
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
Gazi
1926

REZİN İÇERİKLİ HİBRİT ABUTMENT KRONLARDA ÜRETİM YÖNTEMİNİN TİTANYUM ARA PARÇA VE KRON ARASINDAKİ RETANSİYON DİRENCİNE ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

Özge Mine YÜCEER

DOKTORA TEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ARALIK 2025

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmasında;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmasında yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Özge Mine YÜCEER

25/12/2025

REZİN İÇERİKLİ HİBRİT ABUTMENT KRONLARDA ÜRETİM YÖNTEMİNİN TİTANYUM ARA PARÇA VE KRON ARASINDAKİ RETANSİYON DİRENCİNE ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

(Doktora Tezi)

Özge Mine YÜCEER

GAZİ ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ARALIK 2025

ÖZET

Bu çalışmada, farklı üretim yöntemleri (milleme, SLA, DLP ve mSLA 3B baskı) kullanılarak üretilen rezin içerikli hibrit abutment kron restorasyonlarının retansiyon dirençlerinin karşılaştırılması amaçlandı. Bu amaçla her bir üretim yönteminden 30'ar olmak üzere toplamda 120 örnek üretildi. Sonrasında her bir üretim yöntemi grubunda yer alan örnekler, uygulanan işlemlere göre üç alt gruba (kontrol, termal siklus ile yaşlandırma ve yeniden simantasyon) ayrıldı (n=10). Kontrol gruplarındaki örneklere herhangi bir işlem uygulanmadı. Termal siklus ile yaşlandırma gruplarındaki örnekler, 5°C ve 55°C'deki su banyolarında 20'şer saniye olmak üzere olmak üzere 10000 termal döngüye tabi tutuldu. Yeniden simantasyon grubunda ise, termal siklus ile yaşlandırma ve çekme testinden sonra ikinci alt gruplarda yer alan titanyum ara parçalar üzerine yeni hazırlanan kronlar simante edildi. Bütün deney gruplarındaki örneklere üniversal test cihazı ile çekme testi uygulandı. Çekme testi sırasında kron ve titanyum ara parçanın ayrıldığı andaki değer, retansiyon direnci (N) olarak kaydedildi. Retansiyon direnci değerleri iki yönlü ANOVA ve Henze-Zirkler çok değişkenli normal dağılım testleri ile analiz edildi (α=0,05). İki yönlü ANOVA sonuçlarına göre üretim yöntemlerinin ve uygulanan işlem faktörlerinin retansiyon direnci değerlerini etkilediği ve bu iki faktör arasında etkileşim olduğu bulundu (P<0,05). Eksiltmeli üretim grubunun retansiyon direnci, kontrol grubunda SLA ve DLP 3B baskı gruplarına göre anlamlı olarak daha yüksek bulundu (P<0,05), mSLA grubuyla arasında anlamlı fark saptanmadı (P>0,05). Termal siklus ve yeniden simantasyon gruplarında eksiltmeli üretim grubunun retansiyon direnci, 3B baskı gruplarından anlamlı olarak yüksek bulundu (P<0,05), ancak 3B baskı yöntemleri arasında fark saptanmadı (P>0,05). Retansiyon direnci deneyleri sonrasında tüm örneklerden alınan stereomikroskop görüntüleri sonucunda simanın hem titanyum ara parça yüzeyinde hem de kronun iç yüzeyinde olduğu belirlendi.

Bilim Kodu : 10101,07
Anahtar Kelimeler : Diş implantı, tek-diş; Diş protezi, implant-destekli; Retansiyon, dental protez; Eksiltmeli üretim; Eklemeli üretim; Hibrit abutment kron; Rezin içerikli kron
Sayfa Adedi : 106
Danışman : Prof. Dr. Merve BANKOĞLU GÜNGÖR

EFFECT OF PRODUCTION TECHNIQUE ON THE RETENTION RESISTANCE BETWEEN TITANIUM BASE AND CROWN IN RESIN-CONTAINING HYBRID ABUTMENT CROWNS

(Ph. D. Thesis)

Özge Mine YÜCEER

GAZİ UNIVERSITY
GRADUATE SCHOOL OF HEALTH SCIENCES
ARALIK 2025

ABSTRACT

The aim of this study was to compare the retention resistance of the resin containing hybrid abutment crown restorations made fabricated by using various manufacturing methods, including milling, SLA, DLP, and mSLA 3D printing techniques. A total of 120 specimens were fabricated, with 30 specimens produced for each manufacturing method. Subsequently, the specimens in each manufacturing method group were divided into three subgroups based on the application procedures: control, thermocycling aging, and recementation (n=10). No procedures were applied to the specimens in the control groups. The specimens in the thermocycling aging groups were subjected to 10,000 thermal cycles between water baths at 5°C and 55°C, with a dwell time of 20 seconds in each bath. In the recementation group, after thermocycling aging and the pull-off test of the second subgroup, new crowns were fabricated and cemented onto the titanium abutments used in these groups. All specimens in the experimental groups underwent a pull-off test using a universal testing machine. The failure load at the moment of separation between the crown and the titanium abutment during the pull-off test was recorded as the retention resistance (in Newtons, N) for each specimen. The retention resistance values were analyzed using two-way ANOVA and the Henze-Zirkler multivariate normality tests (α=0.05). According to the two-way ANOVA results, it was observed that the manufacturing methods and the application procedure factors significantly affected the retention resistance values and a significant interaction was found between two factors. (P<0.05). Within the control groups, the specimens produced by the subtractive manufacturing method exhibited the highest retention resistance values, and a statistically significant difference was observed compared to the SLA and DLP 3D printing groups (P<0.05). In contrast, no significant difference was observed when compared to the mSLA group (P>0.05). In both the thermocycling and recementation groups, the retention resistance values of the subtractive manufacturing group were found to be significantly higher than those of the 3D printing groups (P<0.05). However, no statistically significant difference was found among the 3D printing methods (P>0.05). Stereomicroscopic examinations conducted after the retention strength tests showed that the cement residues were seen on both the surface of the titanium abutments and the inner surface of the crowns.

Science Code : 10101,07
Key Words : Dental Implant, Single-Tooth; Prosthesis Dental, Implant-Supported; Retention, Dental Prosthesis; substractive manufacturing; additive manufacturing; hybrid abutment crown; Resin containing crown
Page Number : 106
Supervisor : Prof. Dr. Merve BANKOĞLU GÜNGÖR

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca mesleki gelişimime katkıda bulunan, bana her konuda destek olan ve anlayış gösteren, bilgi ve tecrübesini daima paylaşan çok değerli danışman hocam Prof. Dr. Merve BANKOĞLU GÜNGÖR'e,

Doktora eğitimim boyunca katkıları, gösterdiği anlayış ve desteklerinden dolayı Anabilim Dalı Başkanımız sayın Prof. Dr. Cemal AYDIN'a,

Doktora eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerini paylaşan, manevi desteğini her zaman hissettiğim hocalarım Prof. Dr. Bilge TURHAN BAL, Prof. Dr. Seçil KARAKOCA NEMLİ, Doç. Dr. Nagehan AKTAŞ'a,

Hayatım boyunca arkamda olan ve desteklerini asla esirgemeyen annem Sevgi YÜCEER, babam Ahmet YÜCEER, ablam Müge YÜCEER ve yeğenim Kıvanç YILDIZ'a,

Doktora eğitimin boyunca güzel anılar biriktirmemi sağlayan, birbirimize her zaman destek olduğumuz sevgili arkadaşlarım Dr. Dt. Zahide ERBULAK'a, Dt. Ayşegül CAVNAR'a, Dt. Bengisu ATALAY'a, Dt. Hazal KOLBAŞ'a, Dt. Umut Can Berk AYTEN'e, Dt. Zeynep DEMİRCAN'a, Dt. Zühre AŞICIOĞLU'na, Dt. Seyran MEHDİYEV'e, Dt. Yaren Berfin KONYAR'a, Dt. Ezgi KARACA'ya, Dt. Ayyüce SÖKMEN'e ve Dt. Azer REHİMİ'ye,

Doktora eğitimin boyunca her zor dönemimde yanımda olan abilerim Hasan SEMİZ ve Abdussamet KARACA'ya,

TDK-2025-9827 kodlu BAP projesi desteği ile tez çalışmama katkı sağlayan Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeler Birimi'ne saygılarımı ve en içten teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET iv

TEŞEKKÜR vi

İÇİNDEKİLER vii

ÇİZELGELERİN LİSTESİ ix

RESİMLERİN LİSTESİ x

SİMGELER VE KISALTMALAR xii

1. GİRİŞ 1

2. GENEL BİLGİLER 3

2.1. Dental İmplantlar 3

2.2. İmplant Üstü Protetik Seçenekler 3

2.2.1. İmplant üstü hareketli protezler 4

2.2.2. İmplant üstü hibrit protezler 5

2.2.3. İmplant üstü sabit protezler 5

2.3. Hibrit Abutmentlar 11

2.4. Hibrit Abutment Kronlar 12

2.4.1. Hibrit abutment kronların üretim yöntemleri 12

2.4.2. Hibrit abutment kron üretiminde kullanılan materyaller 23

2.4.3. Hibrit abutment kronlarda titanyum ara parça ile kron arasındaki retansiyonu etkileyen faktörler 28

2.5. Dental Restorasyonlarda Bağlanma Dayanımının Belirlenmesinde Kullanılan Mekanik Testler 32

2.5.1. Çekme testi 33

2.6. Dental Restorasyonlarda Yaşlandırma Yöntemleri 34

2.6.1. Termal siklus yaşlandırma yöntemi 35

3. GEREÇ VE YÖNTEM 37

Sayfa

3.1. Örnek Sayısının Belirlenmesi 37

3.2. Çalışma Modelinin Oluşturulması 37

3.3. Restorasyonların Tasarımı ve Üretimi 39

3.4. Restorasyonların Titanyum Ara Parçaya Simantasyonu 46

3.5. İşlem Gruplarının Oluşturulması 50

3.6. Çekme Testinin Uygulanması ve Örneklere Ait Retansiyon Direnci Değerlerinin Belirlenmesi 52

3.7. Çekme Testi Sonrasında Başarısızlık Tiplerinin Belirlenmesi 52

3.8. İstatistik Analiz 53

4. BULGULAR 55

4.1. Üretim Yöntemi Gruplarına İlişkin Retansiyon Direnci Bulguları 55

4.2. İşlem Gruplarına İlişkin Retansiyon Direnci Bulguları 55

4.3. Farklı Üretim Yöntemleri ve İşlem Gruplarına İlişkin Retansiyon Direnci Bulguları 56

4.4. Farklı Üretim Yöntemlerine ve İşlem Gruplarına İlişkin Retansiyon Direnci Bulgularına Ait İki Yönlü Faktöriyel ANOVA Sonuçları 57

4.5. Farklı Üretim Yöntemlerine ve İşlem Gruplarına İlişkin Retansiyon Direnci Bulgularına Ait Çoklu Karşılaştırma Testi Sonuçları 58

4.5.1. Üretim yöntemlerine ilişkin çoklu karşılaştırma testi sonuçları 59

4.5.2. İşlem gruplarına ilişkin çoklu karşılaştırma testi sonuçları 60

4.5.3. Üretim yöntemlerine ve uygulanan işlemlere ilişkin çoklu karşılaştırma testi sonuçları 60

4.6. Çekme testi sonrasında başarısızlık tiplerinin belirlenmesi 64

5. TARTIŞMA 65

6. SONUÇ VE ÖNERİLER 81

KAYNAKLAR 83

ÖZGEÇMİŞ 105

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge **Sayfa**

Çizelge 2.1. Eklemeli üretim yöntemlerinin sınıflandırılması (Mora vd., 2022) 15

Çizelge 2.2. SLA, DLP, mSLA ve CLIP üretim yöntemlerinin karşılaştırılması (Junk ve Bär, 2023; Ligon vd., 2017; Lipkowitz vd., 2022)..... 23

Çizelge 2.3. Hibrit abutment kron üretiminde kullanılabilecek materyaller (Çetin ve Aslan, 2023; Martins vd., 2023; Mostafavi vd., 2021)..... 24

Çizelge 2.4. Bağlanma statik testlerin sınıflandırılması (El Mourad, 2018) 33

Çizelge 2.5. Dental restorasyonlarda kullanılan yaşlandırma yöntemleri 35

Çizelge 3.1. Kullanılan materyaller, materyal içerikleri, üretim yöntemleri, üretim sonrası işlemler ve simantasyon için uygulanan yüzey işlemleri..... 40

Çizelge 3.2. İşlem gruplarının oluşturulması..... 50

Çizelge 4.1. Farklı üretim yöntemlerinden elde edilen retansiyon direnci (N) değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler..... 55

Çizelge 4.2. Farklı işlem gruplarından elde edilen retansiyon direnci (N) değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler..... 56

Çizelge 4.3. Farklı üretim yöntemleri ve işlem gruplarından elde edilen retansiyon direnci (N) değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler 57

Çizelge 4.4. Kullanılan üretim yönteminin ve retansiyon direnci (N) değerleri üzerindeki etkisinin araştırıldığı iki yönlü faktöriyel ANOVA sonuçları . 58

Çizelge 4.5. Üretim yöntemlerine ilişkin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları (n=30)..... 59

Çizelge 4.6. İşlem gruplarına ilişkin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları (n=40). 60

Çizelge 4.7. Uygulanan üretim yöntemlerin ve işlemlerinin birlikte etkisine ilişkin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları 61

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim **Sayfa**

Resim 3.1. Çalışma modelinin elde edilmesi 38

Resim 3.2. Modellerin artikülatöre bağlanması 38

Resim 3.3. Ağız içi tarayıcı ile modelin taranması 39

Resim 3.4. Hibrit abutment kron tasarımı 39

Resim 3.5. Grup 1'e ait örneklerin milleme cihazında üretimi 42

Resim 3.6. SLA 3B baskı (eklemeli yöntem) ile rezin reçineden üretilen hibrit abutment kron 422

Resim 3.7. Formlabs Permanent Crown Resin ile üretim sonrası alkol ile yıkama 43

Resim 3.8. Formlabs Permanent Crown Resin ile üretim sonrası kürlemenin yapılması 43

Resim 3.9. Saremco Crowntec ile üretim sonrası kürlemenin yapılması 44

Resim 3.10. VarseoSmile TriniQ ile üretimi ve üretim sonrası kürlemenin yapılması a) Üretimin yapılması b) İzopropil alkolde yıkama yapılması c) Kürlemenin yapılması d) Destek parçalarından ayrılması 45

Resim 3.11. Üretilen kronlara Optiglaze uygulaması a) G-Multi primer ve Optiglaze clear b) Fırça ile uygulaması c) Işık cihazı ile polimerizasyon yapılması .. 46

Resim 3.12. Titanyum ara parçaların simantasyon öncesi hazırlanması a) Titanyum ara parçanın vida deliği teflon bant ile kapatılması b) Mesafeyi sabit tutacak aparata yerleştirilmesi c) Kumlama sonrası titanyum ara parça 46

Resim 3.13. Vita Enamic örneklere %5lik hidroflorik asit uygulaması 47

Resim 3.14. Restorasyonların simantasyon yüzeyine silan uygulaması 48

Resim 3.15. Restorasyon ve titanyum ara parçaya referans çizgilerinin çizilmesi 48

Resim 3.16. Restorasyon ve titanyum ara parçanın simantasyonu a) Titanyum ara parçaya siman uygulanması b) Restorasyon ve titanyum ara parçanın simantasyonu sonrası siman artıkların temizlenmesi 49

Resim 3.17. Örneklere çekme testi için a) referans noktanın belirlenmesi b, c) Delik açılması 49

Resim 3.18. Örneklerin akrilik blok içerisine freze cihazı ile yerleştirilmesi 50

Resim 3.19. Kontrol grubu için hazırlanmış örnekler 51

Resim 3.20. Kullanılan termal siklus cihazı 51

Resim **Sayfa**

Resim 3.21. Örneklere çekme testi uygulanması 52

Resim 3.22. a) Başarısızlık analizinde kullanılan steremikroskopun görüntüsü b) İncelemenin yapılma şekli 53

Resim 4.1. a) Kronun iç yüzeyinin görüntüsü b) Titanyum ara parçanın yüzeyinin görüntüsü 64

SİMGELER VE KISALTMALAR

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

Simgeler	**Açıklamalar**
%	Yüzde
<	Küçüktür
=	Eşittir
>	Büyüktür
±	Artı-eksi (tolerans)
°	Derece
°C	Santigrat derece
~	Yaklaşık
Al_2O_3	Alüminyum oksit
dk	Dakika
mm	Milimetre
mm/dk	Milimetre/dakika
Mpa	Megapaskal
N	Newton
N/mm2	Newton/milimetrekare
P	Olasılık değeri (Propability)
sn	Saniye
µm	Mikrometre

Kısaltmalar	**Açıklamalar**
3B	Üç boyutlu
ASTM	Uluslararası Amerikan Test ve Malzeme Topluluğu (American Society for Testing and Materials)
CAD	Bilgisayar destekli tasarım (Computer Aided Design)
CAM	Bilgisayar destekli üretim (Computer Aided Manufacturing)
CLIP	Sürekli sıvı arayüz üretimi (Continuous Light Interface Production)

Kısaltmalar	Açıklamalar
DLP	Dijital ışık işleme (Dijital Light Processing)
DMD	Mikro ayna aygıtı (Digital Micromirror Device)
FDM	Eriyik yığma modelleme (Fused Deposition Modeling)
HF	Hidroflorik asit
ISO	Uluslararası Standardizasyon Örgütü (InternationalOrganization For Standardization)
LCD	Sıvı kristal ekran (Liqiud crystal display)
LED	Işık yayan diyot (Light emitting diode)
MSLA	Maskelenmiş stereolitografi (Masked stereolithography)
PEEK	Polietereterketon
PICN	Polimer-infiltre seramik ağ
PMMA	Polimetil metakrilat
SLA	Sterolitografi
STL	Standart mozaikleme dili (Standard Tessellation Language)
Ti-base	Titanyum ara parça
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
TPP	Çift foton polimerizasyonu (Two-Photon Polymerization)
UDMA	Ürethan dimetakrilat
UV	Ultraviyole

1. GİRİŞ

İmplant üstü protezler, kaybedilen dişlerin fonksiyonunun ve estetiğinin yeniden kazandırılmasında günümüzde sıklıkla tercih edilmektedir (Gowd vd., 2017). Bu protezler, yüksek başarı oranları ve uzun dönemli biyolojik uyumları sayesinde hem klinisyenler hem de hastalar için güvenilir bir tedavi seçeneği haline gelmiştir. Ayrıca, geleneksel protezlere kıyasla daha doğal bir görünüm ve konfor sağlamaları, implant üstü protezlerin daha fazla tercih edilmesini sağlamaktadır (Nedumgottil ve Sajina, 2024).

İmplant üstü protezlerde estetik başarının sağlanabilmesi, protezin formunun ve renginin doğal dişleri taklit etmesi ve çevre yumuşak dokularla uyumlu olmasıyla mümkündür. (Atri ve Nokar, 2024). İmplant üstü protezlerden biri olan hibrit abutment tasarımlar son yıllarda öne çıkan bir restorasyon türüdür. Mekanik dayanıklılık ve estetik üstünlüğü bir arada sunan bu tasarım, hibrit abutment veya hibrit abutment kron olarak iki farklı şekilde uygulanabilmektedir. Hibrit abutment kron sisteminde, titanyum ara parça ile kron simante edilmekte ve elde edilen bu tek parça yapı implanta vidalanmaktadır (Mostafavi vd., 2021). Titanyum ara parçanın biyomekanik stabilitesi ile zirkonya, seramik veya rezin kullanılarak yapılan kronun doğal görünümünü birleştiren hibrit tasarımlar, özellikle estetik bölgelerde yumuşak doku desteğini artırmakta ve implant üstü protezlerin uzun dönem başarısına katkıda bulunmaktadır (Nguyen vd., 2023).

Hibrit abutment kronların üretiminde hem eksiltmeli hem de eklemeli dijital üretim yöntemleri kullanılabilmektedir. Eksiltmeli üretim yönteminde bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM) teknolojisi ile bloklardan hassas frezeleme yapılırken, eklemeli üretim yönteminde SLA, DLP veya mSLA gibi üç boyutlu baskı teknolojileri kullanılarak katmanlı üretim gerçekleştirilmektedir (Alammar vd., 2025). Eksiltmeli üretim yöntemlerinin malzeme kaybı ve tasarım kısıtlamaları gibi sınırlılıkları göz önüne alındığında, eklemeli üretim teknolojileri günümüzde diş hekimliği uygulamalarında giderek daha yaygın bir biçimde tercih edilmektedir. Bu teknolojiler, özellikle daha az malzeme kaybı, karmaşık geometrilerin üretilebilmesi ve yüksek düzeyde tasarım esnekliği sağlamaları nedeniyle hem klinik hem de laboratuvar süreçlerinde önemli avantajlar sunmaktadır (Kessler vd., 2020; Rasheed vd., 2023).

Hibrit abutment kronlarda kullanılan materyaller hem mekanik hem de estetik özellikleri açısından dikkatle seçilmelidir. Titanyum ara parça üzerine zirkonya seramikten oluşturulan kron, yüksek kırılma direnci ve doğal dişlere yakın opaklığıyla öne çıkarken; lityum disilikat seramikler özellikle ön bölgede translüsensi ve renk uyumları nedeniyle tercih edilmektedir. Ayrıca polimer-infiltrasyonlu hibrit seramikler ve yüksek dolduruculu hibrit rezin materyaller, eksiltmeli üretim ya da üç boyutlu (3B) baskı teknikleriyle restorasyonun üretilebildiği materyaller arasında yer almaktadır. Son yıllarda eklemeli üretim teknolojilerinde daimî restorasyonlar için üretilen fotopolimer rezinler hibrit abutment kronlarda kullanılmaya başlanmıştır. Bu materyallerin klinik açıdan kabul edilebilir uyum ve dayanıklılık sundukları bildirilmiştir (Zhang R. vd., 2024).

Hibrit abutment kronlarda titanyum ara parça ile seramik veya rezin esaslı üst yapının birleştirilmesi rezin siman ile gerçekleştirilmektedir. Ağız ortamı, sürekli değişen sıcaklık ve nem koşullarıyla restorasyonların uzun dönem başarısını etkilemektedir. Özellikle sıcaklık farklılıkları ve sıvı temasına bağlı olarak siman tabakasında oluşan genleşme-büzülme hareketleri, siman tabakasında bozulmaya sebep olarak hibrit abutment kronların zamanla desimante olmasına yol açabilmektedir. Bu klinik koşulların laboratuvar koşullarında taklit edilebilmesi amacıyla termal siklus yaşlandırma testleri uygulanarak restorasyonların retansiyon dayanıklılıkları bu testlerle değerlendirilmektedir (Freitas vd., 2025; Ibrahim vd., 2023).

Çalışmalarda, farklı üretim yöntemleri ile üretilen hibrit abutment kron restorasyonlarda termalsiklus yaşlandırma ve yeniden simantasyon sonrası retansiyon direnci konusunda detaylı bilgi mevcut değildir. Bu tez çalışmasının amacı; farklı üretim yöntemlerinin (eksiltmeli üretim, SLA, DLP ve mSLA 3B baskı yöntemleri) ve uygulanan işlemlerin (kontrol, termal siklus ile yaşlandırma ve yeniden simantasyon) rezin içerikli hibrit abutment kron restorasyonlarında, titanyum ara parça ve kron arasındaki retansiyon direnci üzerindeki etkisinin değerlendirilmesi ve bu restorasyon tipi için uygun materyallerin belirlenmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantlar

Dental implantoloji, kaybedilen dişlerin ve dokuların protetik olarak rehabilitasyonuna destek ve retansiyon sağlamak amacıyla alloplastik materyallerin çene kemiklerine cerrahi olarak yerleştirilmesi olarak tanımlanmaktadır (Cicciù ve Tallarico, 2021). İmplant destekli restorasyonlar ile çevre dokuların etkileşimi, insan vücudunun dental implantlara genellikle olumlu ve öngörülebilir bir biyolojik yanıt verdiğini göstermektedir. Bu nedenle implantlar, eksik dişlerin rehabilitasyonu gereken pek çok durumda öncelikli tedavi seçeneği olarak kabul edilmektedir. Bununla birlikte, implant tedavisinin planlanması çok sayıda biyolojik, mekanik ve hasta-odaklı değişkenin dikkate alınmasını gerektiren, kendine özgü bir süreçtir. Dental implantların uygun tanı, risk değerlendirmesi ve titiz planlama ile uygulanması uzun dönem başarı ve iyi bir prognoz sağlamaktadır (Gowd vd., 2017). Günümüzde, farklı klinik durumların rehabilitasyonu için endikasyona özel çeşitli implant sistemleri ve implant üstü protez seçenekleri mevcuttur (Gowd vd., 2017).

2.2. İmplant Üstü Protetik Seçenekler

Protetik diş hekimliğinde amaç; oral ve maksillofasiyal sistemde defektleri veya diş eksiklikleri olan hastalara fonksiyonu, estetiği ve fonasyonu yeniden kazandırmaktır (Dewan vd., 2015). Tek diş ve kısmi diş eksikliklerinde diş destekli sabit bölümlü protez restorasyonları; komşu sağlıklı diş dokularında madde kaybı, dayanak dişlerde artan yük, periodontal stres ve uzun vadeli pulpa-periodontal komplikasyon riskini beraberinde getirmektedir. Özellikle restorasyonun uzun olması dayanak dişler üzerinde yüksek stres dağılımına yol açmakta; bu da marjinal kemik kaybı, klinik ataşman kaybı ve sekonder çürük gibi biyolojik problemlerde artışla ilişkilendirilmektedir (Alenezi ve Aloqayli, 2023). Kısmi ve tam diş eksikliklerinin geleneksel hareketli protezler ile tedavisi; retansiyon ve stabilitenin düşük olması, konuşma ve çiğneme fonksiyonlarında rahatsızlık, destek dişlerde artan plak birikimi ve hijyenin zor olması gibi dezavantajlara sahiptir (Alsaggaf vd., 2024). Geleneksel tam protez kullanan bireylerde çiğneme etkinliğinin, doğal dişlerle elde edilen fonksiyonun yaklaşık %60'ına kadar düşebildiği bildirilmektedir. Buna karşılık implant destekli protezler, hastalara geleneksel hareketli restorasyonlara kıyasla fonksiyonel olarak daha iyi ve daha rahat kullanabilecekleri protezler sunmaktadır (Gowd vd., 2017).

Günümüzde eksik dişlerin implant üstü restorasyonlarla tedavisi, birçok klinik durumda öncelikli seçenek haline gelmiştir. İmplant üstü restorasyonların yüksek sağkalım oranları (>%95, 5-10 yıl takipte) ve hasta memnuniyeti sağladığı kabul edilmektedir (Alenezi ve Aloqayli, 2023; Jung vd., 2008; Pjetursson vd., 2012). İmplant tedavisine yönelik artan talebin sebepleri arasında diş kaybının psikososyal etkileri, yaşlı nüfusun artışı, yaşa bağlı diş kayıplarının yaygınlığı, dişsizliğin yol açtığı anatomik ve fonksiyonel değişiklikler, hareketli protezlerin sınırlı performansı ve implant üstü protezlerin uzun dönem yüksek başarısı yer almaktadır (Dewan vd., 2015; Feine vd., 2018).

İmplant destekli protetik tedavilerde kemik hacmi ve kalitesi, implant sayısı ve yerleşimi, oklüzyon, hastanın estetik ve fonksiyonel beklentileri, hijyen motivasyonu, hastanın sistemik durumu ve sosyo-ekonomik durumu gibi faktörlere bağlı olarak sabit, hareketli veya hibrit protezlerden uygun olan tercih edilmektedir (Di Francesco vd., 2021; Saravi vd., 2020).

2.2.1. İmplant üstü hareketli protezler

İmplant üstü hareketli protezler, implantlardan destek alan hasta tarafından takılıp çıkarılabilen, genellikle retansiyon elemanları (bar, locator, top ataşman vb.) aracılığıyla tutuculuk sağlayan restorasyonlardır. Bu protezler; kemik hacminin sabit restorasyon için yetersiz olduğu, implant sayısının sınırlı olduğu ve sabit protezlerin ekonomik veya cerrahi açıdan mümkün olmadığı durumlarda tercih edilir. Uzun dönem klinik bulgular, mandibulada üç implantla desteklenen overdenture'ların, dört implantlı olanlarla karşılaştırıldığında benzer implant ve protez sağkalım oranları sunduğunu göstermektedir. Özellikle tam dişsiz mandibulada bir veya iki implant destekli overdenture, standart tedavi seçeneği olarak kabul edilmektedir (Feine vd., 2018; Jayasinghe vd., 2024). Dört implant üzerine uygulanan bar tutuculu maksiller overdentureların; hasta memnuniyeti, implant ve protez sağkalım oranları ile protez komplikasyonları açısından altı implant destekli protezlere göre anlamlı bir fark göstermediğini ortaya koymaktadır (Balaguer vd., 2015; Di Francesco vd., 2021; Jayasinghe vd., 2024). Bununla birlikte, tutucu elemanların aşınması, matriks değişimi ve periyodik bakım ihtiyacı bu tedavi seçeneğinin başlıca teknik komplikasyonlarındandır (Patodia vd., 2022).

2.2.2. İmplant üstü hibrit protezler

Hibrit protezler, implantlara sabitlenen metal veya yüksek performanslı polimer altyapılar üzerine akrilik, kompozit ya da zirkonya esaslı üst yapıların yerleştirilmesiyle oluşturulan, sabit ve hareketli protezlerin avantajlarını bir arada sunan restorasyonlardır (Grover vd., 2024). Hibrit protezler, özellikle yüksek gülümseme çizgisine sahip veya estetik beklentileri yüksek olan hastalar için avantajlıdır. Geleneksel metal-seramik restorasyonlara kıyasla daha düşük ağırlıkları sayesinde, arklar arası mesafenin 12-15 mm' den fazla olduğu vakalarda uygulanabilmektedirler (Grover vd., 2024; Kumar vd., 2025; Özdoğan ve İncesu, 2016). Bununla birlikte, hibrit protezlerde kullanılan akrilik veya kompozit esaslı üst yapı materyalleri zaman içerisinde aşınma, renklenme ve kırılmaya yatkındır. Bu durum estetik ve fonksiyonel sorunlara yol açabilmektedir. Porselen restorasyonlara kıyasla daha sık tamir ve bakım gerektirmeleri uzun dönem kullanımda klinisyen ve hasta açısından dezavantaj oluşturmaktadır (Kumar vd., 2025). Hibrit protezlerin sabit olması ağız hijyeninin sağlanmasını güçleştirebilmekte ve yetersiz bakım durumunda biyofilm birikimine bağlı olarak peri-implant mukozitis ve peri-implantitis gelişme riskini artırabilmektedir (Grover vd., 2024; Khorshid, 2023).

2.2.3. İmplant üstü sabit protezler

İmplant üstü sabit protezler; implantlara vidalanan ya da simante edilen hastanın çıkarıp takması mümkün olmayan restorasyonlardır. Bu tedavi seçeneği tek diş eksikliği, kısa dişsiz boşluklar, tam dişsiz mandibula ya da maksillada yeterli kemik hacmi ve kemik kalitesi mevcut olduğunda ve hasta estetik ile fonksiyon açısından yüksek beklentilere sahipse tercih edilmektedir. İmplant üstü sabit protezlerin; çiğneme kuvvetlerinin iyi iletilmesi, konuşma fonksiyonu ve estetiğin iyi sağlanabilmesi ve hasta memnuniyetinin genel olarak yüksek olması gibi avantajları bulunmaktadır (Froimovici vd., 2024; Lago vd., 2023). Bunun yanında teknik (veneer porselende chipping, vida gevşemesi, simantasyon problemleri) ve biyolojik komplikasyonlar (marjinal kemik kaybı, peri-implantitis), maliyetin daha fazla olması bu restorasyonların dezavantajlarıdır (Berzaghi ve Bortolini, 2023; Montero, 2021).

İmplant üstü tek diş restorasyonlar

İmplant üstü tek diş restorasyonlar, diş eksikliklerinin en fizyolojik ve konservatif tedavi seçeneklerinden biridir. Bu restorasyonlar, bir implantın üzerine yerleştirilen abutment ve kron yapısından oluşmakta; doğal dişe en yakın fonksiyon ve estetik sonuçları sağlamaktadır. Komşu dişlerin preparasyonuna gerek olmaması, bu dişlerde sekonder çürük ve endodontik problem riskini ortadan kaldırılmaktadır. Bu sebeple implant üstü tek diş restorasyonlar, diş destekli sabit bölümlü protezlere göre daha konservatif bir yaklaşım sunmaktadırlar. Bu restorasyonlar tek diş eksikliği olan, dişsiz bölgede yeterli alveoler kemik hacmine sahip ve diş eksikliğine komşu dişleri sağlıklı olan hastalarda endikedir (Pjetursson vd., 2012; Srikanth vd., 2025). Hjalmarsson, Gheisarifar ve Jemt (2016) çalışmalarında implant üstü kronların, diş üstü protetik seçeneklere göre 10 yıllık sağkalım oranlarının yaklaşık %10 daha yüksek olduğu bildirilmektedir. Estetik açıdan, özellikle anterior bölgede uygun implant yerleşimi, yumuşak doku yönetimi ve papil oluşturma ile doğal diş görünümüne çok yakın sonuçlar elde edilebilmektedir (Totou vd., 2021). Ancak implant üstü tek diş restorasyonlarda da bazı biyolojik ve teknik komplikasyonlar görülebilmektedir. Peri-implant mukozitis, peri-implantitis, marjinal kemik kaybı ve estetik bölgede papil kaybı gibi biyolojik komplikasyonlar en sık bildirilen komplikasyonlar arasındadır. Teknik açıdan ise abutment vidasının gevşemesi, chipping ve nadiren de olsa implant kırığı görülebilmektedir. Son yıllarda, implantın protez bileşenleri olan abutment ve kron; tasarım özellikleri ve kullanılan materyaller açısından önemli ölçüde geliştirilmiş, böylece önceki dezavantajların azaltılması ve tedavi başarısının artırılması hedeflenmiştir (Barkarmo ve Kowar, 2025).

İmplant üstü sabit restorasyonlarda kullanılan abutmentlar

İmplant üstü sabit restorasyonlar için abutment seçimi, implant üstü protetik tedavilerin uzun dönem başarısının temel belirleyicilerinden biri olarak kabul edilmektedir. Farklı materyal ve tasarımlardan oluşan abutment seçenekleri arasından uygun tercihin yapılabilmesi için estetik gereksinimler, biyolojik uyum ve mekanik dayanıklılık gibi faktörlerin dikkatle değerlendirilmesi gerekmektedir (Totou vd., 2021). Sabit protezler için implant abutmentları; üretildiği materyale, üretim yöntemlerine, bağlantı ve retansiyon tipine göre sınıflandırılabilmektedir.

Üretildiği materyale göre abutmentlar

İmplant abutmentlarının üretildiği materyal, protetik tedavinin uzun dönem başarısında kritik bir rol oynamaktadır. Materyal seçimi; biyolojik uyum, mekanik dayanıklılık, estetik beklentiler ve peri-implant yumuşak dokuların tepkisini doğrudan etkilemektedir. Günümüzde en yaygın kullanılan materyaller titanyum, zirkonya, polimer esaslı materyaller (polyetheretherketone, polyaryletherketone vb.) ve hibrit abutment kombinasyonlarıdır (Ghazal-Maghras vd., 2022; Totou vd., 2021).

Titanyum abutmentlar, dental implantolojide uzun yıllardır "altın standart" kabul edilen materyallerdir. Yüksek çekme ve yorulma direncine sahip olmaları, implant-abutment bağlantısında mikrosızıntının en az düzeyde olması ve mükemmel biyouyumlulukları ile öne çıkmaktadırlar (Chmielewski vd., 2024; Ortega-Martínez vd., 2022). Titanyum abutmentlar, özellikle yüksek oklüzal yük taşıyan posterior bölgede tercih edilmektedirler. Anterior bölgede yer alan implantlarda ise ince yumuşak doku biyotipine sahip hastalarda mukozadan gri renk yansımasına neden olabilmeleri estetik sonuçları olumsuz etkileyebilmektedir (Luthra vd., 2024).

Zirkonya abutmentlar, titanyuma estetik bir alternatif olarak geliştirilmiştir. Diş renginde olmaları sayesinde özellikle anterior bölgede doğal diş görünümüne çok yakın sonuçlar sağlamaktadırlar. Zirkonya abutmentların peri-implant yumuşak doku sağlığını olumlu etkilediği, plak akümülasyonunun titanyuma kıyasla daha az olduğu ve peri-implant mukozanın renk uyumunun daha tatmin edici olduğu bildirilmiştir (Halim vd., 2022; Lops vd., 2023). Bununla birlikte, zirkonya abutmentlar titanyuma göre daha düşük kırılma direncine sahiptir; bu nedenle özellikle ince kesitli, eksternal bağlantılı ve posterior bölgedeki restorasyonlarda kırılma riski göz önünde bulundurulmalıdır (Anastasaki vd., 2025; Chmielewski vd., 2024). Alsahhaf, Spies, Vach ve Kohal (2017), zirkonya abutmentların yük altında en zayıf bölgelerin vida başı çevresi ile implant bağlantı bölgesi olduğunu, ancak bu bölgelerdeki kırılma dayanımı değerlerinin maksiller anterior bölgedeki maksimum fizyolojik kuvvetleri karşıladığını bildirmişlerdir. Günümüzde monolitik zirkonya seramiklerden bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM) yöntemi ile üretilen abutmentlar, hem mekanik hem estetik performansı artırmıştır (Donker vd., 2025).

Polimer esaslı abutmentlar, son yıllarda geçici restorasyon ve iyileşme abutmentlarında popüler hale gelmiştir. Bu abutmentlar, kemiğe yakın elastik modülleri sayesinde yükleri daha fizyolojik şekilde iletebilmekte ve titanyuma göre daha kolay frezelenebilmektedirler. Ayrıca metal içermemeleri nedeniyle biyouyum potansiyelleri yüksek ve alerji riskleri düşüktür (Alqutaibi vd., 2025; Yang vd., 2025). Ancak polimer esaslı abutmentlar ile ilgili uzun dönem klinik veriler yetersizdir ve daimi restorasyonlarda kırılma riskleri titanyuma göre daha yüksektir. Bu nedenle polimer abutmentlar çoğunlukla geçici restorasyonlarda veya düşük yük taşıyan bölgelerde tercih edilmektedir (Ghazal-Maghras vd., 2022).

Üretim yöntemlerine göre abutmentlar

Abutmentlar üretim yöntemlerine göre endüstriyel üretim (prefabrike), yarı kişiselleştirilmiş (pre-milled) ve tam kişiselleştirilmiş (custom) abutmentlar olmak üzere üç ana grupta sınıflandırılmaktadır (Robaian vd., 2025). Kişiselleştirilmiş abutmentlar, prefabrike abutmentlara kıyasla daha doğal bir çıkış profili ve gingival kontur sağlamaktadır. Ayrıca oklüzal kuvvetlerin implantın aksına yakın yönlendirmesine yardımcı olmakta; bu da vida gevşemesi ve vida kırılması gibi mekanik problemleri azaltmaktadır (Gallo vd., 2022; Târtea vd., 2023). Prefabrike abutmentlar, üreticiden hazır gelmeleri nedeniyle maliyet açısından avantajlı olabilmekte ve tedavi süresini kısaltabilmektedirler (Gallo vd., 2022).

Lops ve diğerlerinin (2018) yaptığı bir çalışmada, prefabrike ve kişiye özel abutmentların vida sıkıldıktan sonra sızdırmazlık açısından karşılaştırılması yapılmış ve prefabrike abutmentların daha yüksek sızdırmazlık sağladığı belirlenmiştir. Lops ve diğerleri (2023) 12-36 aylık takip süreleri boyunca mukozal çekilme, interproksimal papilla durumu ve dolgunluğu açısından prefabrike ve kişiselleştirilmiş abutmentları karşılaştırmış olup anlamlı fark saptamamışlardır. Kişiselleştirilmiş abutmentların estetik avantajlarının olabileceğini ancak bu avantajların klinik olarak doğrulanması için daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulduğu belirtilmiştir. Chao ve diğerleri (2025) prefabrike ve kişiselleştirilmiş abutmentların marjinal kemik seviyesi değişimini karşılaştırmışlardır. Araştırmacılar kişiselleştirilmiş abutment kullanılan implantlarda marjinal kemik seviyesinin prefabrike abutmentlara kıyasla daha iyi korunduğunu belirtmişlerdir.

İmplant bağlantı tipine göre abutmentlar

İmplant-abutment ara yüzleri, "eksternal bağlantı" ve "internal bağlantı" olarak iki ana sınıfta değerlendirilmektedir. Eksternal bağlantı tipleri, cerrahi ve protetik aşamalarda sağladıkları erişim ve komponentler arası uyumluluk kolaylığı nedeniyle avantajlı kabul edilmektedir. Bununla birlikte eksternal bağlantıda mikroboşluk oluşumuna ve vida gevşemesine eğilim vardır (Fernández-Asián vd., 2019; Grandi vd., 2021). İnternal bağlantılar ise; düz yüzeyli internal, altıgen/sekizgen (internal hex/octagon), internal konik (internal conical) ve morse taper (konik, soğuk kaynak/friksiyon uyumlu) olarak ayrılmaktadır. Bu sınıflama, bağlantı geometrisi ile ilgili rotasyonel stabilite, yük aktarımı ve mikrosızıntı gibi kritik özellikleri belirlemektedir (Grandi vd., 2021; Shen vd., 2023).

Viteri-Ruiz, Parise-Vasco ve Montesinos-Guevara (2023)'nın yaptıkları sistematik derleme ve meta-analizde, internal bağlantı tiplerinin eksternal bağlantılara kıyasla daha az marjinal kemik kaybı ve mekanik komplikasyona yol açabileceği bildirmişlerdir. Bununla birlikte, implant sağ kalımı ve biyolojik komplikasyon oranları açısından bağlantı tipleri arasında anlamlı bir fark olmadığı sonucuna ulaşılmıştır. Camps-Font ve diğerlerinin (2023) yaptıkları sistematik derlemede ise eksternal ve internal bağlantıların kısa ve orta dönem klinik başarılarının benzer olduğu belirtilmiştir. Bununla birlikte, genel olarak internal/konik bağlantılarda marjinal kemik kaybı ve teknik komplikasyon oranlarının daha düşük olabileceği vurgulanmaktadır. Yang ve diğerlerinin (2022) çalışmasına göre morse konik tasarımlar lateral yükleri implant gövdesi içine daha derinde dağıtarak vida tork kaybına ve mikro harekete karşı direnci artırmakta ve protez komplikasyonlarının azalmasına katkı sağlamaktadır.

Bağlantı şeklinden bağımsız olarak platform switching (dar abutment ve geniş implant omzu) yaklaşımı pek çok sistemde uygulanabilen bir ara yüz tasarımıdır. Bu tasarım implant çevresinde oluşan biyolojik genişlik ve yük konsantrasyonunun implant merkezine taşınmasıyla marjinal kemiğin korunmasına katkı sağlayabilmektedir. Güncel veriler, platform switching uygulanan implant–abutment birleşimlerinde ortalama marjinal kemik kaybının uygulanmayanlara göre azaldığını desteklemektedir (Nami vd., 2025; Tomar vd., 2025; Vaghela vd., 2024).

Retansiyon tipine göre abutmentlar

İmplant abutmentları, retansiyon tiplerine göre vida tutuculu, siman tutuculu ve bu ikisinin kombinasyonu olan hibrit tasarımlar olarak üç ana gruba ayrılabilir. Vida tutuculu restorasyonlar, artık siman riskini ortadan kaldırmaları ve gerektiğinde sökülüp yeniden takılabilmeleri sayesinde biyolojik komplikasyonların önlenmesinde avantaj sağlamaktadırlar. Ancak bu restorasyonlarda oklüzal yüzeyde vida deliğinin varlığı estetik dezavantaj oluşturabilir ve bunun yanında vida gevşemesi riski mevcuttur (Montero, 2021). Siman tutuculu restorasyonlar ise özellikle anterior bölgede, vida deliği bulunmadığından estetik açıdan avantajlıdırlar ve pasif uyumun sağlanması kolaydır. Buna karşın artık simanın tam olarak uzaklaştırılamaması peri-implant mukozitis ve peri-implantitis gelişimi için önemli bir risk faktörüdür (Barkarmo ve Kowar, 2025; Montero, 2021; Wittneben vd., 2017).

Vida tutuculu implant üstü restorasyonlarda, peri-implant enflamasyonunun ve mekanik komplikasyonların siman tutuculu restorasyonlara kıyasla daha düşük görüldüğü ve marjinal kemik kaybının daha az olduğu belirtilmiştir. Buna karşın; sistematik derlemeler, estetik skorların ve hasta memnuniyeti düzeylerinin her iki retansiyon tipi arasında klinik olarak anlamlı farklılık göstermediğini bildirmektedir (Fiorillo vd., 2024; Kraus vd., 2024; Sajjanar vd., 2025).

Hibrit tasarımlar ise her iki sistemin avantajlarını birleştirmeyi hedefleyerek restorasyonun önce abutmenta simante edilip sonrasında vida ile implanta bağlanmasına olanak tanımaktadır. Böylece hem pasif uyum sağlanmakta hem de gerektiğinde restorasyonlar kolaylıkla çıkarılabilmektedir. Bununla birlikte, hibrit restorasyonlar hem siman hem de vida komplikasyonlarının bir arada görülebilme olasılığı ve laboratuvar sürecinin göreceli olarak daha karmaşık olması nedeniyle dikkatle planlanmalıdır (Mostafavi vd., 2021).

Hibrit abutment içeren protezler iki şekilde üretilmektedir (Nouh vd., 2019; Yazigi vd., 2020):

a) Hibrit abutment ve üzerine simante edilen ayrı kron: Abutmentın önce titanyum ara parçaya simante edilip daha sonra implanta vidalandığı ve ardından üzerine ayrıca kronun simante edildiği protez türüdür.

b) Hibrit abutment kronlar: Abutment ve kronun tek parça olarak üretilerek titanyum ara parçaya simante edildiği ve daha sonra implanta vidalandığı protez türüdür.

Bu tasarımlar genellikle klinisyenlerin ve hastaların tercihlerine ve klinik duruma göre seçilmektedir (Nouh vd., 2019).

2.3. Hibrit Abutmentlar

Hibrit abutment, titanyum ara parça (Ti-base) ve titanyum ara parçaya rezin esaslı siman ile simante edilen üst yapıdan oluşan iki parçalı bir implant abutment tasarımıdır (Zhang M. vd., 2024). Bu yapı sayesinde titanyumun sağladığı mekanik dayanıklılık ve implant-abutment bağlantısındaki hassas uyum korunurken, özellikle seramik üst kısım ile estetik avantajlar (doğal diş rengi ve ışık geçirgenliği) elde edilmektedir. Hibrit abutmentlar, özellikle anterior estetik bölgede tek kron restorasyonlarda tercih edilmektedir ve çıkış profilinin kişiye özel şekillendirilmesine imkân tanımaktadır (de Melo Moreno vd., 2023; Karaoğlu vd., 2022; Mostafavi vd., 2021).

Hibrit abutment, implant üzerine vidalanarak yerleştirilmektedir. Daha sonra vidalanan hibrit abutment üzerine tek kron simante edilmektedir. Bu sayede hibrit abutment ve ayrı simante kron sistemi hem biyolojik hem de mekanik açıdan önemli avantajlar sunmaktadır (Edelhoff vd., 2019a). Ayrı bir abutment üretimi, özellikle estetik açıdan kritik ön bölgede, elverişsiz açılara sahip implant pozisyonlarının telafi edilmesine olanak sağlamaktadır (Gómez-Polo vd., 2018; Wittneben vd., 2017). Titanyum ara parça ile seramik abutmentın birleşimi, implant-abutment arayüzünde titanyum-titanyum temasını koruyarak bağlantı bölgesindeki aşınmayı azaltmakta ve implant bütünlüğünün sürdürülmesine katkı sağlamaktadır. Seramik bileşen, estetik gereksinimlerin karşılanmasını kolaylaştırmakta ve doğal dişe yakın sonuçlar elde edilmesini mümkün kılmaktadır. CAD-CAM teknolojisi, abutment ve kronun bireysel olarak tasarlanmasına imkân tanımakta; bu sayede yumuşak doku uyumu artırılmakta ve fonksiyonel yükler daha dengeli dağıtılmaktadır. Bununla birlikte, seramik ile titanyum arasındaki simantasyon işlemi uygun şekilde gerçekleştirilmediğinde retansiyon kaybı ve biyolojik komplikasyonlar gelişebilmekte, ayrıca simantasyon hattının peri-implant mukozayla temas ettiği durumlarda cilalama gereksinimi işlemin hassasiyetini artırmaktadır. Simantasyondan sonra restorasyonun

sökülmesi ve yeniden uygulanması ise klinik açıdan güçlükler yaratabilmektedir (Naumann vd., 2025).

2.4. Hibrit Abutment Kronlar

Hibrit abutment kronlar ise ağız dışında simante edilip sonrasında implanta vidalanan ve farklı malzemelerden üretilen monolitik veya iki katmanlı kron tasarımlarıdır (de Melo Moreno vd., 2023). Bu restorasyonlar, oklüzal vida erişim yoluyla implant üzerine doğrudan ağız içine vidalanmakta ve sonrasında vida boşlukları kompozit bir materyal ile kapatılmaktadır (Al-Thobity, 2022). Bu sistem, çıkış profilinin özelleştirilmesine olanak tanımaktadır. Ayrıca maliyetlerin azalmasıyla zaman verimliliği sağlanmaktadır. Hibrit retansiyon (simante ve vidalı) fazla simanın uzaklaştırılmasına ve vidalamadan önce restorasyon kenarlarının ışıkla polimerizasyonuna da olanak sağlamaktadır (Bergamo vd., 2021; Cardoso vd., 2020).

Hibrit abutment kronların ağız içinde simantasyon gerektirmemeleri, artık siman oluşmasını engellemekte ve böylece peri-implant yumuşak doku problemlerinin önlenmesine katkıda bulunmaktadır. Ek olarak, simantasyon için yeterli tutuculuk formunun elde edilemediği durumlarda veya dikey mesafe sınırlı olduğunda da uygulanabilmektedirler (Gómez-Polo vd., 2018). Bununla birlikte, hibrit abutment kron sistemlerinin bazı sınırlılıkları da bulunmaktadır. Seramik yapı ile titanyum ara parça arasındaki simantasyon işleminin manuel olarak gerçekleştirilmesi, doğru açısal hizalamanın sağlanamadığı durumlarda retansiyon kaybına neden olabilmektedir. Ayrıca, bu restorasyonlara ilişkin uzun dönemli klinik verilerin yetersizliği, biyomekanik dayanıklılık ve yumuşak doku uyumu açısından belirsizlik oluşturmaktadır. İlaveten, implantın iç geometrisi ve komşu dişlerle olan ilişkilerden kaynaklanan sınırlı yerleştirme yönü, protetik uygulamaları klinik açıdan zorlaştırabilmektedir (Edelhoff vd., 2019b).

2.4.1. Hibrit abutment kronların üretim yöntemleri

CAD-CAM sistemlerinin gelişimi ile diş hekimliğinde dijitalleşme süreci hızlanmıştır (Kessler vd., 2020). Ağız içi ve ağız dışı bir tarayıcıdan gelen tarama bilgilerini kullanarak, dijital ortamda estetik ve oklüzal fonksiyona uygun protezler tasarlanabilmektedir. Daha sonra tamamlanmış restorasyon tasarımı bir “standard tenselletion language (STL)” dosya

formatına aktarılmakta ve tasarlanan restorasyon CAM sistemlerinde eksiltmeli (milleme-frezeleme) veya eklemeli (üç boyutlu baskı: 3B baskı) üretim yöntemleriyle üretilebilmektedir. Geleneksel üretimle karşılaştırıldığında, güncel malzemeler CAD-CAM sistemi aracılığıyla daha etkili bir şekilde kullanılabilmektedir (Cooperstein vd., 2018). Reeponmaha, Angwaravong ve Angwarawong (2020) çalışmalarında geleneksel yöntem ve CAD-CAM sistemleri ile üretilen monometakrilat esaslı rezin kronları kıyaslamışlar ve CAD-CAM sistemleri ile üretilen kronların daha yüksek kırılma dayanıklılığına sahip olduğunu göstermişlerdir.

Eksiltmeli üretim

Eksiltmeli üretim, frezeleme makineleri aracılığıyla zirkonya, cam seramik, mum, rezin veya metal gibi blok materyallerin kontrollü bir şekilde aşındırılması yoluyla tasarlanan objenin elde edilmesini sağlayan bir yöntemdir (Bae vd., 2017). Eksiltmeli üretim yöntemi; hızlı işleme olanağı, düşük üretim maliyetleri ve hem kuru hem de ıslak frezeleme sistemlerine kolay erişim sağlaması nedeniyle günümüzde yaygın olarak tercih edilen bir yöntem haline gelmiştir (Alageel vd., 2025). Ancak bu yöntemin üretim sırasında başlangıç materyalin önemli bir kısmı atık hâline gelmesine bağlı ciddi bir malzeme kaybına neden olması ve bu artık materyallerin genellikle yeniden kullanımının mümkün olmaması gibi önemli dezavantajları bulunmaktadır (Özberk ve Karakaya, 2024). Ayrıca milleme frezlerinin karmaşık ve ince geometrilere erişimde yetersiz kalması sebebiyle her tasarımın üretimi mümkün olmamaktadır. Frezlerin kırılma riski, ulaşılması güç alanlarda işlem zorluğu ve özellikle seramik esaslı materyallerde mikro çatlak oluşumu gibi teknik sorunlar da sürecin verimliliğini olumsuz yönde etkilemektedir (Methani vd., 2020).

Eklemeli ve eksiltmeli üretim yöntemleri arasındaki doğruluk, marjin uyumu ve yüzey kalitesi gibi özellikler çeşitli çalışmalarda karşılaştırılmıştır. Elsayed, El-Kouedi ve Shokry (2025), eksiltmeli yöntem ile üretilen kronların marjinal aralık değerlerinin 3B baskı yöntemiyle üretilen zirkonya kronlara göre daha az olduğunu bildirmiştir. Ancak araştırmada 3B baskı yöntemiyle üretilen örneklerin de marjinal uyum değerleri klinik kabul sınırları içinde bulunmuştur. Ayrıca, Wang, Zhou, Zhu, Jiang ve He (2025)' nin çalışmasında, eklemeli üretim yöntemiyle üretilen sabit bölümlü protezlerin eksiltmeli üretimle üretilenlere kıyasla daha üstün marjinal uyum sergilediği ve bu değerlerin dayanak diş/abutment ile olan uyum açısından klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içinde olduğu

bildirilmiştir. Bununla birlikte araştırmacılar eklemeli üretim ile elde edilen protezlerde daha yüksek yüzey pürüzlülüğü olduğunu göstermişlerdir. Çalışmada malzeme israfı ve karmaşık geometrilerdeki sınırlılık gibi eksiltmeli üretimin dezavantajlarının yanı sıra, eklemeli üretim yöntemlerinde özellikle marjinal uyum ve üretim doğruluğu açısından önemli gelişmeler kaydedildiği ancak yüzey pürüzlülüğü sorunun devam ettiği bildirilmiştir (Cho vd., 2025).

Eklemeli üretim

Eklemeli üretim, sıvı rezinler veya tozlar gibi malzemelerin füzyon, bağlama ya da katılaştırma yöntemleriyle bir araya getirilmesine dayanan bir üretim tekniği olarak tanımlanmaktadır. Bu yöntemde parçalar, üç boyutlu CAD modellerinden elde edilen STL verileri kullanılarak uygun malzeme ile katman katman üretilmektedir (Abdulhameed vd., 2019). Eklemeli üretim yöntemi, katmanlı ekleme sistemiyle yapıldığı için geleneksel eksiltmeli yaklaşıma kıyasla malzeme israfını önemli ölçüde azaltmaktadır. Başlangıç materyalin büyük kısmının atık hâline gelmesini önleyerek üretim verimliliğini artırmaktadır (Duplák vd., 2025).

Uluslararası Amerikan Test ve Malzeme Topluluğu (ASTM) çok çeşitli malzemeler, ürünler, sistemler ve hizmetler için teknik standartlar belirlemek üzere eklemeli üretim için vat fotopolimerizasyon, bağlayıcı püskürtme, malzeme püskürtme, toz yatak füzyonu, yönlendirilmiş enerji püskürtme, malzeme ekstrüzyonu, tabaka/levha laminasyonu olmak üzere yedi kategori oluşturmuştur (International, 2012). Eklemeli üretim yöntemlerinin sınıflandırılması Çizelge 2.1.'de gösterilmektedir.

Çizelge 2.1. Eklemeli üretim yöntemlerinin sınıflandırılması (Mora vd., 2022)

3B Baskı Süreci	Ana İlke	Malzemeler	Teknik
Vat fotopolimerizasyon (Vat photo polymerization)	Polimerizasyon	Kauçuk rezin, Polimerler	Stereolitografi (Stereolithography: SLA)
			Dijital ışık işleme (Dijital light processing: DLP)
			Maskelenmiş stereolitografi (Masked stereolithography: mSLA)
			Sürekli sıvı arayüz üretimi (Continuous light ınterface production: CLIP)
			Çift foton polimerizasyonu (Two-photon polymerization: TPP)
Bağlayıcı püskürtme (Binder jetting)	Mürekkep püskürtme, Bağlayıcı	Seramikler, Metaller	Bağlayıcı püskürtme (Binder jetting)
Malzeme püskürtme (Material jetting)	Mürekkep püskürtme, UV Kürleme	Kauçuk rezin, Polimerler	Polijet, Multijet
Toz yatak füzyonu (Powder bed füsion)	Eritme, Tozun donması	Metaller, Seramikler, Polimerler	Seçici lazer sinterleme (Selective laser sintering)
			Direk metal lazer sinterleme (Direct metal laser sintering)
			Seçici lazer eritme/ergitme (Selective laser melting)
			Elektron ışın eritme/ergitme (Electron beam melting)
Yönlendirilmiş enerji biriktirme (Direct energy deposition)	Eritme, Donma	Metaller, Seramikler	Yönlendirilmiş Enerji Biriktirme (Direct energy deposition)
Malzeme ekstrüzyonu (Material extrusion)	Eritme, Filamentin donması	Polimerler, Seramikler	Eriyik yığma modelleme (Fused deposition modeling: FDM)
Tabaka/Levha laminasyonu (Sheet lamination)	Birleştirme	Metaller, Polimerler, Seramikler, Kağıt	Lamine nesne üretimi (Laminated object manufacturing)
			Ultrasonik Katmanlı Üretim (Ultrasonic additive manufacturing)
			Seçici laminasyon kompozit nesne üretimi (Selective lamination composite object manufacturing)

Dijital iş akışları aracılığıyla yüksek hassasiyet ve doğrulukla protetik restorasyonlar üretilebilmektedir. Bu teknolojiler, geleneksel yöntemlerde karşılaşılan sınırlamaların aksine üretim sürecini kolaylaştırmakta, malzeme kaybını azaltmakta ve işlem sürelerini kayda değer ölçüde kısaltmaktadır. Özellikle karmaşık geometrilerin üretilebilmesi, restorasyonun fonksiyonel uyumunu artırarak hem hasta konforunu hem de uzun dönem klinik başarı oranlarını desteklemektedir (Revilla-León vd., 2018). Ayrıca bu yöntem metaller, seramikler ve polimerler gibi çok çeşitli malzemelerin kullanımına olanak tanımakta ve böylece geniş bir uygulama yelpazesi sunmaktadır (Chaudhary vd., 2023).

Hibrit seramik-polimer esaslı rezinler sıklıkla vat fotopolimerizasyon yöntemiyle şekillendirilmektedir (Kim vd., 2024). Vat fotopolimerizasyon, sıvı haldeki fotopolimer rezinin bir hazne içerisinde ultraviyole ışık yardımıyla katman katman polimerize edilmesi esasına dayanan bir tekniktir. Bu yöntem, yüksek çözünürlük ve doğrulukla karmaşık geometrilerin üretimine imkân tanıması sayesinde hassasiyet ve hız gibi avantajlar sunarak diş hekimliğinde yaygınlaşmıştır. 3B polimerizasyonun temel stratejisi, belirli bir dalga boyundaki ışık kaynağına maruz kaldığında polimerize olabilen sıvı rezinlerin kullanılmasıdır. Bu teknikte polimerizasyon büzülmesi meydana gelebilmekte ve bu durum boyutsal doğruluk üzerinde olumsuz etkiler yaratabilmektedir (Piedra-Cascón vd., 2021).

Eklemeli üretimde üretim sırasında kullanılan katman kalınlığı, üretim açısı, baskı yönü, üretim sonrası büzülme ve depolama koşulları gibi birçok faktör üretimin doğruluğunu ve hassasiyetini etkilemektedir (Caussin vd., 2024; Lai vd., 2023). Favero ve diğerleri (2017) yaptıkları çalışmada aynı ürünü farklı katman kalınlıklarıyla üretmişlerdir. Aynı baskının katman kalınlığı 100 µm'den 25 µm'ye değiştirildiğinde katman sayısı 4 kat arttığından 25 µm kalınlığa sahip baskıda hata payının daha fazla olduğunu göstermişlerdir. Borella ve diğerlerinin (2023) yaptığı çalışmada, katman kalınlığının yüzey pürüzlülüğü, sertlik ve eğilme dayanımını etkilediği ancak elastik modül üzerinde anlamlı bir etkisinin olmadığı gösterilmiştir. 100 µm katman kalınlığında üretilen örnekler, 50 µm katman kalınlığı ile üretilenlere kıyasla daha yüksek yüzey pürüzlülüğü, daha düşük sertlik ve daha düşük eğilme dayanımı göstermiştir. Bu karşılaştırmalı in vitro çalışmanın sınırlamaları dahilinde, test edilen polimerlerin ve katman kalınlıklarının fiziksel ve mekanik özellikleri doğrudan etkilediği sonucuna varılmıştır. Rubayo, Phasuk, Vickery, Morton ve Lin (2021) ise SLA tipi 3B yazıcılarda gerçekleştirdikleri üretimlerde, yapı platformuna 0° ve 45° açılarla yerleştirilen örneklerin en yüksek boyutsal hassasiyeti sağladığı, buna karşılık 90° baskı

yönünün en düşük hassasiyetle sonuçlandığı bildirilmişlerdir. Yapı platformuna 0°'lik baskı yönüyle yerleştirilen örnekler, en kısa baskı süresinde üretilmelerine rağmen, üretim sırasında en fazla rezin tüketimini göstermiştir. Buna karşılık, 90° baskı yönü en uzun baskı süresiyle ilişkilendirilmiş, ancak en düşük rezin tüketimi bu açıda gözlemlenmiştir. Shim, Kim, Jeong, Choi ve Ryu (2020) yaptıkları çalışmada baskı yönünün baskı doğruluğunu, eğilme dayanımını, yüzey pürüzlülüğünü ve Candida albicans'ın yüzeye adezyonunu önemli ölçüde etkilediğini göstermişlerdir. Bu nedenle, uygun özelliklere sahip restorasyonlar üretebilmek için baskı yönüne dikkat edilmesi gerektiğini vurgulamışlardır.

3B baskı süreci tamamlandıktan sonra, elde edilen yapı doğrudan kullanıma uygun değildir. Çünkü rezin şekillendirilir ancak tam olarak polimerize olmaz ve bu da üretilen yapının mekanik, optik ve biyolojik özelliklerini olumsuz etkilemektedir. Özellikle ağız içi kullanım gibi biyolojik ortamlarla temas edecek uygulamalarda, son işlem aşamaları büyük önem taşımaktadır. Bitirme işlemleri genellikle beş temel adımda tamamlanmaktadır: (1) polimerize olmamış rezinin uzaklaştırılması amacıyla rezin çözücüsü (genellikle izopropil alkol) ile durulama, (2) kurutma, (3) yapı özelliklerini stabilize etmek için ışık cihazında son polimerizasyon, (4) destek yapıların çıkarılması ve (5) gerekirse cilalama (Caussin vd., 2024; Hwangbo vd., 2021; Kessler vd., 2020). Baytur ve Diken Turksayar (2025), üretim sonrası uygulanan farklı kürleme süreleri ve sıcaklıklarının daimi kron rezininin (Permanent Crown, B1; Formlabs, Somerville, MA, ABD) renk stabilitesi ve yüzey özellikleri üzerindeki etkisini araştırmışlardır. Çalışmada, yalnızca 40°C'de 30 dakika kürleme uygulanan örneklerde klinik olarak kabul edilebilir düzeyde renk değişimi saptanırken, üretici önerisi olan 60°C'de 20 dakika kürleme grubu ile diğer gruplar arasında yüzey pürüzlülüğü açısından anlamlı fark bulunmamıştır.

3B yazıcıda kullanılan ışık kaynağına bağlı olarak vat fotopolimerizasyon teknikleri; SLA (Stereolithography), mSLA (masked SLA: liquid crystal display-based, LCD), DLP (Digital Light Processing), CLIP (Continuous Liquid Interface Production) ve TPP (Two-Photon Polymerization) olarak sınıflandırılmaktadır (Piedra-Cascón vd., 2021; Shaukat vd., 2022; Yüceer vd., 2025).

Stereolitografi (Stereolithography: SLA)

Yüksek doğruluk ve çözünürlük sağlaması nedeniyle SLA, diş hekimliğinde en yaygın kullanılan 3B baskı yöntemi olarak kabul edilmektedir. Diş hekimliği uygulamalarında SLA teknolojisi; geçici kronlar, akrilik dişler, protezler, gece plağı ve splint gibi rezin bazlı yapıların üretiminde yaygın olarak kullanılmaktadır (Abduo vd., 2014; Balhaddad vd., 2023). Chuck Hull'un SLA yöntemini bulması, 3B baskı teknolojilerinin gelişiminin ilk aşaması olarak kabul edilmektedir. Öncelikle kullanılan fotokürleme sistemi çözünürlüğü yükseltme, düzeltme gerektirmeyen pürüzsüz yüzey, katmanlar arasındaki kimyasal bağlanma sayesinde iyi z ekseni mukavemeti ve hızlı üretim gibi avantajlar sağlamaktadır (Fiedor ve Ortyl, 2020).

SLA çalışma mekanizmasında, öncelikle üretilecek parçanın sabitlenmesini sağlamak ve üretilen yapıyı desteklemek amacıyla bir platform inşa edilmektedir. Yapım süreci boyunca, her bir katmanın x-y ekseni pozlaması değiştirilebilmekte ve z ekseni kademeli olarak ilerletilmektedir (Stansbury ve Idacavage, 2016). SLA üretiminde yapı platformu sıvı rezine daldırılmakta ve ultraviyole (UV) lazer aracılığıyla katman katman polimerize edilmektedir. Tarama aynası, UV duyarlı rezinin bulunduğu hazneye hassas bir lazer ışını yönlendirerek her katmanın kesitini kürlemektedir. Katman polimerize edildikten sonra yapı platformu, katman kalınlığına eşit bir mesafe kadar alçaltılmakta ve polimerize olmamış rezin bir önceki katmanı kaplayarak bir sonraki polimerizasyon için hazır hale getirilmektedir. Bu işlem, üç boyutlu nesne tamamen oluşturulana kadar tekrarlanmaktadır. Çözünürlük gereksinimine bağlı olarak, katman kalınlığı 200 µm'den daha büyük değerlerden 50 µm veya daha düşük değerlere kadar değiştirilebilmektedir. Parça tamamlandıktan sonra fazla rezin boşaltılmakta ve yeniden kullanılabilmektedir. Şekillendirilen yapı, kalan rezini uzaklaştırmak için yıkanmakta; destek yapıları ise fiziksel olarak çıkarılmaktadır (Martín-Montal vd., 2021; Stansbury ve Idacavage, 2016; Yüceer vd., 2025). Ayrıca, UV geçirgen ve yapışmayan bir platform kullanan, aşağıdan yukarıya yaklaşım ile fotokürleme gerçekleştiren cihazlar da bulunmaktadır. Bu sistemlerde destek yapılarına olan ihtiyaç önemli ölçüde azaltılabilmektedir (Stansbury ve Idacavage, 2016). SLA sürecinde polimerizasyonun yaklaşık %80'i gerçekleşmekte, kalan %20'si ise ek UV kürleme ile tamamlanmaktadır. İhtiyaçlara bağlı olarak, cilalama, zımparalama, boyama ve bitirme gibi son işlem aşamaları da uygulanabilmektedir (Singh vd., 2017). SLA teknolojisinde

genellikle metakrilatlar, akrilatlar, vinil ve epoksi bazlı monomerler ile polimerler kullanılmaktadır (Shaukat vd., 2022).

SLA teknolojisinin temel avantajı, üretilen yapıların oldukça yüksek çözünürlükte olmasıdır. Ayrıca, kullanılan monomerlerin sıvı formda bulunması nedeniyle, polimer beslemesine veya nozulun ısıtılmasına gerek yoktur. Bununla birlikte, bu teknoloji mevcut fotopolimer çeşitliliği ile sınırlıdır. SLA ile gerçekleştirilen 3B baskılarda, kullanılan rezinlerin ve reaksiyona girmemiş monomerlerin sitotoksisite ve irritasyon potansiyeli göz önünde bulundurulmalıdır (Shaukat vd., 2022; Yüceer vd., 2025).

SLA üretim yöntemi ile, malzeme seçiminin endikasyona uygun yapılması ve üretim sonrası işlemlerin doğru şekilde uygulanması durumunda; geçici restorasyonlarda tek kronlar ile kısa ve uzun sabit bölümlü protezler, daimi restorasyonlarda ise tek kronlar ve üç üyeli sabit bölümlü protezler üretilebilmektedir. Ayrıca, eksiltmeli üretim yöntemleri kadar üstünlük sağlamasa da bu yöntemle tam protezlerin üretimi de mümkündür (Alqahtani vd., 2025; Alzahrani vd., 2023; Azab vd., 2025; Jang vd., 2024).

Maskelenmiş stereolitografi (Masked stereolithography: mSLA)

Son yıllarda, SLA yazıcıları arasında "maskelenmiş stereolitografi (mSLA)" olarak adlandırılan yeni bir üretim yöntemi geliştirilmiştir. mSLA, sıvı sentetik rezinleri UV ışık aracılığıyla polimerize eden bir üç boyutlu baskı teknolojisidir. Lazer kullanan geleneksel stereolitografi yönteminden farklı olarak, mSLA sistemlerinde ışık kaynağı olarak LED'ler tercih edilmektedir. Bu LED ışığı, sıvı kristal ekran (LCD) üzerinden yönlendirilerek her katman, maskeleme tekniği ile seçici olarak polimerize edilmektedir. LCD ekran, istenmeyen bölgeleri bloke ederek yalnızca gerekli kesitlerin kürlenmesini sağlamaktadır. mSLA teknolojisinde baskı çözünürlüğü LCD ekranın piksel boyutuna bağlıdır; ancak ışık difüzyonu nedeniyle pratikte çözünürlük kayıpları yaşanabilmektedir (Caussin vd., 2024). Üretim süresince, her katman polimerize edildikten sonra yapı platformu yukarı yönde hareket ederek katmanların ardışık olarak üretilmesi sağlanmaktadır. Baskı tamamlandıktan sonra, fazla rezinin uzaklaştırılması amacıyla parçalar izopropil alkol ile yıkanmakta ve tam polimerizasyonun gerçekleşmesi için UV ışığı altında ek kürleme uygulanmaktadır (Hassanpour vd., 2024; Yüceer vd., 2025).

mSLA teknolojisinin sağladığı yüksek üretim hassasiyeti, karmaşık geometrilere sahip parçaların ve ince detay gerektiren yapıların üretimini mümkün kılmaktadır. Ahmed, Sullivan ve Priye (2022)'nin çalışmasında bu yöntemle mikroakışkan sistemler için gerekli olan gelişmiş bileşenlerin başarıyla üretildiği rapor edilmiştir. Üretim sırasında yalnızca bir eksenin hareket etmesi ve enerji tasarruflu LCD ekranların kullanılması, yöntemin verimliliğini artırmaktadır. Tüm katmanın aynı anda polimerize edilmesi sayesinde, baskı tablasında tek ya da birden fazla parçanın bulunması üretim süresini etkilememekte; toplam baskı süresi esas olarak parçanın Z eksenindeki yüksekliğine bağlı olmaktadır. Katmanlar çıplak gözle neredeyse ayırt edilemeyecek düzeyde olup, yapılan çalışmalar yüzey kalitesi ve boyutsal doğruluk açısından mSLA teknolojisinin erimiş biriktirme modelleme (FDM) sistemlere kıyasla üstün olduğunu göstermektedir (Muenks ve Kyosev, 2023).

LCD tabanlı mSLA yazıcılara olan ilgi artarken, bu sistemlerin sahip olduğu bazı sınırlılıklar da bulunmaktadır. Katmanlı üretim sürecinde gerekli olan yüksek ışık yoğunluğu, LCD ekranın aşırı ısınmasına neden olmakta ve cihazdaki fan sistemleri bu ısıyı uzaklaştırmakta çoğu zaman yetersiz kalmaktadır. Bu durum, LCD ekranların ömrünü kısaltmakta ve belirli bir kullanım süresinden sonra sarf malzemesi olarak değiştirilmesini zorunlu kılmaktadır (Caussin vd., 2024; Kortelainen vd., 2021). Ekran yaşlandıkça baskı kalitesinde kademeli bir azalma görülmesi de önemli bir dezavantaj olarak bildirilmektedir. Ayrıca, LCD panellerin yalnızca yaklaşık %10 oranında ışık geçirgenliğine sahip olması, enerjinin büyük bir kısmının ekran tarafından emilmesine yol açmakta; bu da hem aşırı ısınma hem de eşit olmayan polimerizasyon gibi sorunlara neden olabilmektedir. Bu nedenle, rezin tankının düzenli temizliği ve cihaz bakımının ihmal edilmemesi kritik öneme sahiptir. Öte yandan, markaya bağlı olarak LCD tabanlı mSLA yazıcıların fiyatlarının SLA veya DLP sistemlere göre 2 ila 10 kat daha düşük olması, onları cazip hale getirmektedir. Ayrıca, aynı fiyat segmentindeki FDM yazıcılara kıyasla çok daha üstün yüzey kalitesi sunmaları da bu sistemlerin yaygınlaşmasını desteklemektedir (Tsolakis vd., 2022).

Yeni nesil mSLA sistemlerinin gelişimiyle birlikte, bu yazıcılarda kullanılabilecek rezin çeşitliliği de önemli ölçüde artmaktadır. Güncel baskı materyalleri; kürleme süreleri, mekanik dayanıklılıkları, yüzey kaliteleri, boyutsal kararlılıkları ve polimerizasyon büzülmesi açısından birbirinden farklılık göstermektedir. Özellikle, rezin matriksine nanopartiküllerin entegre edilmesiyle geliştirilen özel formülasyonlar, biyopolimer

sistemlere belirli işlevlerin kazandırılmasına ve gelişmiş malzeme özelliklerinin elde edilmesine olanak sağlamaktadır (Junk ve Bär, 2023).

Bu yöntem ile geçici kron ve üç üyeli sabit bölümlü protez üretimi yapılabilirken daimi restorasyonlar için yeterli literatür bulunmamaktadır (Pereira vd., 2024).

Dijital ışık işleme (Dijital light processing: DLP)

DLP tekniğinde, sıvı fotopolimer ile doldurulmuş bir küvet, kontrollü ışık koşulları altında bir DLP projektöründen gelen UV ışığına maruz bırakılmaktadır. Projektör, üç boyutlu modelin her katmanına karşılık gelen görüntüyü sıvı fotopolimer yüzeyine yansıtarak seçici polimerizasyonu başlatmaktadır. Bu yöntemde, fiziksel nesne aşağıya doğru inşa edilmek yerine sıvı rezinden yukarı doğru çekilerek oluşturulmaktadır. UV ışınları, radyasyona dayanıklı bir pencereden geçerek rezini katılaştırmakta ve bu işlem, üç boyutlu nesne tamamen oluşuncaya kadar tekrarlanmaktadır (Revilla-León ve Özcan, 2019).

DLP, ASTM sınıflamasında SLA ile aynı eklemeli üretim kategorisinde kabul edilmektedir. Bunun nedeni her iki teknolojinin de benzer çalışma prensiplerine sahip olmasıdır (Caussin vd., 2024). Bununla birlikte, yöntemler arasındaki temel fark ışık kaynağından ileri gelmektedir. SLA'de polimerizasyon, lazer ışınının katmanların tek tek taranmasıyla sağlanırken; DLP'de ise ışık kaynağı olarak, saniyede binlerce kez açılıp kapanabilen ve iki yönde hareket edebilen yüz binlerce mikroskobik aynadan oluşan bir yarı iletken çip kullanılır. Bu özel sistem, mikro ayna aygıtı (Digital Micromirror Device, DMD) olarak adlandırılmaktadır. Bu sayede SLA sistemlerinde her katmanın lazer ile noktasal olarak izlenmesi gerekirken, DLP sistemleri aynı anda tüm katmanı polimerize ederek üretim sürecini hızlandırmaktadır (Revilla-León vd., 2019; Wu ve Song, 2025). Ayrıca, DLP teknolojisi farklı dalga boylarında çalışmaya olanak tanımakta ve bu yönüyle esneklik sağlamaktadır (Balhaddad vd., 2023). DLP sistemleri, SLA'ya kıyasla oksijen inhibisyonuna daha az eğilimlidir. Bunun nedeni, rezin tabakasının tankın tabanında sürekli olarak polimerize edilmesi ve ortam havasına doğrudan maruziyetin azalmasıdır (Yüceer vd., 2025).

Klinik uygulamalar açısından bakıldığında, DLP baskı teknolojisi günümüzde kronlar, sabit kısmi protezler ve hareketli protezler dahil olmak üzere hem geçici hem de kalıcı

restorasyonların klinik olarak kabul edilebilir şekilde üretimine olanak tanımaktadır (Jeong vd., 2024).

Sürekli sıvı arayüz üretimi (Continuous light interface production: CLIP)

2015 yılında Tumbleston ve diğerleri (2015), katmansız ve monolitik polimerik nesnelerin sürekli üretimini mümkün kılan CLIP 3B baskı yöntemini tanıtmışlardır. CLIP teknolojisinde floropolimer malzemeden yapılmış, oksijen geçirgen bir pencere aracılığıyla rezinin polimerizasyonunu sağlamak üzere dijital mikro ayna cihazı (DMD) kullanılmaktadır. CLIP tekniğinin temel çalışma prensibi, oksijenin polimerizasyon üzerindeki inhibitör etkisinin kontrollü bir şekilde kullanılmasıdır. Rezin haznesinin tabanında yer alan oksijen geçirgen pencere, yüzeye komşu bölgede ölü bölge (dead zone) olarak adlandırılan ince bir oksijen zengini tabaka oluşturmaktadır. Bu tabakada radikal polimerizasyon reaksiyonları gerçekleşmediği için rezin oksijen geçirgen pencereye yapışmamaktadır ve baskı işlemi sırasında katmanların sürekli olarak ayrılması gerekmemektedir. Böylelikle üretim, klasik vat fotopolimerizasyon yöntemlerinde olduğu gibi katmanlı değil, kesintisiz bir süreç hâline gelir ve basılı nesneler rezin banyosundan 100 μm'nin altında çözünürlük ve saatte yüzlerce milimetre üretim hızıyla dakikalar içinde elde edilebilmektedir (Lipkowitz vd., 2022; Wang vd., 2019).

Birbirinden farklı özelliklere sahip SLA, DLP, mSLA ve CLIP üretim yöntemlerinin karşılaştırılması Çizelge 2.2'de gösterildi.

Çizelge 2.2. SLA, DLP, mSLA ve CLIP üretim yöntemlerinin karşılaştırılması (Junk ve Bär, 2023; Ligon vd., 2017; Lipkowitz vd., 2022)

Özellik/Teknoloji	SLA	DLP	mSLA	CLIP
Işık Kaynağı	Lazer	Dijital projektör (DMD)	LED+LCD Ekran	Dijital projektör
Çözünürlük	Yüksek (lazer çapına bağlı)	Orta-yüksek (projeksiyon çözünürlüğüne bağlı)	Ekran piksel boyutuna bağlı, genelde yüksek	Yüksek (sürekli üretim, daha pürüzsüz yüzey)
Baskı Hızı	Orta	Hızlı (tüm katman aynı anda kürlenir)	Hızlı (tüm katman aynı anda kürlenir)	Çok hızlı (katman katman değil, sürekli üretim)
Avantajları	Yüksek detay ve yüzey kalitesi Stabil ve güvenilir sistem	Katman bazlı hızlı üretim Daha büyük modellerde süre avantajı	Uygun maliyet Yüksek çözünürlük Kompakt sistem tasarımı	Katmansız görünüme yakın pürüzsüz yüzey Çok hızlı üretim Daha güçlü mekanik özellikler
Dezavantajları	Yavaş üretim Yüksek donanım maliyeti	Çözünürlük projektörle sınırlı Yüzey kalitesi SLA kadar iyi değil	Piksel bazlı çözünürlükte sınırlama Işık difüzyonuna bağlı detay kaybı olabilir	Ekipman maliyeti yüksek Rezin seçenekleri sınırlı Oksijen kontrollü pencere teknolojisine bağımlı

2.4.2. Hibrit abutment kron üretiminde kullanılan materyaller

Hibrit abutment kron restorasyonlarında kullanılan materyaller, restorasyonun kullanım süresine bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Daimî hibrit abutment kron yapımında yaygın olarak kullanılan materyaller arasında zirkonya, lityum disilikat ve zirkonya katkılı lityum silikatlar gibi seramik esaslı materyaller ile hibrit seramikler yer almaktadır. Öte yandan, geçici hibrit abutment kron restorasyonları için polimetil metakrilat (PMMA), polietereterketon (PEEK) ve mikrofiller ile güçlendirilmiş poliakrilik bazlı materyaller tercih edilmektedir. Bu materyaller, geçici kullanım süresince biyouyumluluk, yeterli mekanik dayanım ve işlenebilirlik özellikleri ile öne çıkmaktadır (Yazigi vd., 2020). Hibrit abutment kron üretiminde kullanılabilecek materyal türleri Çizelge 2.3'te gösterilmektedir.

Çizelge 2.3. Hibrit abutment kron üretiminde kullanılabilecek materyaller (Çetin ve Aslan, 2023; Martins vd., 2023; Mostafavi vd., 2021)

Kullanım Süresine Göre	Materyal Türü	Örnekler
Daimi Materyaller	Seramikler	Lityum disilikat seramikler Zirkonya seramikler Zirkonya katkılı lityum silikat seramikler
	Hibrit seramik/polimerler	Polimer infiltre seramik ağ Rezin nanoseramik
	3B baskı rezinleri	Daimi kron için üretilen baskı rezinleri
Geçici Materyaller	Rezin esaslı kompozit bloklar	CAD-CAM kompozit bloklar ve diskler
	PMMA ve PEEK	Frezelenebilen PMMA bloklar
	3B baskı rezinleri	Geçici kron için üretilen baskı rezinleri

Lityum disilikat, cam seramikler arasında en sert yapıya sahip materyallerden biri olup orta düzeyde eğilme mukavemetine (360-440 MPa) ve kırılma tokluğuna (2,5-3 $MPa \cdot m^{1/2}$) sahiptirler. Hibrit abutment kron üretiminde sıklıkla tercih edilen lityum disilikat seramikler, CAD-CAM sistemleriyle işlendikten sonra kristalizasyon sürecine tabi tutulmaktadırlar. Bununla birlikte, cam seramik yapısının getirdiği özellikler nedeniyle lityum disilikatın frezelenmesi teknik zorluklara yol açmakta; bu nedenle bloklar, kırılganlıklarını azaltmak amacıyla yarı kristalize formda üretilmektedirler. Bu bloklar yüksek translusensileri ve geniş renk skalaları sayesinde, estetik beklentilerin ön planda olduğu hibrit abutment kron restorasyonlarında yaygın olarak kullanılmaktadırlar (Marchesi vd., 2021; Maunula vd., 2017). Elshiyab, Nawafleh, Öchsner ve George (2018), hibrit abutment kron sistemlerinde kullanılan tam seramik kronların (monolitik lityum disilikat ve monolitik zirkonya) kırılma dayanımını karşılaştırmalı olarak değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre, monolitik zirkonya kronların, monolitik lityum disilikat kronlara kıyasla anlamlı derecede daha yüksek kırılma dayanıklılığı sergilediği rapor edilmiştir. Schubert ve diğerleri (2024) monolitik lityum disilikat hibrit abutment kronların 3,5 yıl takibini yapmışlar ve bu restorasyonların biyolojik ve teknik komplikasyon oranlarının düşük olması nedeniyle uzun süreli ve güvenilir bir tedavi seçeneği olduklarını bildirmişlerdir.

Zirkonya seramikler, yalnızca yüksek biyouyumlulukları ve estetik özellikleriyle değil, aynı zamanda üstün mekanik dirençleriyle de implant üstü restorasyonlarda yaygın olarak tercih edilmektedirler. Yüksek eğilme mukavemeti (900-1200 MPa), sıkıştırma mukavemeti (~2000 MPa) ve yaklaşık 6 MPa·m½ düzeyindeki kırılma tokluğu sayesinde uzun dönem klinik başarı sağlamaktadırlar (Zhang ve Lawn, 2018). Hibrit abutment kronlarda kullanılan yarı sinterize zirkonya bloklar, sinterleme sonrası ortaya çıkan yaklaşık %20-25 oranındaki büzülmeyi telafi edecek şekilde daha büyük boyutlarda üretilmekte ve bu sayede yüksek uyum elde edilmektedir (Miyazaki vd., 2013). Boukhris ve diğerleri (2024) titanyum ara parça üzerine zirkonya kronlardan yapılan hibrit abutment kronların 4 yıllık klinik takibini yapmışlardır. Takip ettikleri protezlerin %74'nün komplikasyonsuz olduğunu göstermişlerdir. De Melo Moreno, Dos Santos, de Magalhães Bertoz ve Goiato (2023), hibrit abutment kronlara ilişkin derlemelerinde monolitik zirkonya hibrit abutment kronların monolitik lityum disilikat hibrit abutment kronlara kıyasla anlamlı derecede daha yüksek kırılma direnci sergilediğini bildirmişlerdir.

Hibrit seramikler, yüksek biyouyumlulukları, estetik potansiyelleri ve ağız ortamına uyumlu mekanik özellikleri nedeniyle protetik diş hekimliğinde diğer seramik esaslı materyallere alternatif materyaller haline gelmiştir (Tartuk vd., 2019). Bu materyallerden biri olan polimer-infiltre seramik ağ (PICN) yapısındaki hibrit seramikler, yaklaşık %86 oranında seramik bir ağ yapısı ile %14 oranında polimer (rezin) içeriğinden oluşmaktadır. Bu dual ağ yapısı (seramik iskelet ve polimer infiltrasyon), hem cam seramiklerin sertliğini hem de rezin kompozitlerin elastikiyetini birleştirmektedir (Lagunov vd., 2024). Çift fazlı bu yapı, hem kompozit rezinlere hem de aşındırılabilir cam seramiklere benzer şekilde yüzey işlemlerine uygun hibrit bir karakter sergilemektedir. Ayrıca, seramik iskeletin polimer ile infiltrasyonu aracılığıyla kırılma direnci, çatlak ilerlemesine karşı direnç ve marjinal uyum sağlamaktadır (Campos vd., 2016; Spitznagel vd., 2014). Polimer-infiltre seramik ağ yapısındaki hibrit materyallerin mekanik özelliklerini üretim geometrisi, ağ yoğunluğu ve polimer faz yüzdesi gibi faktörler etkilemektedir (Cui vd., 2025).

Polimerler; düşük maliyetleri, işlenebilirlikleri ve farklı mekanik ve estetik özellikleri sayesinde diş hekimliği uygulamalarında en yaygın kullanılan malzeme gruplarından biridir. Sıklıkla kullanılan polimer örnekleri arasında polimetilmetakrilat, polietereterketon, polikaprolakton, polilaktik asit, polilaktikko-glikolik asit ve fotopolimer rezinler yer almaktadır (Jeong vd., 2024). Tartuk, Ayna ve Başaran (2019), polietereterketonun yük

taşıma kapasitesinin zirkonyadan daha düşük ve hibrit seramiğe benzer olduğunu göstermiştir. Valenti ve diğerleri (2024), tarafından yapılan sistematik bir derlemede, eklemeli üretim ile üretilen polimerik materyallerin mekanik özelliklerinin genellikle geleneksel yöntemlerle üretilen materyallere kıyasla daha düşük olduğu bildirilmiştir.

Eklemeli üretim teknolojilerinde, geçici ve daimi restorasyonların üretiminde farklı içeriklere sahip rezinler kullanılmaktadır. Çoğunlukla metakrilat bazlı rezinler geçici uygulamalarda tercih edilirken, akrilat bazlı seramik dolgulu kompozit rezinler veya birbirine nüfuz eden ağ kompozit rezinler gibi inorganik dolgularla güçlendirilmiş (modifiye edilmiş) materyallerin daimi kullanım için uygun hale getirildiği bildirilmektedir (Cakmak vd., 2024; Yılmaz vd., 2024). Bu rezinler yapısal olarak polimetil metakrilat ile benzerlik göstermelerine rağmen, farklı özelliklere sahiptir. Örneğin, içeriklerindeki fotobaşlatıcılar kullanılan teknoloji ve yazıcı tipine bağlı olarak 365-405 nm arasındaki ultraviyole dalga boylarıyla aktive olmaktadır. Ayrıca rezinin dolgu oranı da mekanik ve optik özellikler üzerinde belirleyici bir faktördür. Dolgu partikülü oranının aşırı yüksek olması, ışığın saçılımını artırarak fotopolimerizasyon verimliliğini olumsuz etkileyebilmekte ve bu durum özellikle rezin küveti kullanan 3B baskı sistemlerinde sınırlayıcı bir etken olarak değerlendirilmektedir (Caussin vd., 2024). Sabatini ve diğerleri (2025) çalışmalarında modifiye edilmiş ve dolgusuz rezinlerin aşınma dirençlerinin benzer olduğunu rapor etmişlerdir. Bununla birlikte, çalışmada nanopartiküllerin rezinin kimyasal, biyolojik ve fiziksel performansını geliştirmek amacıyla önemli katkılar sağladığı belirtilmektedir.

3B baskıda kullanılan rezinler geleneksel kompozit ve seramik malzemelere kıyasla daha düşük eğilme dayanımı, elastik modülü ve sertliğe sahip olmalarına rağmen, bu rezinler kırılgan olmayan, plastik davranış sergilemektedir. Bu sınırlılıkların üstesinden gelmek amacıyla, farklı nanopartiküller rezin matrislerine eklenerek mekanik, fiziksel ve biyolojik özellikler iyileştirilmeye çalışılmaktadır (Sabatini vd., 2025). Cam doldurucuların oranı %5 ve zirkonya nanopartikül ilavesi %10-20 arasında olan metakrilat bazlı rezinlerin eğilme dayanımının ve biyouyumluluğunun arttığı ve ayrıca bu rezinlerin antimikrobiyal özellik kazandıkları bildirilmiştir (Aati vd., 2022; Alshamrani vd., 2023). Igret, Rotar, Ille, Topală ve Jivănescu (2023) 3B baskı geçici rezinlerin CAD-CAM sistemlerinde freze edilen materyallerle karşılaştırıldığında marjinal uyumlarının benzer olduğunu göstermişlerdir. Balestra ve diğerleri (2024) çalışmalarında, 3B baskıyla üretilen daimi rezinleri incelemişlerdir. Bu materyallerin çoğunlukla yüksek eğilme dayanımı, yeterli sertlik, kabul

edilebilir kırılma direnci ve klinik açıdan uygun marjinal uyum gibi olumlu mekanik özelliklere sahip olduklarını bildirmişlerdir. Al-Ramadan, Abualsaud, Al-Dulaijan, Al-Thobity ve Alalawi (2024) çalışmalarında seramik dolgulu 3B baskı rezin kronların CAD-CAM freze yöntemiyle üretilen kronlarla karşılaştırıldığında boyutsal doğrulukta dezavantaj gösterebilse de, üretim sonrası işlemler uygun şekilde uygulandığında klinik açıdan kabul edilebilir düzeyde internal ve marjinal adaptasyon sağlayabildiğini açıklamışlardır. Gul, Demirci, Baki, Bahce ve Özcan (2025) çalışmalarında eksiltmeli üretim ve 3B baskı yöntemleriyle daimi kron üretiminde kullanılan kompozit rezinlerin in vitro aşınma ve kırılma direnci açısından benzer performans sergilediğini belirtmişlerdir. Ayrıca çalışmada rezin bazlı malzemelerin aşınmasının ve kırılma direncinin klinik çalışmalarla desteklenmesi gerektiği belirtilmiştir.

İnorganik dolgularla güçlendirilerek modifiye edilmiş rezinler gibi yüksek performanslı polimerler, son yıllarda diş hekimliğinde giderek artan bir kullanım alanı bulmaktadır. Literatürde bu materyallerin genel olarak tatmin edici mekanik ve biyolojik özellikler sergilediği bildirilmiştir (Abad-Coronel vd., 2019; Yazigi vd., 2020). Seramik materyallerle karşılaştırıldığında yüksek performanslı polimerler, insan kortikal kemiğine daha yakın olan düşük elastikiyet modülüne sahiptir. Bu özellik, çiğneme kuvvetlerinin daha etkin şekilde absorbe edilmesine ve streslerin daha homojen dağılmasına olanak tanımaktadır. Bu materyaller özellikle implant destekli restorasyonlar için avantajlı bir alternatif olarak değerlendirilmektedir (Elsayed vd., 2019).

Ağız içi restorasyonlarda kullanılan 3B baskı fotopolimer rezinlerde üretim sonrası (post-processing) iş akışı; yıkama (izopropil alkol veya etanol; gerektiğinde santrifüj/dolaşım), kurutma, üreticiye özgü dalga boyu ve enerjiyle ışıkla kürleme, desteklerin uzaklaştırılması ve yüzey bitim işlemleri/polisaj adımlarını içermektedir. Seçilen yöntemin türü, yıkama için uygun çözücünün belirlenmesi ve uygulama süresi, kürlemede pozlama süresi, sıcaklık ve dalga boyu gibi parametreler, elde edilen materyalin mekanik dayanıklılığını, su absorbsiyonunu ve boyutsal doğruluğunu doğrudan etkilemektedir (Hassanpour vd., 2024; Soto-Montero vd., 2022). Nowacki ve diğerleri (2021) kürleme süresinin artmasının mekanik dayanımı arttırdığını ve yıkama süresinin uzatılmasının genellikle mekanik özelliklerde olumsuz etki gösterdiğini belirtmişlerdir. Fazla yıkama, yüzeyden ve yapının içinden rezin kaybına neden olmuştur.

Üretim sonrasında yapılan işlemlerin üretilen materyalde kalabilecek reaktif oligomer/monomerleri uzaklaştırarak polimer ağının tamamlanmasını sağlayarak biyouyumluluğu iyileştirdiği bildirilmiştir (Prakash vd., 2024; Turkalj vd., 2025).

2.4.3. Hibrit abutment kronlarda titanyum ara parça ile kron arasındaki retansiyonu etkileyen faktörler

Hibrit abutment kronlarda titanyum ara parça ile kron arasındaki retansiyon; ara parçanın yüksekliği ve geometrik tasarımı, simantasyon yüzeylerinde uygulanan mekanik ve kimyasal yüzey hazırlıkları, siman aralığının kalınlığı, kullanılan siman tipi ve uzun dönem dayanıklılığını etkileyen yaşlandırma koşulları gibi çok sayıda faktörün etkileşimi ile belirlenmektedir (Bagegni vd., 2023; Karadeniz ve Kutlu, 2024; Kemarly vd., 2020; Krongvanitchayakul ve Kunavisarut, 2023; Nguyen vd., 2023).

Titanyum ara parçanın yüksekliği ve geometrik tasarımı

Titanyum ara parçanın yüksekliği ve geometrik tasarımı, kron ile olan temas yüzey alanını ve konverjans açısını doğrudan etkiler. Bu nedenle hibrit abutment kronlarda retansiyonun en kritik belirleyicilerinden biri olarak kabul edilmektedir. Daha yüksek ve dik duvarlı ara parçalar genellikle daha güçlü mekanik kilitlenme ve daha yüksek çekme dayanımı sağlamaktadır (Krongvanitchayakul ve Kunavisarut, 2023; Nguyen vd., 2023). Silva ve diğerleri (2018), restorasyonlarda farklı titanyum ara parça yüksekliklerinin retansiyon direnci üzerindeki etkisini değerlendirmiş ve aynı siman ile simante edilen kısa ve uzun titanyum ara parça kullanılan örneklerde benzer sonuca ulaşmışlardır. Zahoui ve diğerleri (2020) titanyum ara parça yüksekliğinin, titanyum ara parça üzerine yapılan kronun retansiyon direncini etkilediğini göstermiş ve uzun abutmentların kısa olanlara kıyasla daha yüksek retansiyon sağladığını ortaya koymuşlardır. Nguyen, Lee ve Lee (2023) ise titanyum ara parça yüksekliğinin retansiyon direncini belirgin biçimde arttırdığını bulmuşlardır.

Simantasyon yüzeylerine uygulanan yüzey hazırlık işlemleri

Simante edilen iki yüzey arasındaki mekanik kilitlenmenin güçlendirilmesi amacıyla, yüzeyi temizlemek, pürüzlülüğü artırmak, yüzey enerjisini ve ıslanabilirliği değiştirmek için yüzey hazırlık işlemleri uygulanmaktadır (Belkhode vd., 2019; Limpuangthip vd., 2023). Hibrit

abutment ve hibrit abutment kron sistemlerinde, titanyum ara parçaya ve kronun iç yüzeyine uygun yüzey işlemlerinin uygulanması, retansiyonun artırılması ve uzun dönem başarının sağlanması açısından kritik öneme sahiptir (Alseddiek vd., 2023; de Melo Moreno vd., 2023).

Titanyum ara parça yüzeylerinde güvenilir bir bağlantı elde edebilmek için farklı yüzey işlemleri uygulanabilmektedir (Kemarly vd., 2020). En yaygın uygulama, titanyum yüzeyine alüminyum oksit partikülleri (Al_2O_3) ile kumlama yapılarak yüzey pürüzlülüğünün artırılmasıdır. Bu işlemde farklı boyut ve şekillerde Al_2O_3 partikülleri kullanılmakta olup, partikül boyutu genellikle 30-250 μm aralığında değişmektedir. Ayrıca uygulanan basınç, süre ve partikül morfolojisi gibi parametreler, yüzey topografisi üzerinde doğrudan etkili olmakta ve siman bağlanma performansını belirgin şekilde etkilemektedir (Moon vd., 2016). Adeziv bağlantıyı güçlendirmek amacıyla kullanılabilecek bir başka yöntem ise 10-metakriloiloksidesil dihidrojen fosfat (10-MDP) içeren metal primerlerin ya da silan ajanlarının uygulanmasıdır (Guilherme vd., 2016). Kodaira ve diğerleri (2022) çalışmalarında titanyum yüzey üzerine uygulanan primer uygulamasının adezyonu en fazla artırdığını, tribokimyasal silika kaplama ve silan uygulamasının benzer olduğunu göstermişlerdir. Kemarly, Arnason, Parke, Lien ve Vandewalle (2020) titanyum ara parça yüzeylerine kumlama, tribokimyasal silika kaplama, primer, silan uygulaması ve bunların kombinasyonları olacak şekilde dokuz işlem grubu oluşturarak retansiyon direncini test etmişlerdir. Mekanik ve kimyasal yöntemlerin birlikte kullanılmasının, tek başına uygulanan protokollere kıyasla daha yüksek retansiyon ve uzun dönem bağlantı stabilitesi sağladığını göstermişlerdir.

Lityum disilikat seramiklerle rezin siman arasındaki bağ dayanımını artırmak amacıyla çeşitli yüzey hazırlık protokolleri geliştirilmiştir. Bu materyalin pürüzlendirilmesinde en yaygın uygulama yöntemi, hidroflorik asit (HF) ile asitleme işlemidir. HF uygulaması, yüzeydeki cam fazın selektif çözünmesine yol açarak mikromekanik retansiyonu artırır. Asitleme sonrasında yüzeye silan ajanları, özellikle de seramik primerler uygulanarak rezin siman ile seramik arasında kimyasal bağlanma desteklenmektedir. Yalnızca hidroflorik asit uygulanmasının, yalnızca kumlamanın veya her iki işlemin birlikte kullanılmasının, lityum disilikat seramiklerle rezin siman arasındaki bağlantıyı anlamlı ölçüde güçlendirdiği gösterilmektedir (Colares vd., 2013; Elsayed vd., 2017; Lise vd., 2015). Da Silva ve diğerleri (2022) çalışmalarında, HF süresi, silan uygulaması ve adeziv seçiminin birlikte etkisini

araştırmışlardır. Çalışmada, 120 saniyelik HF uygulamasının, yalnızca silan ya da adeziv uygulaması yapılan gruplara kıyasla lityum disilikat seramiklerin kırılmaya karşı korurken bağ dayanımını artırdığı gösterilmiştir.

Zirkonya seramiklerle güçlü ve kalıcı bir bağ elde edebilmek amacıyla çeşitli yüzey hazırlık protokolleri geliştirilmiştir. Bu yöntemler arasında frezleme ile mekanik pürüzlendirme, tribokimyasal silika kaplama, selektif infiltrasyon asitlemesi ve lazer uygulamaları yer almaktadır. Ayrıca, zirkonya yüzeyine uygulanan kumlama işlemi ile birlikte 10-MDP içeren ajanlar kullanımı, rezin simanlarla bağlanma dayanımını artırmak amacıyla en sık tercih edilen yaklaşımlardan biridir. Literatürde bu yöntemlerin tek başına veya birlikte uygulanmasının, zirkonya ile rezin siman arasındaki bağlanma dayanımını anlamlı düzeyde artırdığını gösteren çok sayıda çalışma bulunmaktadır (Li vd., 2024; Yoon, 2025).

Hibrit seramiklerin yüzey işlemlerinde, materyalin içerdiği seramik oranı dikkate alınmalıdır. Çünkü yapılan pürüzlendirme işlemlerinde oluşan düzensizliklerin büyük ölçüde seramik faza ulaştığı bildirilmiştir (Coldea vd., 2013). Bu materyallerde en sık tercih edilen yöntemler hidroflorik asitleme ve ardından silan uygulamasıdır. Hidroflorik asit, seramik yüzeyin cam matriksini çözerek mikromekanik bağlanmayı artırırken; silan ajanları ise yüzeyde çift yönlü bir köprü görevi görmektedir. Silan, inorganik yapıdaki silikon oksit fazı ile bağ kurarken aynı zamanda rezin simanın metakrilat gruplarına kovalent bağlanarak kimyasal tutunmayı güçlendirmektedir (Campos vd., 2016). Mao ve diğerleri (2024) yaptıkları çalışmada, CAD-CAM hibrit seramik (PICN: Vita Enamic,VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya) ve 3B baskı rezini (seramik dolgulu rezin (VarseoSmile Crown Plus; BEGO GmbH ve Co. KG, Bremen, Almanya) için farklı yüzey ön işlemlerinin (kontrol, silan, kumlama, kumlama ve silan, asit uygulaması, asit uygulaması ve silan) bağlanma dayanımlarına etkisini karşılaştırmışlardır. Sonuçta, kumlama ve silan işleminin birlikte uygulanmasının her iki materyalde de etkin olduğu; ancak hidroflorik asitin tek başına kullanımının hibrit seramikler için önerilmediği belirtilmiştir.

3B baskı rezinlerde güvenilir bir adezyon sağlamak için genellikle mekanik ve kimyasal yüzey işlemleri bir arada kullanılmaktadır (Ersöz vd., 2024). Hammamy, Rueda, Pio, Rizzante ve Lawson (2025) çalışmalarında 3B baskılı kronlarda adezyon sağlamanın en etkili yöntemi (dolgu yüzdesinden bağımsız olarak), silan uygulamasından bağımsız 50 µm alümina ile kumlama yapmak olduğunu göstermişlerdir. Bourgi ve diğerleri (2025)

çalışmalarında hem kumlama hem de silan uygulaması önermektedirler. Bu kombinasyonunun hem yüzey enerjisini artırarak hem de kimyasal bağlanmayı destekleyerek 3B baskı rezinlerde en etkili yöntem olduğu vurgulanmıştır. Yalnızca hidroflorik asit uygulamasının hibrit veya 3B baskı rezinlerde tek başına yeterli olmadığı, ancak kumlama ile birlikte kullanıldığında bağ dayanımını artırabileceği bildirilmiştir.

Siman aralığı ve siman tipi

Siman aralığı, hibrit abutmentlarda titanyum ara parça ile üst yapı arasındaki bağlantının güvenilirliğini etkileyen önemli parametrelerden biridir. Mehl, Harder, Steiner, Vollrath ve Kern (2013) 30 µm siman aralığına sahip restorasyonların, 60 µm ve 100 µm aralığına sahip olanlara kıyasla daha yüksek retansiyon sağladığını göstermektedir. Bu durum, siman kalınlığının bağlanma kuvveti üzerindeki etkisini ortaya koymakta ve klinik başarının artırılması açısından dikkat edilmesi gereken bir parametre olduğunu göstermektedir. Sasany, Uçar ve Yilmaz (2025) çalışmalarında titanyum ara parça üzerine yapılan zirkonya kronlarda 20 µm, 30 µm ve 40 µm siman boşluklarını karşılaştırmışlardır. Siman boşluğu boyutunun restorasyonun uyumunu önemli ölçüde etkilediğini ve siman boşluğu boyutunun 30 µm olmasının retansiyon direncini arttırdığını bildirmişlerdir. Fakhr, Alansary ve Hassanien (2024) titanyum ara parça ve kron arasındaki internal uyumdaki sapmaların siman boşluğunu ve dolayısıyla restorasyon retansiyonunu etkileyebileceğini belirtmiştir.

Hibrit abutment kron sistemlerinde, titanyum ara parça ile üst yapı arasındaki bağlantının güvenilirliği için hem titanyum hem de seramik yüzeylerle kimyasal bağ kurabilen, yüksek retansiyon ve stabilite sağlayan rezin esaslı simanların kullanımı önerilmektedir. Bu simanlar, yalnızca retansiyonu artırmakla kalmayıp aynı zamanda marjinal uyumu iyileştirerek restorasyonun uzun dönem başarısına katkıda bulunmaktadır (Tuncer vd., 2023). Silva ve diğerleri (2018), restorasyonların titanyum abutmentlara simantasyonunda rezin bazlı simanların geçici ve cam iyonomer simanlara kıyasla önemli ölçüde daha yüksek retansiyon direnci değerleri gösterdiğini bildirmiştir. Bankoğlu Güngör ve Karakoca Nemli (2018) titanyum ara parça ve kişiye özel zirkonya abutmentların rezin siman ile simantasyonda siman tipinin retansiyon direncini etkilediğini göstermişlerdir. Mevcut çalışmada kullanılan simanların başlangıç bağlanma dayanımı karşılaştırması, Zirconite (Dental Technologies, Inc., Lincolnwood, IL, ABD) simanının Multilink Hybrid Abutment (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtanştayn) simanından önemli ölçüde daha yüksek

olduğunu ortaya koymuştur. Ancak, çalışmada tüm simanların önceki araştırmalarla karşılaştırılabilir retansyion direnci değerleri gösterdiği belirtilmiştir.

2.5. Dental Restorasyonlarda Bağlanma Dayanımının Belirlenmesinde Kullanılan Mekanik Testler

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin veya yapılan restorasyonların uzun dönem başarısını belirleyen etkenlerden birisi materyalin ister diş yüzeyine ister diğer protetik yüzeylere olan bağlanma dayanımıdır. Bu nedenle, farklı yüzey hazırlama protokolleri, bağlayıcı ajanlar ve siman sistemlerinin etkinliğini değerlendirmek amacıyla çeşitli bağlanma testleri geliştirilmiştir (Van Meerbeek vd., 2003).

Bağlanma kuvveti hem laboratuvar ortamında gerçekleştirilen testlerle hem de klinik performansın uzun dönemli değerlendirmesiyle ölçülebilmektedir. Laboratuvar bağlanma test yöntemleri genel olarak statik ve dinamik olmak üzere iki ana gruba ayrılabilmektedir. Statik testlerde, test numunesi sabit tutulurken belirli bir yönde kuvvet uygulanırken dinamik testlerde ise numune hareketli bir durumdadır ve döngüsel yükleme gibi değişken kuvvetler uygulanmaktadır. Statik testler, bağlanan alanın büyüklüğüne göre makro ve mikro testler olarak sınıflandırılmaktadır. Bağlanma alanı 3 mm^2'den büyük olan durumlarda uygulanan makro bağ dayanımı testleri, genellikle kesme, çekme veya itme protokolleriyle gerçekleştirilmektedir. Öte yandan, bağ yüzeyinin yaklaşık 1 mm^2 veya daha küçük olduğu mikro bağ dayanımı testleri, daha hassas değerlendirmelere olanak tanımakta ve özellikle dentin-adeziv-kompozit ara yüzeyinin analizinde yaygın şekilde tercih edilmektedir (El Mourad, 2018). Statik bağlanma testleri Çizelge 2.4.'te gösterilmektedir. En yaygın kullanılan bağlanma testleri arasında mikro çekme (microtensile), mikro makaslama (microshear), çekme (tensile) ve makaslama (shear) testleri yer almaktadır (Armstrong vd., 2010).

Çizelge 2.4. Bağlanma statik testlerin sınıflandırılması (El Mourad, 2018)

Alt kategori	Test Yöntemi
Makro test yöntemleri	Makro makaslama bağ dayanım testi
	Makro çekme bağ dayanım testi
	Makro itme testi
Mikro test yöntemleri	Mikro makaslama bağ dayanım testi
	Mikro çekme bağ dayanım testi
	Mikro itme testi

2.5.1. Çekme testi

Çekme dayanımı, malzemeye uygulanan birim alan başına kuvvet olarak hesaplanabilmektedir (Ahmadzadeh ve Ghanavati, 2019). Çekme testi özellikle simanın seramik ve metal alaşımları gibi rijit yüzeylere olan bağlanma dayanımını incelemek amacıyla kullanılmaktadır (Abreu vd., 2009). Bu testlerde gerilim, makaslama testlerine kıyasla daha homojen bir şekilde dağıldığı için, bağ kopmasını başlatan gerilim seviyesinin daha doğru bir tahmini elde edilebilir. Test uygulaması sırasında ve bağlanma işlemi gerçekleştirilirken yapılan sabitlemenin, farklı ara yüz geometrileri oluşturacak şekilde stres birikimine neden olmaması büyük önem taşımaktadır. Bu durum, özellikle test sonuçlarının geçerliliği ve tekrarlanabilirliği açısından kritik rol oynar. ISO teknik dokümanlarında hem bağlama süreci hem de test işlemleri boyunca sabitlemenin güvenli bir şekilde sağlanabilmesi amacıyla kullanılabilecek özel numune tutucuları ve hizalama aparatları tanımlanmıştır (ISO/TS 11405:2015). Bu aparatlar, yüklemenin eksenel olarak aktarılmasını kolaylaştırarak eğilme veya kayma gibi istenmeyen kuvvet bileşenlerini en aza indirmeyi amaçlamaktadır (Ahmadzadeh ve Ghanavati, 2019). Hazırlanan örnekler bir üniversal test cihazı yardımıyla sabit bir hızda eksenel yönde çekme kuvveti uygulanır ve numune kopana kadar elde edilen maksimum yük kaydedilir (El Mourad, 2018; Schröter ve Ilie, 2023). Hibrit abutmentlarda (Ti-base + üst yapı) retansiyon direnci, üst yapının Ti-base'den ayrılmaya karşı gösterdiği çekme (pull-out) kuvvetidir ve Newton (N) cinsinden raporlanmaktadır (Sasany vd., 2025). Çekme testi, yapıştırma ara yüzeyinde meydana gelen koheziv (malzeme içi), adeziv (ara yüzey) veya karışık kırılma tiplerini de gözlemlemeye olanak tanır. Bu sayede yalnızca mekanik dayanım değil, aynı zamanda bağlanma mekanizmasının kalitesi de değerlendirilebilmektedir (Buttacheen vd., 2025).

Sasany ve diğerleri (2025) hibrit abutment kronlarda siman boşluğunun ve siman çeşidinin retansiyon direncine etkisini test etmişlerdir. Yaşlandırma sonrası örnekler universal test

cihazında 1 mm/dk sabit hızda çekme uygulanarak adeziv bağ kopana kadar yük artırılmış ve maksimum kuvvet (N) retansiyon direnci olarak kaydedilmiştir. Bergamo ve diğerleri (2021) zirkonya kronların titanyum ara parçaya retansiyonunda siman tipi, yüzey işlemi ve sterilizasyon etkileri değerlendirmek için universal test cihazında 1 mm/dk hızla çekme testi uygulayarak retansiyon direncini (N) belirlemişlerdir.

2.6. Dental Restorasyonlarda Yaşlandırma Yöntemleri

Dental restorasyonların ağız içinde uzun ömürlü olması ve estetik açıdan tatmin edici sonuçlar sunabilmesi başlangıçta sahip oldukları mekanik, optik ve yüzey özelliklerini zamanla koruyabilmelerine bağlıdır. Ancak oral kavite tükürük, kimyasal maddeler, çiğneme kuvvetleri, sıcaklık ve nem değişimleri gibi çeşitli biyofiziksel faktörlerin bir arada bulunduğu dinamik bir ortamdır. Bu koşullar altında ağız içerinde kullanılan restorasyon materyalleri, farklı düzeylerde stres birikimine maruz kalarak yaşlanma süreci geçirmektedir. Bu süreç, malzemenin yapısal bütünlüğünü, estetik özelliklerini ve fonksiyonel performansını olumsuz yönde etkileyebilmektedir. Bu nedenle, bilimsel araştırmaların klinik önemi için, intraoral koşulları in vivo veya in vitro simüle etmek büyük önem taşımaktadır (Blackburn vd., 2018; Şen vd., 2018).

Restoratif materyallerin ağız ortamındaki biyolojik, termal ve mekanik stresleri taklit etmek için geliştirilen in-vitro yaşlandırma protokolleri; statik (ör. suda/tükürükte bekletme), dinamik sabit gerilim hızında bükülme/çekme ile kritik altı çatlak büyümesinin (subcritical crack growth; SCG) belirlenmesi ve döngüsel (mekanik ve/veya termal çevrim) prensiplerine dayanmaktadır (Borba vd., 2011; Morresi vd., 2014). Laboratuvarda bu yöntemler arasında, termal siklus uygulamaları geniş kabul görmüş olup en sık kullanılan protokollerden biridir. Bununla birlikte sıcaklık aralığı ve döngü sayısı farklılık gösterebilmektedir (Malysa vd., 2022). Çizelge 2.5'te dental restorasyonlarda kullanılan yaşlandırma yöntemleri özetlenmiştir.

Çizelge 2.5. Dental restorasyonlarda kullanılan yaşlandırma yöntemleri

Yöntem	Çalışma mekanizması	Örnek parametreler
37°C suda bekletme (statik)	Su absorbsiyonu/çözünürlük	24 s–7 gün/37°C (Su vd., 2025)
Tükürükte bekletme (statik)	Tükürüğün iyonik/pH etkisi	7-28 gün (Buruiana vd., 2025)
Gıda ürünlerinde bekletme (statik)	Diyet kaynaklı çözücü/renklenme etkisi	%75 etanol/su, kahve/çay/asidik içecekler; 24 s–30/90 gün (Molina vd., 2022)
Hidrotermal/otoklav yaşlandırma (statik)	Zirkonyada (özellikle Y-TZP'de) düşük ısı bozunması (faz dönüşümü)	134°C, ~0.2 MPa buhar; 5–30 saat (Pantea vd., 2025)
Termal yaşlandırma (statik)	Yük uygulanmadan ısının etkisi	37–80°C su/ortam; gün-haftalar (Vichi vd., 2004)
Sabit gerilim hızı/ dinamik bükülme (dinamik)	Seramiklerde kritik altı çatlak büyümesi incelenmesi	ISO 6872 referans alınmaktadır. (Griggs vd., 2011)
Termomekanik yorgunluk (çiğneme simülatörü) (döngüsel)	Fonksiyonel yük + sürtünme + su + (çoğu kez) ısı çevrimi	30–200 N+döngü; su ortamı (Abdelhady vd., 2024)
Hızlandırılmış yapay eskitme (UV-nem) (döngüsel)	Foto-oksidatif bozunma/renk stabilitesi (rezinler)	ISO 4892-2 (Xenon-arc), ISO 4892-3 (UV-fluoresan) (Miletic vd., 2022)
Termal siklus (Thermocycling) (döngüsel)	Sıcak/soğuk içeceklerle oluşan ani ısı değişimleri	5–55°C, ~20 s bekleme, 3-10 s transfer (Ibrahim vd., 2023)

2.6.1. Termal siklus yaşlandırma yöntemi

Termal siklus, örneklerin belirli süre ve periyodlarda sıcak (55°C) ve soğuk su (5°C) banyolarına maruz bırakılması ile ağız içindeki sıcaklık değişimlerini taklit eden in vitro yaşlandırma işlemidir. Örneklerin sırasıyla soğuk ve sıcak suyun içine konulması işlemine devir (siklus) denilmektedir (Morresi vd., 2014). Literatürde hibrit abutment kronların in vitro yaşlandırılmasında termal siklus işleminin kullanıldığı çalışmalar mevcuttur. Alseddiek, Al-Zordk ve Attia (2023) hibrit abutment kronlarda 5°C-55°C'de 5000 termal siklus sonrası retansiyon direnci değerlendirmişlerdir. Ibrahim, Khamis, Ezzelarab ve Abdelhamid (2023) ise hibrit abutment kronlarda 5°C-55°C, 250000 termal siklus ile yaşlandırma uygulamışlardır. Gad ve diğerleri (2022) çalışmalarında 3B baskı kaidelerin yüzey özelliklerini incelemek amacıyla 5°C –55°C aralığında 10000 termal siklus uygulamış ve bunun yaklaşık 1 yıllık klinik yaşlandırmaya karşılık geldiğini bildirilmişlerdir.

Bu tez çalışmasının amacı; farklı üretim yöntemleri (milleme, SLA 3B baskı, DLP 3B baskı ve mSLA 3B baskı) kullanılarak üretilen rezin içerikli hibrit abutment kron restorasyonlarında titanyum ara parça ve kron arasındaki retansiyon direncinin karşılaştırılmasıdır. Aynı zamanda, uygulanan işlem grupları kapsamında; termal siklus ile yaşlandırma ve yeniden simantasyon işlemlerinin hibrit abutment kron restorasyonlarında titanyum ara parça ve kron arasındaki retansiyon direnci değerleri üzerindeki etkilerinin belirlenmesi amaçlandı.

Bu çalışmanın amacı doğrultusunda sıfır hipotezi; "Farklı üretim yöntemleri (milleme, SLA 3B baskı, DLP 3B baskı ve mSLA 3B baskı) ve uygulanan işlemler (kontrol, termal siklus ile yaşlandırma, yeniden simantasyon) rezin içerikli hibrit abutment kron restorasyonlarında titanyum ara parça ve kron arasındaki retansiyon direncini etkilememektedir." şeklinde oluşturuldu.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu in vitro çalışma Gazi Üniversitesi, Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından TDK 9827 nolu proje kapsamında desteklenmiş olup, Gazi Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında ve Ankara Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Sanal Merkez Laboratuvarı (LABSİS)'nda gerçekleştirildi.

3.1. Örnek Sayısının Belirlenmesi

Bu çalışmada farklı üretim yöntemleri (eksiltmeli yöntem, SLA, mSLA ve DLP 3B baskı yöntemleri) ve farklı işlem gruplarının (kontrol, termal yaşlandırma, yeniden simantasyon) retansiyon direnci üzerindeki etkisinin incelenmesi 2 yönlü faktöriyel ANOVA ile analizi yapıldı. Bu analizin yapılabilmesi için gerekli örneklem büyüklüğü G-power ver. 3.1.9.4 programında "test family" menüsünden "F tests", "Statistical test" menüsünden "ANOVA: Fixed effects, special, main effects and interactions" ve "Type of power analysis" menüsünden "A priori: Compute required sample size-given α, power and effect size" seçilerek hesaplandı. Örneklem büyüklüğünün hesaplanmasında kullanılan etki büyüklüğü ise aşağıda verilen formül kullanılarak yapıldı.

$$f=\sigma_m/\sigma \tag{3.1}$$

Burada, σ_m; her bir grup ortalamasına ilişkin standart sapma değerini ve σ, karşılaştırılacak gruplardan hesaplanan ortak varyansı göstermektedir.

Buna göre retansiyon direnci bakımından iki bağımsız faktörün ve bu faktörlerin etkileşimlerinin karşılaştırılabilmesi için geniş bir etki büyüklüğünde (f=0,40), 1.tip hata değeri 0,05, güç değeri ise 0,90 olarak alındığında her bir grup için en az örnek 10 olmak üzere toplam 120 örneğin çalışmaya dahil edilmesi gerektiği hesaplandı.

3.2. Çalışma Modelinin Oluşturulması

Çalışma modelinin ve kapanış modelinin elde edilmesi amacıyla fabrikasyon silikon kalıplar (ANA-4 G; Frasaco GmbH, Tettnang, Almanya) kullanıldı. Çalışma modelinin elde edilmesi amacıyla, 4,1 mm çap ve 10 mm boyundaki titanyum implantı (NucleOSS Implants, İzmir, Türkiye) temsil eden implant analogu ve titanyum ara parça (Cerec Tibase Abutment,

NucleOSS Implants, İzmir, Türkiye) birleştirildi. Titanyum ara parça üzerine sağ üst santral diş mum modelasyonu yapıldı. Bağlantısı sağlanmış mum modelasyon, titanyum ara parça ve implant analogu, silikon kalıp içerisine yerleştirildikten sonra silikon kalıp içerisine alçı (Extra Hard Dental Plaster; Cerestone, İstanbul, Türkiye) dökülerek çalışma modeli oluşturuldu (Resim 3.1). Çalışma modeli elde edilirken implant analogu ve abutment birleşim bölgesine diş eti dokusunu taklit edecek dişeti silikonu (Gingifast Rigid, Zhermack, Badia Polesine, İtalya) yerleştirildi. Ayrıca analog ve abutment birleşim bölgesi diş eti seviyesinde olacak şekilde ayarlandı.



Resim 3.1. Çalışma modelinin elde edilmesi

Kapanış modeli, silikon kalıp içerisine alçı dökülmesi ile elde edildi. Restorasyonların tasarımı ve üretimi için modeller yarı ayarlanabilir artikülatöre (Stratos 200; Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) bağlandı (Resim 3.2).

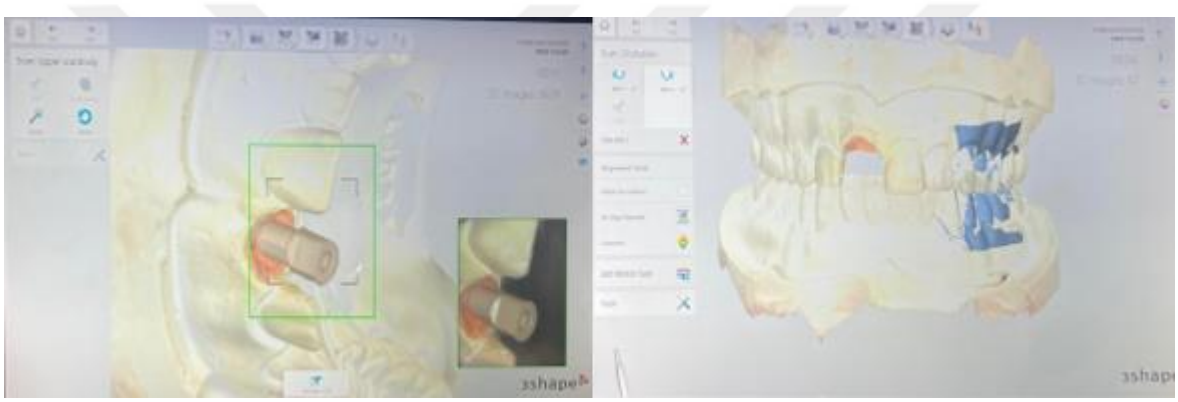


Resim 3.2. Modellerin artikülatöre bağlanması

3.3. Restorasyonların Tasarımı ve Üretimi

İmplant analogu üzerine titanyum ara parça yerleştirildi. Titanyum ara parça üzerine CAD-CAM sistemleri ile uyumlu olarak üretilmiş, hasta ağzından direkt optik ölçü alınmasını sağlayan tarama başlığı (CEREC Sirona Tarama Kebi, NucleOSS Implants, İzmir, Türkiye) yerleştirilerek dijital ölçü alındı (Resim 3.3).

Ağız içi tarayıcı yardımıyla (3Shape TRIOS ağız içi tarayıcı, 3Shape A/S, Kopenhag, Danimarka) çalışma modelinin, karşıt çenenin ve kapanış ilişkisinin optik ölçüsü alındı (Resim 3.3).



Resim 3.3. Ağız içi tarayıcı ile modelin taranması

Elde edilen sanal model üzerinde Sirona inlab CAD yazılımı (Dentsplay Sirona, Bensheim, Almanya) kullanılarak hibrit abutment kron restorasyonunun tasarımı yapıldı ve tasarım dosyası standard tessellation language (STL) formatında kaydedildi (Resim 3.4).



Resim 3.4. Hibrit abutment kron tasarımı

Her grupta otuz örnek olmak üzere toplam dört üretim yöntemi grubu oluşturuldu. Çalışmada kullanılan materyaller, materyal içerikleri, üretim yöntemleri, üretim sonrası işlemler ve simantasyon için uygulanan yüzey işlemleri Çizelge 3.1.'de özetlendi.

Çizelge 3.1. Kullanılan materyaller, materyal içerikleri, üretim yöntemleri, üretim sonrası işlemler ve simantasyon için uygulanan yüzey işlemleri

Materyal	İçerik	Üretim yöntemi ve üretim sonrası işlemler	Simantasyon için uygulanan yüzey işlemleri
Rezin Matriks Seramik (Vita Enamic, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya)	Kütlece %86 feldspat seramik %14 polimer Hacimce %75 feldspat seramik %25 polimer	Milleme yöntemi Milleme ünitesi: CEREC MCXL (Dentsply Sirona, Almanya) Üretim sonrasında örneklere, herhangi bir ısıl işlem uygulanmadı.	1. Restorasyon yüzeyi etanol ile temizlendi. 2. Restorasyonun iç yüzeyine hidroflorik asit jeli (%5) uygulandı. 60 sn'lik süre beklendikten sonra yıkandı. Yıkama işlemi 60 sn su spreyi ile ve sonrasında 10 dk süre ultrasonik temizleyici ile yapıldı. 3. Kurulamadan sonra asitlenen yüzeye 60 sn silan (Monobond, Ivoclar Vivadent) uygulandı.
Rezin Formlabs Permanent Crown Resin (Formlabs GmbH, Berlin, Almanya)	Seramik dolgulu, metakrilat bazlı fotopolimer rezin	SLA 3B baskı yöntemi Yazıcı: Form 3B (Formlabs, Somerville, MA, ABD) Üretim sonrasında: 1.Restorasyonlar 3 dk izopropil alkol (%99) ile yıkandı. 2. Restorasyon üzerindeki fazla reçine fırça yardımı ile temizlendi. 3. Restorasyon 30 dk açık havada kurumaya bırakıldı. 4. Form Cure (Formlabs Inc., Somerville, ABD) kürleme cihazı ile 60°C'de 20 dk polimerize edildi. 5. Restorasyon destekleyici parçalarından ayrıldı. 6.FormCure ile 60°C'de 20 dk son polimerizeasyon yapıldı.	Üretici firma tarafından herhangi bir yüzey işlemi belirtilmemektedir. Rezin simanın kullanma reçine talimatlarına uyuldu. 1.Simantasyon öncesinde ultrasonik temizleyicide 10 dk süre ile temizlendi. 2.Restorasyon hava spreyi ile kurutuldu. 3. Yüzeye 60 sn silan (Monobond, Ivoclar Vivadent) uygulandı.

Çizelge 3.1. (devam) Kullanılan materyaller, materyal içerikleri, üretim yöntemleri, üretim sonrası işlemler ve simantasyon için uygulanan yüzey işlemleri

Materyal	İçerik	Üretim yöntemi ve üretim sonrası işlemler	Simantasyon için uygulanan yüzey işlemleri
Rezin Saremco Print Crowntec (Saremco Dental AG, Rebstein, İsviçre)	Silanlanmış cam partikül içerikli metakrilik asit ester bazlı fotopolimer rezin	DLP 3B baskı yöntemi Yazıcı: ASIGA MAX (Sidney, Avustralya) Üretim sonrasında: 1. Restorasyon destekleyici parçalarından ayrıldı. 2. Restorasyonlar Saremco temizleme konsantrasyonu (Saremco Dental AG, Rebstein, İsviçre) ile rezin kalıntıları gidene kadar temizlendi. 3. Restorasyon hava spreyi ile kurutuldu. 4. Otoflash G171 Flash-Light (NK-Optik GmbH, Baierbrunn, Almanya) kürleme cihazı ile final polimerizasyonu yapıldı.	1.Restorasyonların iç yüzeyine kumlama (Al_2O_3, 110 µm) yapıldı. 2.Simantasyon öncesinde ultrasonik temizleyicide 10 dk süre ile temizlendi. 3.Restorasyon hava spreyi ile kurutuldu. 4. Yüzeye 60 sn silan (Monobond, Ivoclar Vivadent) uygulandı.
Rezin VarseoSmile TriniQ (Bego GmbH and Co. KG, Bremen, Almanya)	Akrilat bazlı seramik dolgulu hibrit fotopolimer rezin	mSLA 3B baskı yöntemi Yazıcı: Form 4B (Formlabs, Somerville, MA, ABD) Üretim sonrasında: 1. Rezin kalıntılarından arınması için ultrasonik banyoda izopropil alkol (%99) ile 3 dk yıkandı. 2. Temizlenen restorasyon basınçlı hava ile temizlendi. 3. Form Cure (Formlabs Inc., Somerville, ABD) kürleme cihazı ile 60°C'de 20 dk polimerize edildi. 4. Restorasyon destekleyici parçalarından ayrıldı. 5.FormCure ile 60°C'de 20 dk son polimerizeasyon yapıldı.	Üretici firma tarafından herhangi bir yüzey işlemi belirtilmemektedir. Rezin simanın kullanma talimatlarına uyuldu. 1.Simantasyon öncesinde ultrasonik temizleyicide 10 dk süre ile temizlendi. 2.Restorasyon hava spreyi ile kurutuldu. 3. Yüzeye 60 sn silan (Monobond, Ivoclar Vivadent) uygulandı.

Grup 1: Eksiltmeli yöntem ile rezin matriks seramikten üretilen hibrit abutment kron (n=30)

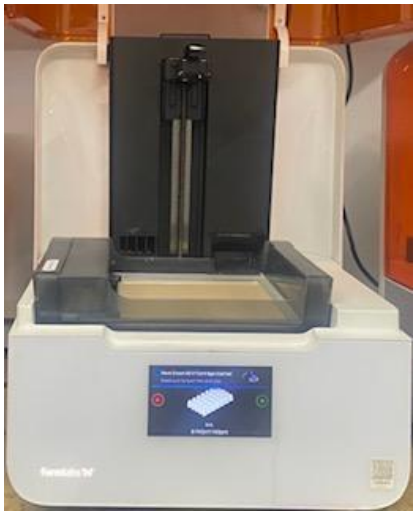
Milleme grubuna ait örneklerin üretimi CEREC inLab MC XL freze cihazında (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Almanya) Vita Enamic blokları kullanılarak yapıldı (Resim 3.5).



Resim 3.5. Grup 1'e ait örneklerin milleme cihazında üretimi

Grup 2: SLA 3B baskı (eklemeli yöntem) ile rezinden üretilen hibrit abutment kron (n=30)

SLA 3B baskı yöntemi kullanılarak üretilen kronlar için Form 3B+ (Formlabs Inc., Somerville, MA, ABD) 3B yazıcı ve Formlabs Permanent Crown Resin rezini kullanıldı (Resim 3.6).



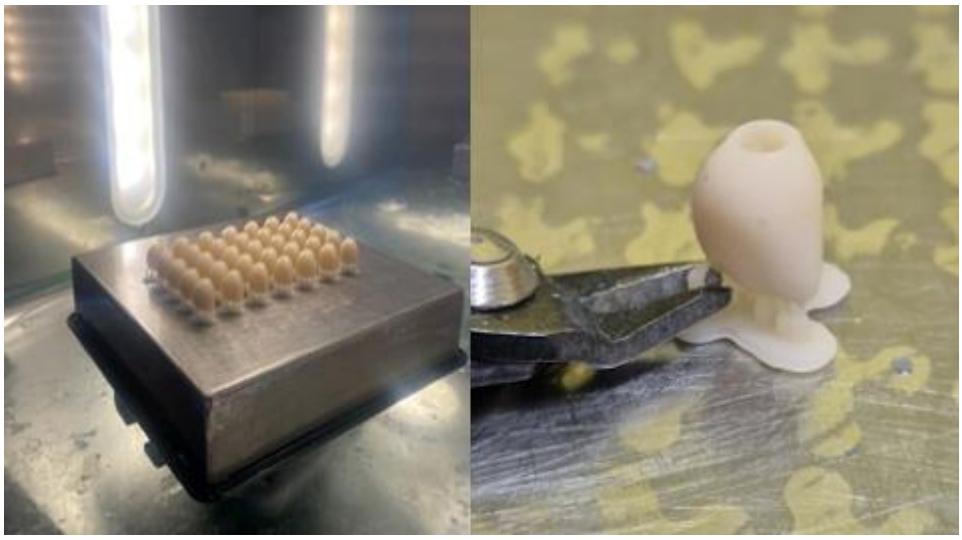
Resim 3.6. SLA 3B baskı (eklemeli yöntem) ile rezinden üretilen hibrit abutment kron

Üretim sonrası üretici firmanın talimatları takip edilerek öncelikle izopropil alkolde 3 dk temizlendi (Resim 3.7).



Resim 3.7. Formlabs Permanent Crown Resin ile üretim sonrası alkol ile yıkama

Kurutulduktan sonra Form Cure ile 60°C 20 dk ilk kürleme yapıldı. Kürleme sonrası destek parçalarından ayrılıp 60°C 20 dk son kürleme yapıldı (Resim 3.8).

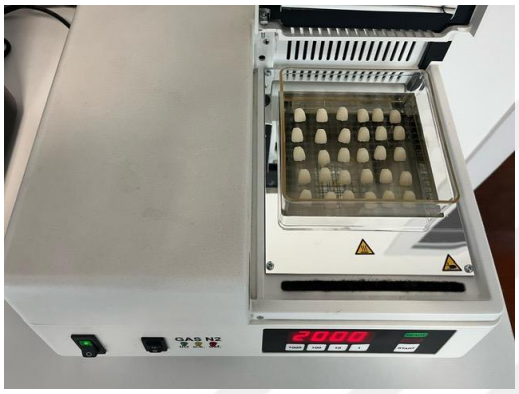


Resim 3.8. Formlabs Permanent Crown Resin ile üretim sonrası kürlemenin yapılması

Grup 3: DLP 3B baskı (eklemeli yöntem) ile rezinden üretilen hibrit abutment kron (n=30)

DLP 3B baskı yöntemi kullanılarak üretilen kronlar için Asiga MAX UV (Asiga, Alexandria, Avustralya) 3B yazıcı ve Saremco Print Crowntec rezini kullanıldı.

Üretim sonrası işlemler üretici firmanın tavsiyesi doğrultusunda kronlar destek yapılarından ayrıldı ve rezin artıklarını temizlemek için Saremco temizleme konsantrasyonu kullanıldı. Kurutulduktan sonra Otoflash G171 Flash-Light cihazı ile her iki yüzey için 2000'er flaş uygulanarak toplamda 4000 flaş ile son kürleme işlemi gerçekleştirildi (Resim 3.9). Simantasyon öncesi restorasyonların iç yüzeyine 2 bar basınç altında 10 mm mesafeden 20 saniye süreyle kumlama cihazı ile 110 µm tanecik boyutuna sahip Al_2O_3 partikülleri (Akrodent 37 Akroxide Beyaz Kum, Koca Kimya ve Dental, Ankara, Türkiye) ile kumlama işlemine tabi tutuldu.

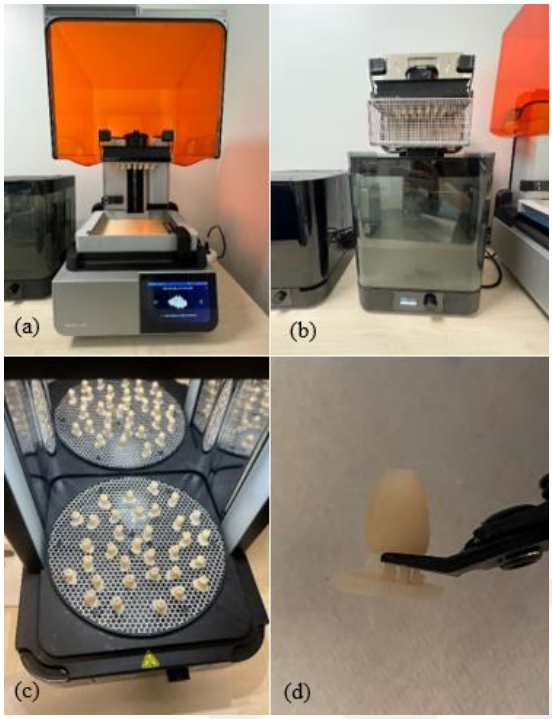


Resim 3.9. Saremco Crowntec ile üretim sonrası kürlemenin yapılması

Grup 4: mSLA 3B baskı (eklemeli yöntem) yöntemi ile rezinden üretilen hibrit abutment kron (n=30)

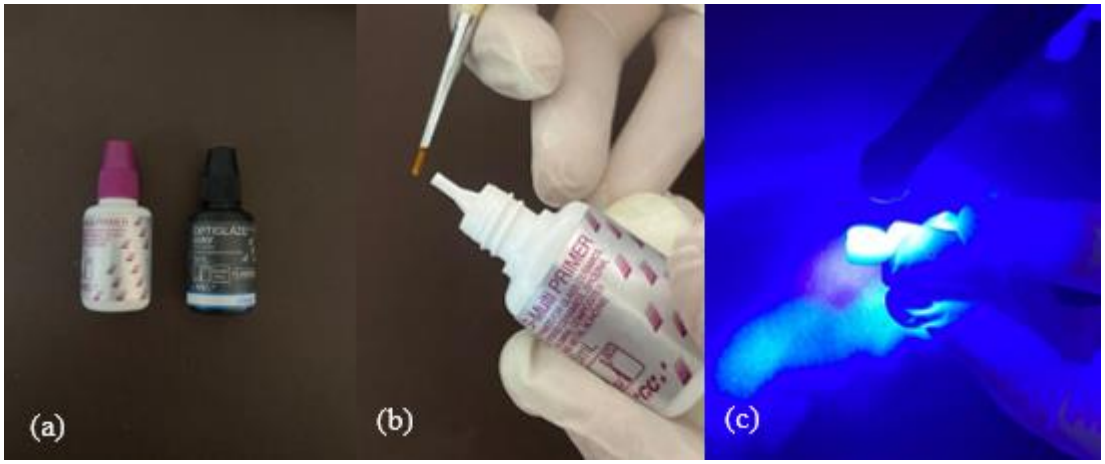
mSLA 3B baskı yöntemi kullanılarak üretilen kronlar için Form 4B (Formlabs Inc., Somerville, MA, ABD) 3B yazıcı ve VarseoSmile TriniQ rezini kullanıldı.

Üretim sonrası üretici firmanın talimatları takip edilerek öncelikle izopropil alkolde 3 dk temizlendi. Kurutulduktan sonra Form Cure ile 60°C 20 dk ilk kürleme yapıldı. Kürleme sonrası destek parçalarından ayrılıp 60°C 20 dk son kürleme yapıldı (Resim 3.10).



Resim 3.10. VarseoSmile TriniQ ile üretim ve üretim sonrası işlemler yapılması a) Üretimin yapılması b) İzopropil alkolde yıkama yapılması c) Kürlemenin yapılması d) Destek parçalarından ayrılması

Üretim sonrasında bütün gruplardaki kron restorasyonlarının yüzeyi alkol ile temizlendikten sonra rezin esaslı glaze sistemi (Optiglaze; GC Corp, Tokyo, Japonya) ile kronların bitirme işlemi uygulaması yapıldı. Bunun için üretici firma önerisi doğrultusunda öncelikle restorasyon üzerine seramik primer (G-Multi Primer; GC Corporation, Tokyo, Japan) uygulandı. Optiglaze şişesi iyice çalkalandıktan sonra bir tabla üzerine birkaç damla sıkılarak şeffaf renkteki materyal hava kabarcığından kaçınarak fırça ile ince bir tabaka halinde uygulandı. Restorasyon yüzeylerine olabildiğince yakın tutularak her yüzeyden 40 sn olacak şekilde ışık cihazı (Valo Cordless, Ultradent Products, IL, ABD) ile polimerizasyon işlemi yapıldı. Kronlar üretildikten sonra kuru ve ışık geçirmez bir kutuda saklandı (Resim 3.11).



Resim 3.11. Üretilen kronlara Optiglaze uygulaması a) G-Multi primer ve Optiglaze clear b) Fırça ile uygulaması c) Işık cihazı ile polimerizasyon yapılması

3.4. Restorasyonların Titanyum Ara Parçaya Simantasyonu

Titanyum ara parçaların yüzeyine uygulanan kumlama işleminin standardizasyonu için, kumlama cihazının ucuyla örnek yüzeyi arasındaki mesafeyi sabit tutacak bir aparat kullanıldı. Titanyum ara parçalar ile analoglar birbirine laboratuvar vidası ile sabitlendi. Titanyum ara parçaların vida deliği teflon bant ile kapatıldı ve kumlama işleminde bu bölgenin pürüzlendirilmesi engellendi. Yine aynı amaçla, analog ve titanyum ara parçanın birleşim yeri ölçü maddesi (Optosil Comfort Putty, Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya) ile kaplanarak analog ve titanyum ara parçanın birleşim yerinin de kumlanması engellendi. Titanyum ara parçalar 2 bar basınç altında 10 mm mesafeden 20 saniye süreyle kumlama cihazı ile 50 µm Al_2O_3 partikülleri (Akrodent 37 Akroxide Beyaz Kum, Koca Kimya ve Dental, Ankara, Türkiye) ile kumlama işlemine tabi tutuldu (Resim 3.12).



Resim 3.12. Titanyum ara parçaların simantasyon öncesi hazırlanması a) Titanyum ara parçanın vida deliği teflon bant ile kapatılması b) Mesafeyi sabit tutacak aparata yerleştirilmesi c) Kumlama sonrası titanyum ara parça

Tüm titanyum ara parçalar, abutment vidaları simantasyon işleminden önce distile su içerisinde ultrasonik temizleyicide 10'ar dakika bekletildi. Titanyum ara parçalara 60 saniye silan (Monobond Plus, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) uygulandı ve hava ile kurutuldu. Milleme yöntemiyle üretilen Vita Enamic ile kronların simantasyon yüzeyine 60 sn %5 lik hidroflorik asit uygulaması yapıldı (Resim 3.13). Uygulanan asiti uzaklaştırmak için örnekler 60 sn hava su spreyi ile temizlendi.



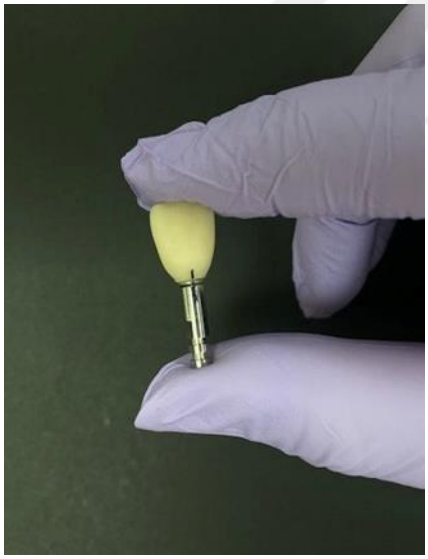
Resim 3.13. Vita Enamic örneklere %5'lik hidroflorik asit uygulaması

Tüm restorasyonlar simantasyon işleminden önce distile su içerisinde ultrasonik temizleyicide 10'ar dakika temizlendi. Kurutulduktan sonra, restorasyonların simantasyon yüzeyine 60 saniye silan (Monobond Plus, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) uygulandı ve hava ile kurutuldu (Resim 3.14).



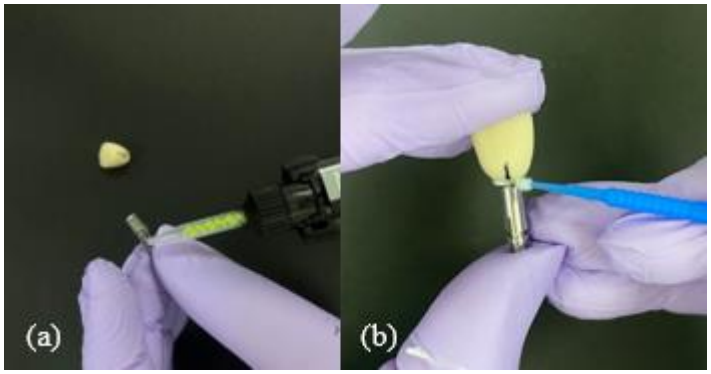
Resim 3.14. Restorasyonların simantasyon yüzeyine silan uygulaması

Titanyum ara parça ve restorasyonun simantasyonu sırasında referans olması için birleştirilerek asetat kalemi ile aynı doğrultuda bir çizgi çizildi (Resim 3.15).



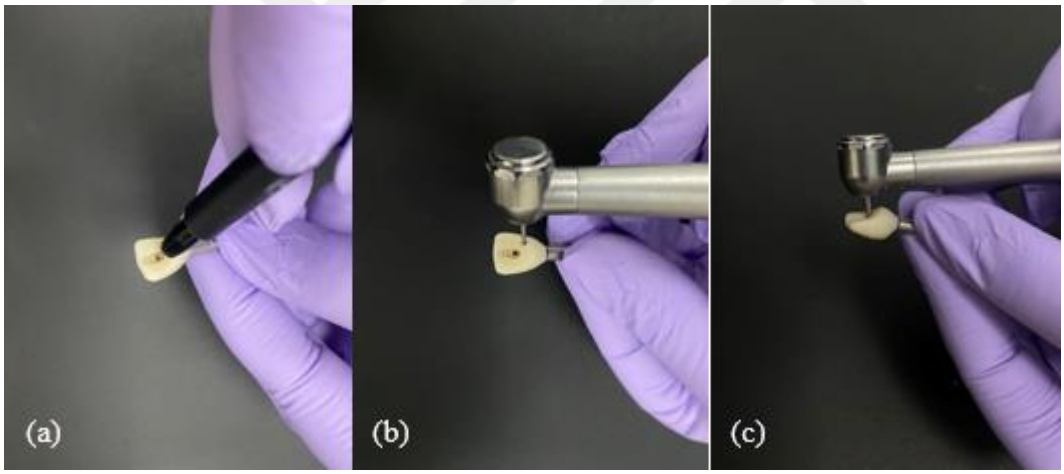
Resim 3.15. Restorasyon ve titanyum ara parçaya referans çizgilerinin çizilmesi

Kumlanmış titanyum ara parçalar ile hibrit abutment kronların bağlantısı, bu amaçla geliştirilmiş rezin esaslı bir siman (Multilink Hybrid Abutment, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) kullanılarak gerçekleştirildi. Restorasyon ve abutment birleşim yerlerinde bulunan siman fazlalıkları, siman sertleşmeden önce bond fırçası yardımıyla uzaklaştırıldı. Ardından, titanyum ara parça ile restorasyon arasındaki bağlantının sağlanabilmesi amacıyla simanın sertleşmesi için 7 dakika beklenildi. Simantasyon işleminin tamamlanmasının ardından vida kanalında yer alan teflon bant, bir sond yardımıyla çıkarıldı (Resim 3.16).



Resim 3.16. Restorasyon ve titanyum ara parçanın simantasyonu a) Titanyum ara parçaya siman uygulanması b) Restorasyon ve titanyum ara parçanın simantasyonu sonrası siman artıkların temizlenmesi

Simantasyonu yapılan örneklere çekme testi uygulanabilmesi için kron yüzeyinde elmas frez yardımıyla su altında delik açıldı. Oluşturulan deliğin her kronda standardize edilebilmesi için vida deliği referans alındı (Resim 3.17).



Resim 3.17. Örneklere çekme testi için a) Referans noktanın belirlenmesi b, c)Delik açılması

Örneklerin çekme testine hazırlanması amacıyla implant analogları, tümü aynı seviyede olacak şekilde akrilik bloklara yerleştirildi. Bu işlemde, her biri eşit boyutlarda olan 30 adet silindirik plastik kalıp kullanıldı. Örneklerin kalıplara dik bir şekilde konumlandırılabilmesi için freze cihazı (Paraskop Freze Cihazı, Bego, İstanbul, Türkiye) kullanıldı. Örnekler freze cihazının tutucu ucuna sabitlenerek, kalıplara yerleştirilen akrilik materyal içerisine dik ve standart bir konumda gömüldü. Örnekler akrilik materyalin polimerizasyonu tamamlanana kadar cihaz üzerinde sabit tutularak bekletildi. İmplant analoglarının akril içerisindeki pozisyonları, abutment-implant birleşim bölgesinin 1 mm altından başlayacak şekilde ayarlandı. Tüm örneklerin birbirine paralel olacak biçimde yerleştirildiği, freze cihazının uç

kısmında bulunan frezler yardımıyla kontrol edildi (Resim 3.18). Her bir örneğin alt yüzeyine, ait olduğu materyal grubu ve örnek numarası yazıldı.



Resim 3.18. Örneklerin akrilik blok içerisine freze cihazı ile yerleştirilmesi

İmplant analogu ve kronların bağlantısı sağlandıktan sonra abutment vidası raşet ile (30 Ncm) torklandı.

3.5. İşlem Gruplarının Oluşturulması

Her grupta 40 örnek olacak şekilde kontrol grubu, termal siklus grubu ve yeniden simantasyon grubu olarak üç alt işlem grubu oluşturuldu. Üretim yöntemlerine ve uygulanan işlemlere göre oluşturulan deney grupları Çizelge 3.2.'de gösterildi.

Çizelge 3.2. İşlem gruplarının oluşturulması

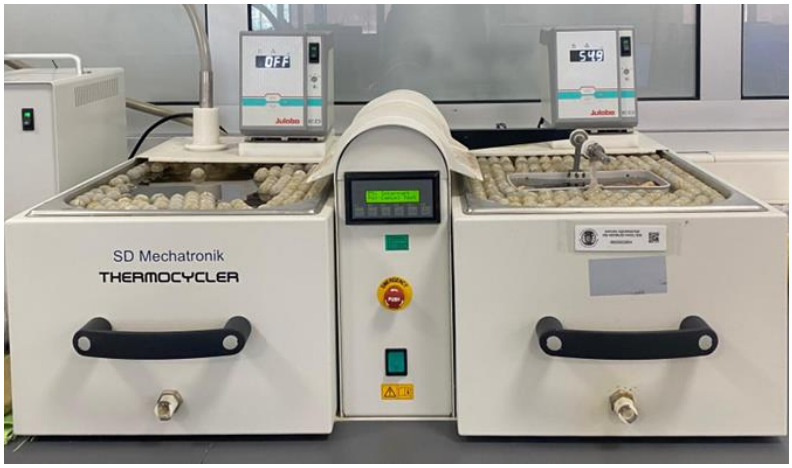
Uygulanan işlemler	Üretim yöntemi			
	Eksiltmeli üretim (Vita Enamic)	SLA 3B baskı (Formlabs Permanent Crown Resin)	mSLA 3B baskı (VarseoSmile TriniQ)	DLP 3B baskı (Saremco Print Crowntec)
Kontrol	10	10	10	10
Termal siklus ile yaşlandırma	10	10	10	10
Yeniden simantasyon	10	10	10	10

Kontrol grubu: Farklı üretim yöntemleriyle oluşturulan kronlar titanyum ara parçalara daha önceden belirtilen simantasyon prosedürü doğrultusunda simante edildi (Resim 3.19).



Resim 3.19. Kontrol grubu için hazırlanmış örnekler

Termalsiklus grubu: Farklı üretim yöntemleriyle oluşturulan örnekler, simantasyon sonrası termal siklus cihazı (Thermocycler, THE1400, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, Almanya) kullanılarak 10000 termal döngüye tabi tutuldu. Her döngüde örnekler sırasıyla 20 saniye boyunca 5 °C'de ve ardından 55 °C'de bekletildi; iki sıcaklık banyosu arasındaki geçişlerde ise 10 saniyelik bekleme süresi uygulandı (Resim 3.20).



Resim 3.20. Kullanılan termal siklus cihazı

Yeniden simantasyon grubu: Termalsiklus grubu örneklerine çekme testi uygulandıktan sonra kronlarından ayrılan titanyum ara parçalara siman artıkların uzaklaştırılması amacıyla eşit sürede ve eşit mesafede kumlama işlemi tekrar uygulandı. Kumlama işlemi sonrası titanyum ara parçalar ve yeni üretilen kronlar ultrasonik temizleyicide temizlendikten sonra her grup için daha önceden belirtilen simantasyon prosedürü doğrultusunda titanyum ara parçaya yeniden simantasyon yapıldı.

3.6. Çekme Testinin Uygulanması ve Örneklere Ait Retansiyon Direnci Değerlerinin Belirlenmesi

Hazırlanan işlem grupları örneklere simatasyon sonrası çekme testi 1 mm/dk hızla olacak şekilde üniversal test cihazı (LLOYD Instruments, AMETEK Inc., Fareham, Hampshire, İngiltere) kullanılarak gerçekleştirildi ve titanyum ara parça ile kronun birbirinden ayrıldığı andaki kuvvet değerleri newton (N) cinsinden kaydedildi (Resim 3.21).



Resim 3.21. Örneklere çekme testi uygulanması

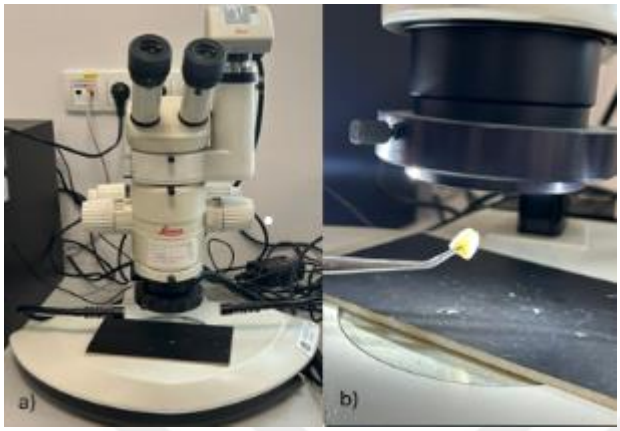
3.7. Çekme Testi Sonrasında Başarısızlık Tiplerinin Belirlenmesi

Çekme testinden sonra bütün örnekler stereomikroskopta (Leica MZ12, Leica Microsystems, Wetzlar, Almanya) incelendi. İnceleme 10x yakınlaştırma ile yapıldı (Resim 3.22). Örnek yüzeylerinde oluşan başarısızlık tipleri üç gruba ayrıldı (Ibrahim vd., 2023):

1. Grup: Simanın titanyum ara parça üzerinde kalması,

2. Grup: Simanın kronun iç yüzeyinde kalması,

3. Grup: Simanın hem titanyum ara parça hem de kronun iç yüzeyinde kalması.



Resim 3.22. a) Başarısızlık analizinde kullanılan steremikroskopun görüntüsü b) İncelemenin yapılma şekli

3.8. İstatistik Analiz

Çalışmanın veri analizi IBM SPSS ver 23.0, JASP ver 0.12 istatistiksel paket programları ve RStudio: Integrated Development Environment for R (ver. 2025.05.0+496) programı kullanılarak yapıldı. Tanımlayıcı istatistikler ortalama ±standart sapma (ort ±SS), ortanca, çeyreklik değerler (Q_1 ve Q_3), en küçük ve en büyük değerler olarak sunuldu. Farklı üretim yöntemleri ve işlem gruplarının retansiyon direnci değerleri üzerindeki etkisi iki yönlü faktöriyel ANOVA ile incelendi. İki yönlü faktöriyel ANOVA'nın varsayımlarından biri olan çok değişkenli normal dağılıma uyum, RStudio'daki "mvn" paketinde yer alan "Henze-Zirkler" testi ile değerlendirildi. Bir diğer varsayımı olan varyansların homojenliği ise Levene testi ile incelendi. Yapılan iki yönlü faktöriyel ANOVA sonucunda farklılık bulunması halinde farklılığı yaratan grupların araştırılmasında Tukey çoklu karşılaştırma testi kullanıldı. İstatistiksel anlamlılık düzeyi olarak $P<0,05$ alındı.

4. BULGULAR

4.1. Üretim Yöntemi Gruplarına İlişkin Retansiyon Direnci Bulguları

Eksiltmeli üretim ile elde edilen retansiyon direnci değerleri 161,32 N ile 377,51 N arasında değişmekte olup, ortalama retansiyon direnci 232,03 ±48,09 N'dir. SLA 3B baskı ile elde edilen retansiyon direnci değerleri 53,10 N ile 254,39 N arasında değişmekte olup, ortalama retansiyon direnci 132,86 ±46,58 N'dir. DLP 3B baskı ile elde edilen retansiyon direnci değerleri 23,93 N ile 221,1 N arasında değişmekte olup, ortalama retansiyon direnci 126,36 ±40,82 N'dir. mSLA 3B baskı ile elde edilen retansiyon direnci değerleri 58,64 N ile 192,04 N arasında değişmekte olup, ortalama retansiyon direnci 141,88 ±36,10 N'dir. Farklı üretim yöntemlerinden elde edilen retansiyon direnci (N) değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler Çizelge 4.1'de sunuldu.

Çizelge 4.1. Farklı üretim yöntemlerinden elde edilen retansiyon direnci (N) değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler

Üretim Yöntemi	Ort ±SS	Ortanca (Q_1-Q_3)	Enk-Enb
Eksiltmeli üretim	232,03 ±48,09	235,40 (197,24-255,87)	161,32-377,51
SLA 3B baskı	132,87 ±46,58	137,48 (96,82-160,98)	53,10-254,39
DLP 3B baskı	126,36 ±40,82	124,07 (105,90-150,90)	23,93-221,09
mSLA 3B baskı	141,88 ±36,10	148,73 (111,89-167,37)	58,64-192,04

Ort: Ortalama, SS: Standart sapma, Q_1: 1 çeyreklik, Q_3:3. çeyreklik; Enk: En küçük değer; Enb: En büyük değer

4.2. İşlem Gruplarına İlişkin Retansiyon Direnci Bulguları

Kontrol grubuna ait materyallerde ölçülen retansiyon direnci değerleri 79,61 N ile 264,72 N arasında değişmekte olup, ortalama retansiyon direnci değeri 154,40 ±42,10 N'dir. Termal siklus ile yaşlandırma grubundaki materyallerde ölçülen retansiyon direnci değerleri 23,93 N ile 268,26 N arasında değişmekte olup, ortalama retansiyon direnci 139,74 ±63,57 N'dir. Yeniden simantasyon grubundaki materyallerde ölçülen retansiyon direnci değerleri 58,64 N ile 377,51 N arasında değişmekte olup, ortalama retansiyon direnci 180,71 ±67,19 N'dir. Farklı işlem gruplarından elde edilen retansiyon direnci (N) değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler Çizelge 4.2'de sunuldu.

Çizelge 4.2. Farklı işlem gruplarından elde edilen retansiyon direnci (N) değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler

İşlem Grubu	Ort ±SS	Ortanca (Q_1-Q_3)	Enk-Enb
Kontrol	154,40 ±42,10	156,14 (120,66-183,16)	79,61-264,72
Termal siklus ile yaşlandırma	139,74 ±63,57	122,10 (99,64-169,89)	23,93-268,26
Yeniden simantasyon	180,71 ±67,19	163,91 (138,98-218,87)	58,64-377,51

Ort: Ortalama, SS: Standart sapma, Q_1: 1 çeyreklik, Q_3:3. çeyreklik; Enk: En küçük değer; Enb: En büyük değer

4.3. Farklı Üretim Yöntemleri ve İşlem Gruplarına İlişkin Retansiyon Direnci Bulguları

Kontrol grubuna ait eksiltmeli üretim ile elde edilen retansiyon direnci değerleri 161,32 N ile 264,72 N arasında değişmekte olup, ortalama retansiyon direnci 202,16 ±31,97 N'dir. Kontrol grubuna ait SLA 3B baskı ile elde edilen retansiyon direnci değerleri 96,82 N ile 180,28 N arasında değişmekte olup, ortalama retansiyon direnci 142,42 ±25,74 N'dir. Kontrol grubuna ait DLP 3B baskı ile elde edilen retansiyon direnci değerleri 79,61 N ile 156,83 N arasında değişmekte olup, ortalama retansiyon direnci 115,69 ±24,52 N'dir. Kontrol grubuna ait mSLA 3B baskı ile elde edilen retansiyon direnci değerleri 85,73 N ile 192,04 N arasında değişmekte olup, ortalama retansiyon direnci 157,33 ±32,04 N'dir.

Termal siklus ile yaşlandırma grubuna ait eksiltmeli üretim ile elde edilen retansiyon direnci değerleri 170,63 N ile 268,26 N arasında değişmekte olup, ortalama retansiyon direnci 230,17 ±31,82 N'dir. Termal siklus ile yaşlandırma grubuna ait SLA 3B baskı ile elde edilen retansiyon direnci değerleri 53,10 N ile 138,33 N arasında değişmekte olup, ortalama retansiyon direnci 91,47 ±31,44 N'dir. Termal siklus ile yaşlandırma grubuna ait DLP 3B baskı ile elde edilen retansiyon direnci değerleri 23,93 N ile 150,25 N arasında değişmekte olup, ortalama retansiyon direnci 98,64 ±35,29 N'dir. Termal siklus ile yaşlandırma grubuna ait mSLA 3B baskı ile elde edilen retansiyon direnci değerleri 100,00 N ile 169,15 N arasında değişmekte olup, ortalama retansiyon direnci 138,69 ±26,67 N'dir.

Yeniden simantasyon grubuna ait eksiltmeli üretim ile elde edilen retansiyon direnci değerleri 196,35 N ile 377,51 N arasında değişmekte olup, ortalama retansiyon direnci 263,75 ±57,47 N'dir. Yeniden simantasyon grubuna ait SLA 3B baskı ile elde edilen retansiyon direnci değerleri 92,04 N ile 254,39 N arasında değişmekte olup, ortalama retansiyon direnci 164,69 ±47,02 N'dir. Yeniden simantasyon grubuna ait DLP 3B baskı ile

elde edilen retansiyon direnci değerleri 134,75 N ile 221,1 N arasında değişmekte olup, ortalama retansiyon direnci 164,76 ±30,05 N'dir. Yeniden simantasyon grubuna ait mSLA 3B baskı ile elde edilen retansiyon direnci değerleri 58,64 N ile 191,38 N arasında değişmekte olup, ortalama retansiyon direnci 129,63 ±44,92 N'dir. Farklı üretim yöntemleri ve işlem gruplarından elde edilen retansiyon direnci (N) değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler Çizelge 4.3'te sunuldu.

Çizelge 4.3. Farklı üretim yöntemleri ve işlem gruplarından elde edilen retansiyon direnci (N) değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler

Uygulanan İşlem		Üretim Yöntemi			
		Eksiltmeli üretim	SLA 3B baskı	DLP 3B baskı	mSLA 3B baskı
Kontrol	Ort ±SS	202,16 ±31,97	142,42 ±25,74	115,69 ±24,52	157,33 ±32,04
	Ortanca	201,64	145,21	117,91	162,83
	(Q_1-Q_3)	(177,52-207,85)	(118,06-162,04)	(94,74-134,40)	(144,22-186,07)
	Enk-Enb	161,32-264,72	96,82-180,26	79,61-156,83	85,73-192,04
Termal siklus ile yaşlandırma	Ort ±SS	230,17 ±31,82	91,47 ±31,44	98,64 ±35,29	138,69 ±26,67
	Ortanca	243,32	84,48	106,57	148,84
	(Q_1-Q_3)	(198,52-248,24)	(59,87-119,19)	(98,29-112,03)	(111,88-161,79)
	Enk-Enb	170,63-268,26	53,10-138,33	23,93-150,25	100,00-169,15
Yeniden simantasyon	Ort ±SS	263,75 ±57,47	164,69 ±47,02	164,76 ±30,05	129,63 ±44,92
	Ortanca	252,09	160,54	152,24	124,69
	(Q_1-Q_3)	(225,71-292,36)	(143,22-188,02)	(143,92-173,81)	(98,11-184,09)
	Enk-Enb	196,35-377,51	92,04-254,39	134,75-221,1	58,64-191,38

Ort: Ortalama, SS: Standart sapma, Q_1: 1 çeyreklik, Q_3:3. çeyreklik; Enk: En küçük değer; Enb: En büyük değer

4.4. Farklı Üretim Yöntemlerine ve İşlem Gruplarına İlişkin Retansiyon Direnci Bulgularına Ait İki Yönlü Faktöriyel ANOVA Sonuçları

Uygulanan farklı üretim yöntemlerinin ve işlemlerin retansiyon direnci (N) değerleri üzerindeki etkisi iki yönlü faktöriyel ANOVA ile incelendi. Bu analizin varsayımları verilerin çok değişkenli normal dağılıma uyum göstermesi ve gruplara ait varyansların homojen olmasıdır. Verilerin çok değişkenli normal dağılıma uyum gösterip göstermediği RStudio'da yer alan "mvn" kütüphanesi kullanılarak araştırıldı. Henze-Zirkler çok değişkenli normal dağılım test sonuçlarına göre retansiyon direnci ölçüm değerlerinin

normal dağılıma uyum gösterdiği görüldü (P>0,05). İki yönlü faktöriyel ANOVA'nın diğer varsayımı olan gruplara ait varyansların homojenliği varsayımının sağlanıp sağlanmadığı Levene testi ile test edildi. Levene testi sonucuna göre gruplara ait varyanslar homojen bulundu (P>0,05). İki yönlü faktöriyel ANOVA sonuçları Çizelge 4.4'te sunuldu.

Çizelge 4.4. Kullanılan üretim yönteminin ve retansiyon direnci (N) değerleri üzerindeki etkisinin araştırıldığı iki yönlü faktöriyel ANOVA sonuçları

Değişim Kaynağı	Düzeltilmiş Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Düzeltilmiş Kareler Ortalaması	F-değeri	P-değeri
İşlem	34467,16	2	17233,58	13,17	<0,001
Üretim Yöntemi	221163,11	3	73721,04	56,32	<0,001
İşlem*Üretim yöntemi	40288,33	6	6714,72	5,13	<0,001
Hata	141361,42	108	1308,90	-	-
Toplam	437280,02	119	-	-	-

S=36,179, R^2=%67,7, Düz-R^2=%64,4

Farklı üretim yöntemleri ve işlemlerin retansiyon direnci değerleri üzerindeki etkisinin incelendiği iki yönlü faktöriyel ANOVA sonuçlarına göre (Çizelge 4.4);

- Farklı üretim yöntemlerinin retansiyon direnci değerleri üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($F_{(3,108)}$=56,32, P<0,001).
- Uygulanan işlemlerin retansiyon direnci değerleri üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($F_{(2,108)}$=13,17, P<0,001).
- Üretim yöntemlerinin ve uygulanan işlemlerin retansiyon direnci değerleri üzerindeki birlikte etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($F_{(6,108)}$=5,13, P<0,001).

Sonuç olarak farklı üretim yöntemlerinin ve uygulanan işlemlerin retansiyon direnci değerlerini istatiksel olarak anlamlı etkilediği bulundu (P<0,05).

4.5. Farklı Üretim Yöntemlerine ve İşlem Gruplarına İlişkin Retansiyon Direnci Bulgularına Ait Çoklu Karşılaştırma Testi Sonuçları

İki yönlü faktöriyel ANOVA sonuçlarına göre istatistiksel olarak anlamlı bulunan ve ikiden fazla kategorisi olan sonuçlar için farklılığın hangi gruptan kaynaklandığı Tukey çoklu karşılaştırma testi ile araştırıldı.

4.5.1. Üretim yöntemlerine ilişkin çoklu karşılaştırma testi sonuçları

Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçlarına göre;

- Eksiltmeli üretim ve SLA 3B baskı gruplarının retansiyon direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu (P<0,001).
- Eksiltmeli üretim ve DLP 3B baskı gruplarının retansiyon direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu (P<0,001).
- Eksiltmeli üretim ve mSLA 3B baskı gruplarının retansiyon direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu (P<0,001).
- SLA 3B baskı ve DLP 3B baskı gruplarının retansiyon direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı (P=0,8986).
- SLA 3B baskı ve mSLA 3B baskı gruplarının retansiyon direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı (P=0,7692).
- DLP 3B baskı ve mSLA 3B baskı gruplarının retansiyon direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı (P=0,3943) (Çizelge 4.5).

Sonuç olarak eksiltmeli üretim grubunun retansiyon direnci değerleri 3B baskı ile üretim gruplarından anlamlı olarak yüksek bulundu (P<0,05). Ancak 3B baskı yöntemleri arasında retansiyon direnci değerleri istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı (P>0,05). Farklı üretim yöntemlerine ilişkin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları Çizelge 4.5.'te sunuldu.

Çizelge 4.5. Üretim yöntemlerine ilişkin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları (n=30)

Üretim Yöntemi	Ort ±SS
Eksiltmeli üretim	232,03 ±48,09[a]
SLA 3B baskı	132,86 ±46,58[b]
DLP 3B baskı	126,36 ±40,82[b]
mSLA 3B baskı	141,88 ±36,10[b]

Ort: Ortalama, SS: Standart sapma
*Ortak küçük harfe sahip üretim yöntemi gruplarının retansiyon direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur (P>0,05).

4.5.2. İşlem gruplarına ilişkin çoklu karşılaştırma testi sonuçları

Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçlarına göre;

- Kontrol ve termal siklus ile yaşlandırma gruplarının retansiyon direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı (P=0,1705).
- Kontrol ve yeniden simantasyon gruplarının retansiyon direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu (P=0,0043).
- Termal siklus ile yaşlandırma ve yeniden simantasyon gruplarının retansiyon direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu (P<0,001). Farklı işlem gruplarına ilişkin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları Çizelge 4.6'da sunuldu.

Sonuç olarak, yeniden simantasyon grubunun retansiyon direnci değerleri kontrol ve termalsiklus gruplarından anlamlı olarak yüksek bulundu (P<0,05). Ancak kontrol ve termal siklus ile yaşlandırma gruplarının retansiyon direnci değerleri arasında istatiksel olarak anlamlı farklılık göstermedi (P>0,05).

Çizelge 4.6. İşlem gruplarına ilişkin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları (n=40)

İşlem Grupları	Ort ±SS
Kontrol	154,40 ±42,10[b]
Termal siklus ile yaşlandırma	139,74 ±63,57[b]
Yeniden simantasyon	180,70 ±67,19[a]

Ort: Ortalama, SS: Standart sapma
*Ortak küçük harfe sahip işlem gruplarının ortalama retansiyon direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur (P>0,05).

4.5.3. Üretim yöntemlerine ve uygulanan işlemlere ilişkin çoklu karşılaştırma testi sonuçları

Üretim yöntemlerinin ve uygulanan işlemlerin birlikte etkisine ilişkin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları Çizelge 4.7'de sunuldu.

Çizelge 4.7. Uygulanan üretim yöntemlerin ve işlemlerinin birlikte etkisine ilişkin Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları

Uygulanan işlem	Üretim Yöntemi			
	Eksiltmeli üretim	SLA 3B baskı	DLP 3B baskı	mSLA 3B baskı
	Ort ±SS	Ort ±SS	Ort ±SS	Ort ±SS
Kontrol	202,16 ±31,97^{a,A}	142,42 ±25,74^{b,AB}	115,69 ±24,52^{b,AB}	157,33 ±32,04^{ab,A}
Termal siklus ile yaşlandırma	230,17 ±31,82^{a,AB}	91,47 ±31,44^{b,A}	98,64 ±35,29^{b,A}	138,69 ±26,67^{b,A}
Yeniden simantasyon	263,75 ±57,47^{a,B}	164,69 ±47,024^{b,B}	164,76 ±30,05^{b,B}	129,63 ±44,92^{b,A}

Ort: Ortalama, SS: Standart sapma
Aynı işlem grubu içinde, ortak küçük harfe sahip üretim yöntemi gruplarının retansiyon direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur (P>0,05).
Aynı üretim yöntemi grubu içinde, ortak büyük harfe sahip işlem gruplarının retansiyon direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur (P>0,05).

Üretim yöntemlerine göre yapılan karşılaştırmalar:

Eksiltmeli üretim grubu içinde;

- Kontrol ve termal siklus ile yaşlandırma gruplarının retansiyon direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı (P=0,8498).
- Kontrol ve yeniden simantasyon gruplarının retansiyon direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu (P=0,012).
- Termal siklus ile yaşlandırma ve yeniden simantasyon gruplarının retansiyon direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı (P=0,6409).

SLA 3B baskı grubu içinde;

- Kontrol ve termal siklus ile yaşlandırma gruplarının retansiyon direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı (P=0,0843).
- Kontrol ve yeniden simantasyon gruplarının retansiyon direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı (P=0,9657).
- Termal siklus ile yaşlandırma ve yeniden simantasyon gruplarının retansiyon direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu (P<0,001).

DLP 3B baskı grubu içinde;

- Kontrol ve termal siklus ile yaşlandırma gruplarının retansiyon direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı (*P*=0,9959).
- Kontrol ve yeniden simantasyon gruplarının retansiyon direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı (*P*=0,1133).
- Termal siklus ile yaşlandırma ve yeniden simantasyon gruplarının retansiyon direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu (*P*=0,0046).

mSLA 3B baskı grubu içinde;

- Kontrol ve termal siklus ile yaşlandırma gruplarının retansiyon direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı (*P*=0,9913).
- Kontrol ve yeniden simantasyon gruplarının retansiyon direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı (*P*=0,8586).
- Termal siklus ile yaşlandırma ve yeniden simantasyon gruplarının retansiyon direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı (*P*=1,000).

İşlem gruplarına göre yapılan Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları:

Kontrol grubu içinde;

- Eksiltmeli üretim ve SLA 3B baskı gruplarının retansiyon direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu (*P*=0,0173).
- Eksiltmeli üretim ve DLP 3B baskı gruplarının retansiyon direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu (*P*<0,001).
- Eksiltmeli üretim ve mSLA 3B baskı gruplarının retansiyon direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı (*P*=0,2078).
- SLA 3B baskı ve DLP 3B baskı gruplarının retansiyon direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı (*P*=0,885).
- SLA 3B baskı ve mSLA 3B baskı gruplarının retansiyon direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı (*P*=0,9988).
- DLP 3B baskı ve mSLA 3B baskı gruplarının retansiyon direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı (*P*=0,3075).

Termal siklus ile yaşlandırma grubu içinde;

- Eksiltmeli üretim ve SLA 3B baskı gruplarının retansiyon direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu (P<0,001).
- Eksiltmeli üretim ve DLP 3B baskı gruplarının retansiyon direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu (P<0,001).
- Eksiltmeli üretim ve mSLA 3B baskı gruplarının retansiyon direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu (P<0,001).
- SLA 3B baskı ve DLP 3B baskı gruplarının retansiyon direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı (P=1,000).
- SLA 3B baskı ve mSLA 3B baskı gruplarının retansiyon direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı (P=0,1494).
- DLP 3B baskı ve mSLA 3B baskı gruplarının retansiyon direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı (P=0,367).

Yeniden simantasyon grubu içinde;

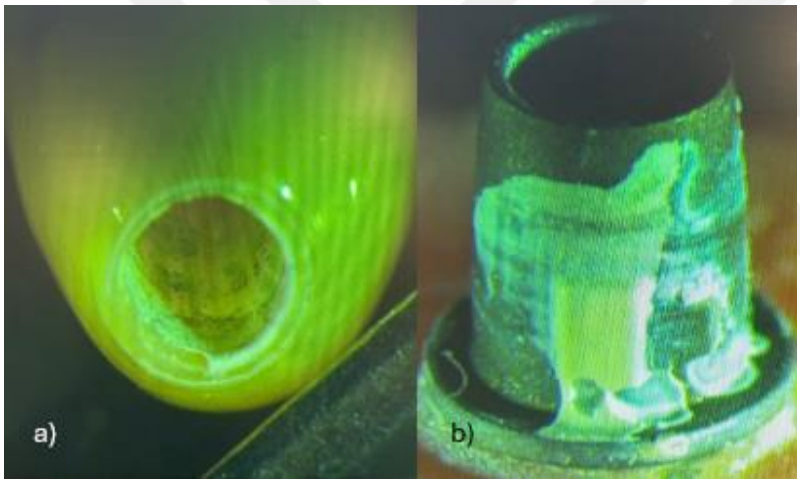
- Eksiltmeli üretim ve SLA 3B baskı gruplarının retansiyon direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu (P<0,001).
- Eksiltmeli üretim ve DLP 3B baskı gruplarının retansiyon direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu (P<0,001).
- Eksiltmeli üretim ve mSLA 3B baskı gruplarının retansiyon direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulundu (P<0,001).
- SLA 3B baskı ve DLP 3B baskı gruplarının retansiyon direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı (P=1,000).
- SLA 3B baskı ve mSLA 3B baskı gruplarının retansiyon direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı (P=0,5766).
- DLP 3B baskı ve mSLA 3B baskı gruplarının retansiyon direnci değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı (P=0,5734).

Sonuç olarak kontrol grubu içerisinde eksiltmeli üretim grubunun retansiyon direnci değerleri SLA ve DLP 3B baskı gruplarından istatiksel olarak anlamlı fark bulundu (P<0,05). Ancak eksiltmeli üretim ve mSLA 3B baskı grupları arasında istatiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı (P>0,05).

Termal siklus ile yaşlandırma ve yeniden simantasyon gruplarında eksiltmeli üretim grubunun retansiyon direnci değerleri 3B baskı ile üretim gruplarından anlamlı olarak yüksek bulundu (P<0,05). Ancak 3B baskı yöntemleri arasında retansiyon direnci değerleri istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermedi (P>0,05).

4.6. Çekme testi sonrasında başarısızlık tiplerinin belirlenmesi

Çekme testi sonrasında steromikroskop ile elde edilen görüntülerde simanın hangi yüzeyde bulunduğu incelendi. Elde edilen görüntülere göre tüm örneklerde simanın hem titanyum ara parça yüzeyinde hem de kronun iç yüzeyinde bulunduğu (3. grup başarısızlık) tespit edildi (Resim 4.1.).



Resim 4.1. a) Kronun iç yüzeyinin görüntüsü b) Titanyum ara parçanın yüzeyinin görüntüsü

5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında farklı dijital üretim yöntemlerinin (milleme, SLA, DLP ve mSLA 3B baskı) ve uygulanan işlemlerin (kontrol, termal siklus ile yaşlandırma ve yeniden simantasyon) rezin içerikli hibrit abutment kronlarda titanyum ara parça ile kron arasındaki retansiyon direnci üzerindeki etkileri değerlendirildi. Elde edilen bulgular doğrultusunda, farklı üretim yöntemlerinin (milleme, SLA, DLP ve mSLA 3B baskı) ve uygulanan işlemlerin (kontrol, termal siklus ile yaşlandırma ve yeniden simantasyon) rezin içerikli hibrit abutment kron restorasyonlarında titanyum ara parça ile kron arasındaki retansiyon direncini istatistiksel olarak anlamlı düzeyde etkilediği belirlendi. Bu nedenle, "Farklı üretim yöntemleri (milleme, SLA 3B baskı, DLP 3B baskı ve mSLA 3B baskı) ve uygulanan işlemler (kontrol, termal siklus ile yaşlandırma ve yeniden simantasyon) rezin içerikli hibrit abutment kron restorasyonlarında titanyum ara parça ve kron arasındaki retansiyon direncini etkilememektedir." şeklinde oluşturulan sıfır hipotezi reddedildi.

Tek diş eksikliklerini tedavi etmek üzere kullanılan siman tutuculu, vida tutuculu ve bu ikisinin kombinasyonu ile tutuculuk sağlayan implant üstü protezlerde, en sık gözlenen komplikasyon abutment vidasının gevşemesidir. Bunu kron tutuculuğunun kaybı ile vida ve abutment kırılması takip etmektedir (de Melo Moreno vd., 2023). Siman tutuculu restorasyonlarda vida gevşemesi yaşanması durumunda vidaya ulaşma güçlüğü protezin yenilenmesine sebep olmaktadır (Wittneben vd., 2017). Multi-unit abutment kullanılan tek üye vida tutuculu protezlerde ise siman tutuculu protezlere göre daha sık vida gevşemesi gözlenmektedir (Bishti vd., 2025a). Bu nedenle günümüzde, bu iki sistemin dezavantajlarını ortadan kaldırarak avantajlı yönlerini bir araya getiren hibrit abutment kronlar kullanılmaya başlanmıştır. Bu sistem, implant ile doğrudan bağlantıyı sağlayan bir titanyum ara parça (Ti-base) ve bu parça üzerine simante edilen bir kron bileşeninden oluşmaktadır (Al-Zordk, 2020). Bu sistemler hibrit abutment şeklinde de kullanılabilmektedir. Ancak abutment ve kronun ayrı ayrı üretilmesinin, tek parça halinde üretilen hibrit abutment kronlara kıyasla kırılma dayanımı açısından daha zayıf bir restorasyonla sonuçlandığı bildirilmiştir (Roberts vd., 2018).

Hibrit abutment kron sistemlerinde kron kısmı; zirkonya, lityum disilikat, zirkonya katkılı lityum silikat ve hibrit seramik gibi materyallerden eksiltmeli üretim (milleme) veya fotopolimer rezinlerin kullanıldığı eklemeli üretim (3B baskı) teknikleriyle CAD-CAM

sistemleri aracılığıyla üretilebilmektedir (Schweiger vd., 2025). Her iki üretim yönteminin de kendine özgü avantaj ve dezavantajları bulunmakla birlikte hem mekanik hem de optik açıdan en uygun özellikleri sunan, aynı zamanda maliyet açısından da avantajlı protetik materyalin ve üretim yönteminin belirlenmesine yönelik arayış günümüzde halen devam etmektedir (Ioannidis vd., 2023). Eklemeli üretim teknolojisi; daha az malzeme kaybı oluşturması, aynı anda birden fazla restorasyonun üretimine olanak sağlaması, üretim sürecinde enerji verimliliği sunması gibi özellikleriyle eksiltmeli üretime güçlü bir alternatif haline gelmiştir (Tian vd., 2021). Ayrıca, eklemeli üretimde, karmaşık geometrilere sahip restorasyonların yüksek doğrulukla elde edilmesi kişiye özel üretimlerde önemli bir avantaj sağlamaktadır (Yüceer vd., 2025). Her ne kadar seramikler daimi restorasyonlarda halen altın standart olarak kabul edilse de 3B baskı teknolojisinin gelişimi ve yeni nesil daimi rezinlerin ortaya çıkışıyla birlikte daimi restorasyonlarda da umut verici sonuçlar bildirilmektedir. Ayrıca eklemeli üretimin yakın gelecekte günlük klinik pratiğe daha fazla entegre edileceği gösterilmektedir (AlGhamdi, 2025). Bu nedenle bu çalışmada, eksiltmeli ve üç farklı eklemeli üretim yöntemi kullanılarak hazırlanan rezin içerikli hibrit abutment kronların değerlendirilmesi amaçlandı.

Rezin içerikli materyallerin implant destekli kronlarda kullanımı, belirli avantajlar sunmaktadır. Bu materyallerin düşük elastik modülü, çiğneme kuvvetlerinin bir kısmını absorbe ederek implant ve çevre dokular üzerindeki stresi azaltabilmektedir. Ayrıca, hafif olmaları, kolay işlenebilmeleri ve ağız içinde tamir edilebilmeleri klinik açıdan önemli bir avantaj sağlamaktadır. Ek olarak, CAD-CAM sistemleriyle dijital olarak üretilebilmeleri, özellikle eklemeli üretim teknolojileri sayesinde daha hızlı ve uygun maliyetli bir üretim süreci sunmaktadır (Burgoa-la-Forcada vd., 2018; Cantó-Navés vd., 2021).

Eksiltmeli üretim yöntemiyle kullanılabilen rezin içerikli materyallerden biri olan Vita Enamic (VITA Zahnfabrik, Almanya), seramik ve polimer fazların birleşiminden oluşan hibrit bir seramik materyaldir. Vita Enamic, yaklaşık %86 oranında feldspatik seramik ağ yapısı ve %14 oranında infiltrasyon yoluyla eklenmiş polimer fazdan (UDMA ve TEGDMA) oluşmaktadır. Bu hibrit yapı sayesinde materyal, seramiklerin estetik özellikleri ve aşınma direnciyle, polimerlerin elastikiyet ve stres absorbsiyonu özelliklerini bir arada sunmaktadır (El Zhawi vd., 2016). Bu materyal, eksiltmeli üretim sistemleriyle kolayca işlenebilmektedir ve özellikle hibrit abutment kron uygulamaları için özel olarak tasarlanmış vida delikli blok formları bulunmaktadır. Bu özel bloklar, titanyum ara parça üzerine

doğrudan uyumlu bağlantıya olanak tanıyarak mekanik stabiliteyi ve estetik uyumu sağlamaktadır (Mostafavi vd., 2021). Bu çalışmada da eksiltmeli üretim yönteminde Vita Enamic materyaline ait özel delikli bloklar kullanılarak hibrit abutment kronlar hazırlandı.

Eklemeli üretim teknolojileri, protetik olarak özellikle geçici restorasyonların üretiminde önemli bir yer tutmaktadır. Eklemeli yöntemler ile üretilen geçici restorasyonların yeterli mekanik dayanıklılık göstermeleri, marjinal uyumlarının iyi olması ve kolaylıkla üretilebilmeleri, klinisyenlerin bu yöntemlere yönelmesini sağlamaktadır (Tahayeri vd., 2018). Bununla birlikte, kullanılan polimerlerin biyouyumluluğu, uzun dönem klinik performansı, mekanik dayanımı, aşınma direnci ve renk stabilitesi gibi parametreler açısından halen sınırlılıklar bulunmaktadır (Elsharkawy vd., 2025; Rezaie vd., 2023). Günümüzde farklı markalar tarafından geliştirilen kompozit ve hibrit kompozit rezinler, 3B baskı yöntemiyle daimi restorasyonlarda kullanım için piyasaya sunulmuştur. 3B baskı yöntemiyle üretilebilen geçici ve daimi restorasyon malzemelerinin yapısal olarak karşılaştırılması, doldurucu içerikleri ve boyutlarında önemli bir farklılık olduğunu ortaya koymaktadır (Keßler vd., 2025). Özellikle seramik ve rezin bazlı kronların üretimi diş hekimliğinde önemli bir dönüşüm yaratmıştır. Bu teknolojinin artan doğruluk, uyarlanabilirlik ve verimlilik gibi çeşitli avantajlar sunduğu bildirilmektedir (AlGhamdi, 2025; Özberk ve Karakaya, 2024). Daimi kullanıma uygun seramik dolduruculu, metakrilat esaslı hibrit kompozit rezin içerikli olan Formlabs Permanent Crown Resin (Formlabs GmbH, Berlin, Almanya), Saremco Print Crowntec (Saremco Dental AG, Rebstein, İsviçre), VarseoSmile TriniQ (Bego GmbH and Co. KG, Bremen, Almanya), Freeprint Crown (Detax GmbH and Co. KG, Ettlingen, Almanya), TC-80DP Permanent Crown Resin (Graphy Inc., Seoul, Güney Kore) gibi 3B baskı materyalleri bulunmaktadır (Özer vd., 2024; Park vd., 2024; Peng vd., 2025; Song vd., 2025). Eklemeli üretimle üretilen hibrit kompozit rezinler; laboratuvarlar, klinisyenler ve hastalar açısından sundukları avantajlarla dikkat çekmekle birlikte; konvansiyonel seramikler ve eksiltmeli yöntemlerle üretilen hibrit materyallerle karşılaştırıldığında uzun dönem klinik veriler hâlen yetersizdir (Atria vd., 2022). 3B baskı rezinlerin inley, onley, laminate veneer, oklüzal veneer, tek kron ve çok üyeli sabit köprülerde kullanılabildiği; üretim parametreleri ve üretim sonrasında uygulanan kürleme protokolünün restorasyon uyumu gibi özellikleri etkileyebildiği bildirilmektedir (Yüceer vd., 2025; Alammar vd., 2025). AlGhamdi (2025) yaptığı literatür taramasında bu materyaller her ne kadar umut verici sonuçlar gösterse de bu teknolojilerin daha geniş klinik uygulamalara entegre edilebilmesi için ileriye dönük çalışmalara ihtiyaç duyulduğunu

bildirmektedir. Schweiger ve diğerleri (2025) eklemeli üretim yöntemiyle seramik ile güçlendirilmiş rezin materyalinden hibrit abutment kron üretmişler ve bu kronların kırılma dirençlerini incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda, rezin materyaller için klinik olarak kabul edilebilir kırılma yükü eşik değeri yaklaşık olarak 290 N olarak hesaplanmış ve elde edilen sonuçların bu eşik değerin üzerinde bir kırılma direnci sergilediği bildirilmiştir. Diken Türksayar ve diğerleri (2024) eksiltmeli ve eklemeli üretim ile hibrit abutment kron üreterek kron üzerinde aşınma derinliği ve kırılma direnci değerlendirmişlerdir. Araştırmacılar eklemeli üretimle üretilen vidalı implant destekli kronların daha yüksek hacim kaybına ve maksimum aşınma derinliğine sahip olduğunu bulmuşlardır. Bununla birlikte eksiltmeli üretimle üretilen polimer infiltre seramik ağ içerikli materyalin (Vita Enamic) mekanik komplikasyonlara karşı direncinin daha yüksek olduğunu göstermişlerdir.

Bu çalışmada, eklemeli üretim yönteminde daimi kullanıma uygun metakrilat esaslı hibrit rezin içerikli Formlabs Permanent Crown Resin, Saremco Print Crowntec ve VarseoSmile TriniQ rezinleri kullanılarak hibrit abutment kronlar hazırlandı ve eksilmeli üretimle üretilen hibrit seramik içerikli Vita Enamic ile karşılaştırıldı.

Rezin içerikli materyallerin üretiminde; stereolitografi (SLA), dijital ışık işleme (DLP), maskelenmiş stereolitografi (mSLA/LCD), sürekli sıvı arayüz üretim (CLIP), PolyJet/İnkjet baskı gibi çeşitli eklemeli üretim yöntemleri kullanılabilmektedir (Jeong vd., 2024). SLA ile üretimde üretim hızı daha yavaş olsa da lazer ışını kullanımı sayesinde yüzey kalitesi ve detay çözünürlüğü, DLP ile üretime kıyasla daha yüksektir (Beyer vd., 2025). Bununla birlikte katmansız üretim prensibine dayanan CLIP ise yüksek üretim hızı ve ince detay çözünürlüğü sunarken hâlâ üretimde hacim sınırlamaları, yüzey pürüzlülüğü ve malzeme çeşitliliği zorlukları ile karşılaşılmaktadır (Lee vd., 2022; Katheng vd., 2025). LCD ekran kullanarak üretim sağlayan mSLAda ise üretim verimliliği artarken LCD ekranın yaşlanması ve ışık yoğunluğunun zamanla azalmasına bağlı baskı kalitesinde azalma görülmektedir (Caussin vd., 2024).

Demirel, Diken Türksayar ve Donmez (2023) çalışmalarında hibrit abutment kronları, eksiltmeli ve eklemeli üretim kullanarak üretmişlerdir. Çalışmada eklemeli üretimde kullanılan Crowntec ve Varseosmile Crown Plus rezinleri DLP teknolojisi ile üretilmiş olup, üretim doğruluğunu ve kron iç uyumu karşılaştırılmıştır. Test edilen malzemelerle üretilen hibrit abutment kronların klinik uyumunun benzer olduğu bulunmuştur. Farag, Sabet, Ebeid

ve El Sergany (2024), marjinal uyumu değerlendirmek amacıyla SLA ve DLP teknolojileriyle üretilen kronları karşılaştırmışlar ve her iki yöntemin de klinik olarak kabul edilebilir düzeyde hassasiyet sağlayabileceğini göstermişlerdir. SLA üretimi daha yüksek ayrıntı hassasiyeti sunsa da çalışmada hiçbir yöntemin diğerine belirgin üstünlük sağlamadığı belirtilmiştir. Araştırmacılar, en uygun sonuçların, seçilen 3B baskı teknolojisinin materyal özellikleri, kullanım amacı ve klinik gereksinimlerle uyumlu olması durumunda elde edilebileceğini vurgulamıştır. Mandurino ve diğerleri (2025) ise SLA, DLP ve mSLA tabanlı eklemeli üretim tekniklerinin tek üye restorasyonların üretiminde uygulanabilir olduğunu, ancak 3B baskı rezinlerin ve teknolojilerin uzun dönem klinik performansına ilişkin verilerin halen yetersiz olduğunu ve uzun vadeli başarıyı değerlendiren daha kapsamlı çalışmalara ihtiyaç duyulduğunu belirtmektedir.

Bu çalışmada da, 3B baskı gruplarında kullanılan materyaller kendi teknolojilerine uygun şekilde; Formlabs Permanent Crown Resin stereolitografi (SLA), Saremco Print Crowntec dijital ışık işleme (DLP) ve VarseoSmile TriniQ ise maskelenmiş stereolitografi (mSLA) yöntemiyle üretildi. Böylelikle hem eksiltmeli üretim hem de farklı fotopolimerizasyon temelli eklemeli üretim teknikleriyle rezin içerikli hibrit abutment kronların üretimi planlandı.

Hibrit abutment kron sistemlerinde restorasyonun uzun dönem başarısında etkili olan faktörlerden biri, titanyum ara parça ile kron arasında sağlanan bağlantının dayanıklılığıdır. Bu arayüzde oluşan bağlantının yeterli olması; ağızda kullanım sırasında kronun ayrılmasını önlemek, mikrohareketleri azaltmak ve restorasyonun biyomekanik stabilitesini korumak açısından kritik önem taşımaktadır. Bağlantı direncinin yetersiz olduğu durumlarda, klinik kullanım sırasında desimantasyon, marjinal açılma veya restorasyon kaybı gibi komplikasyonların ortaya çıkma riski artmaktadır. Bu nedenle, kullanılan üretim tekniği, materyal özellikleri ve yüzey hazırlama protokollerinin tümü, titanyum ara parça ile kron arasındaki bağlantının güçlendirilmesinde dikkatle değerlendirilmelidir (Mostafavi vd., 2021). Bu nedenle bu tez çalışmasında, rezin içerikli hibrit abutment kron restorasyonlarının başarısında etkili olabileceği düşünülen üretim tekniğinin, yaşlandırma etkisinin ve yeniden simantasyonun titanyum ara parça ile kron arasındaki retansiyon direncine etkisinin değerlendirilmesi amaçlandı.

Hibrit abutment kronlarda retansiyon direncini değerlendirmek amacıyla üniversal test cihazında çekme testi yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir. Literatürde çekme hızlarının değiştiği görülmektedir. Krongvanitchayakul ve Kunavisarut (2023) çekme testi uygularken 1mm/dk hızla uygulamışlardır. Bankoğlu Güngör ve Karakoca Nemli (2018) zirkonya hibrit abutment kronlarda retansiyon direnci ölçmek için çekme testini 1mm/dk hızla uygulamışlardır. Buna karşılık, Santos-Neto ve diğerleri (2021) titanyum ara parça üzerine üretilen zirkonya kronların retansiyonunu değerlendirirken 0,5 mm/dk gibi daha düşük bir çekme hızı tercih etmişlerdir. Bu çalışmada ise, literatürdeki çalışmaların çoğunluğuyla uyumluluk sağlamak amacıyla çekme testi 1 mm/dk hızda uygulandı. Çalışmada kron ve titanyum ara parça birleşimindeki klinik koşulları taklit edebilmek için örnekler üniversal test cihazına bağlantı aparatı ile sabitlendi, düzgün ve sürekli bir çekme kuvveti uygulanarak kronların retansiyon direnci ayrılma anında kaydedildi.

Retansiyon direnci; kron materyali, titanyum ara parça yüksekliği ve geometrisi, tercih edilen siman, uygulanan yüzey işlemleri ve yaşlandırma/yaşlanma gibi etkenlerle değişebilmektedir (Alseddiek vd., 2023; Bernal vd., 2003; Bjelopavlovic vd., 2022). Kron materyalinin mikroyapısı, yüzey karakteristikleri ve kimyasal bağlanabilirlik potansiyeli hibrit abutment kronların retansiyon direnci üzerinde belirleyici bir etkendir. Asitlenebilen cam seramiklerde, asit uygulaması lityum disilikat kristal yapı içerisinde seçici olarak cam yapıyı çözerek yüzeyde mikro pürüzlülük oluşturmakta ve bu da rezin simanın mikromekanik retansiyonunu artırmaktadır. Bununla birlikte yapılan primer uygulaması ise kron ve siman arasındaki bağlantıyı artırmaktadır. Polimer infiltre feldspatik seramik ağ içerikli hibrit rezin için ise asitlemenin, içeriğindeki seramik azlığı nedeniyle daha az etkili olduğu düşünülmektedir. Ancak rezin içeriği sayesinde primer uygulaması ile kimyasal bağlanma oluşmaktadır. Zirkonya kronlarda ise kumlama ile yüzey enerjisi değiştirilebilmekte ve primer uygulanarak siman ile kimyasal bağlanma sağlanabilmektedir (Alseddiek vd., 2023). Alseddiek ve diğerleri (2023), zirkonya, lityum disilikat ve hibrit seramik olmak üzere üç materyalden hibrit abutment kron üreterek retansiyon direncini test etmişlerdir. Eksiltmeli üretim yöntemiyle ile üretilmiş asitlenebilir seramik olan lityum disilikattan üretilen hibrit abutment kronların zirkonya seramikten üretilenlere kıyasla daha iyi retansiyon direnci gösterdiğini belirtmişlerdir. Ongun, Kurtulmus-Yilmaz, Meriç ve Ulusoy (2018), lityum disilikat esaslı seramik ve hibrit seramik olmak üzere iki materyal çeşidi ile hibrit abutment kron üretmişlerdir. Hibrit seramiklerin lityum disilikat seramikler ile karşılaştırıldığında daha düşük eğilme direnci, rezin simana daha düşük bağlanma direnci

ve daha düşük kırılma direnci değerleri sergilediği sonucuna varmışlardır. Bjelopavlovic, Weyhrauch, Scheller, Wentaschek ve Lehmann (2022), feldspatik seramik, lösit infiltre seramik, lityum disilikat esaslı seramik, polimer infiltre feldspatik seramik ve zirkonya infiltre lityum silikat seramik olmak üzere çeşitli materyallerden yapılmış kronların retansiyon direncini karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak kullanılan hibrit seramiklerde retansiyon direncinin daha yüksek olduğunu bulmuşlardır. Materyaller arasında farklılığın içeriklerinden dolayı kron-siman bağlantılarında değişiklik olduğunu bildirmişlerdir.

Bu tez çalışmasında, titanyum ara parçaların yüzeyi mekanik retansiyonu artırmak amacıyla 50 µm Al_2O_3 partikülleri ile kumlandı. Her bir üretim tekniğine göre üretilen kronların titanyum ara parçaya simantasyonunda, üretici firmaların talimatlarına uyularak simantasyon yüzeyleri hazırlandı. Vita Enamic restorasyonlara simantasyon öncesinde, yüzeyde mikromekanik retansiyonu artırmak amacıyla hidroflorik asit uygulaması yapıldı. Saremco Print Crowntec ile üretilen kronların iç yüzeyine, mikromekanik retansiyon için kumlama (110 µm Al_2O_3) uygulandı. Vita Enamic hibrit seramik ve Formlabs Permanent Crown, Saremco Print Crowntec, VarseoSmile TriniQ rezinlerinden olmak üzere üretilen tüm materyal gruplarında ve titanyum ara parçalara kimyasal bağlanmayı desteklemek ve rezin simanın retansiyonunu güçlendirmek için silan uygulaması yapıldı. Böylece hem eksiltmeli üretim hem de farklı eklemeli üretim teknikleriyle hazırlanan restorasyonlar ile titanyum ara parçalarda, yüzey modifikasyonu ve adezyon protokollerinin retansiyon üzerindeki etkisi standardize edildi.

Dental restoratif materyallerin özelliklerinin belirlenmesinde, ağız içi kullanım koşullarını taklit eden yaşlandırma prosedürlerinin uygulanması önemli bir aşamadır. Bu amaçla en sık kullanılan yöntemlerden biri termal siklus ile yaşlandırma olup, bu yaşlandırma yöntemi restorasyonların ardışık sıcak ve soğuk su banyolarına maruz bırakılmasıyla materyalin ağız ortamındaki ani ısı değişimlerine karşı göstereceği davranışın belirlenmesine yardımcı olmaktadır (Kim vd., 2023). Krongvanitchayakul ve Kunavisarut (2023), zirkonya kron ve titanyum ara parça arasındaki retansiyonu test etmek amacıyla 5°C ile 55°C arasında 5000 termal döngü için 120 saniye bekleme süresiyle termal siklus uygulamışlardır. Al-Zordk, Elmisery ve Ghazy (2020) farklı hibrit abutment kronlarda kırılma direncini değerlendirmek için 30 sn bekleme süresi ile 5°C ile 55°C arasında 7000 termal döngü olacak şekilde termal siklus uygulamışlardır. Gad ve diğerleri (2022) çalışmalarında 3B baskı rezinin (NextDent Denture 3D+; 3D Systems, Vertex Dental B.V., Soesterberg, Hollanda) yüzey özelliklerini

incelemek amacıyla 5°C ve 55°C arasında 10000 termalsiklus uygulamış ve bunun yaklaşık 1 yıllık klinik yaşlandırmaya karşılık geldiğini bildirmişlerdir.

Bu çalışmada ise, retansiyon direnci değerlerini değerlendirebilmek amacıyla üç alt deney grubu oluşturuldu. Birinci grup yaşlandırma uygulanmayan kontrol grubunu, ikinci grup termal siklus ile yaşlandırma grubunu, üçüncü grup ise termal siklus sonrasında yeni bir kronun titanyum ara parçaya yeniden simante edildiği yeniden simantasyon grubunu içermektedir. Termal siklus ile yaşlandırma işlemi, önceki araştırmalarla (Kim vd., 2023; Iwabuchi vd., 2025; Zhang R. vd., 2024) uyumlu olarak ağız içi sıvı ve ısı değişimlerinin etkilerini taklit edebilmek için uygulandı. Örnekler, 20 saniye boyunca 5°C'de ve ardından 55°C'de bekletildi ve iki sıcaklık banyosu arasındaki geçişlerde 10 saniye ara verildi. Bu işlem yaklaşık 1 yıllık klinik yaşlandırmaya karşılık gelecek şekilde (Gad vd., 2022) toplam 10000 termal siklus olarak uygulandı.

Bu çalışmada yeniden simantasyon grubunun oluşturulmasının amacı, klinik uygulamalarda karşılaşılabilen, restorasyonun estetik gereksinimler, fonksiyonel yetersizlikler veya materyal kırılmaları nedeniyle değiştirilmesinin gerektiği ancak titanyum ara parçanın sağlamlığını koruduğu durumları test etmektir. Bu tür durumlarda mevcut titanyum ara parçanın yeniden kullanılması hastalar için daha ekonomik bir yaklaşım sunmakta, ayrıca dijital kayıtlar sayesinde mevcut kron tasarımının doğrudan üretime alınabilmesi klinik süreci önemli ölçüde hızlandırmaktadır. Bu nedenle çalışmada, termal yaşlandırma sonrasında yeni bir kronun aynı titanyum ara parçaya yeniden simante edilmesinin retansiyon direnci üzerindeki etkisi değerlendirilerek gerçek klinik koşullara benzer bir durumda yeniden simantasyonun uygulanabilirliğinin araştırılması amaçlandı.

Titanyum ara parçaya yeniden bir kron simantasyonunda uygulanacak ilk adım, uygun yüzey temizliğinin sağlanmasıdır. Kumlama, ultrasonik alkol banyosu ve kimyasal çözeltilerle yapılan temizlik işlemleri, rezin siman ile yeniden simantasyon öncesi yüzeyin hazırlanmasına katkı sağlamaktadır (Shadid, 2025). Wan ve diğerleri (2025) yüzey işleminin retansiyon direncine etkisini incelemek amacıyla zirkonya seramikten hibrit abutment kronlar üretmişlerdir. Araştırmacılar bir grupta hem titanyum ara parçaya hem kron içerisine 50 μm Al_2O_3 partikülleri ile kumlama yaparken, diğer grupta hem kumlama hem primer uygulaması yapmışlardır. Çekme testi sonucu, kumlamanın ve primer uygulamanın titanyum ara parça ve kron arasındaki retansiyon direncini artırdığını göstermişlerdir. Rödiger ve

diğerleri (2014) simantasyon öncesinde titanyum ara parça yüzeyine uygulanan ultrasonik temizlik ve Al_2O_3 partikülleri ile kumlama işlemlerinin retansiyon üzerine etkisini değerlendirmiştir. Araştırmacılar, bu yüzey hazırlık protokollerinin retansiyon değerlerini ilk simantasyon seviyelerine yakınlaştırdığını bildirmiştir. Bu bulgu, hibrit abutment kronlarda hem kron iç yüzeyinin hem titanyum ara parçanın uygun yüzey hazırlığının bağlantı stabilitesi açısından kritik öneme sahip olduğunu göstermektedir.

Bu çalışmada yeniden simantasyon aşamasına geçilmeden önce, titanyum ara parça yüzeylerinin adeziv bağlanma için uygun hâle getirilmesi amacıyla titanyum ara parçalara ilk simantasyon protokolüyle aynı koşullarda yüzey hazırlığı uygulandı. Bu kapsamda titanyum ara parçalar, 50 μm alüminyum oksit partikülleri kullanılarak standart basınç altında kumlandı, böylece yüzeydeki eski siman artıklarının ve olası düzensizliklerin uzaklaştırılması amaçlandı. Kumlama sonrasında ara parçaların yüzeyinde oluşabilecek partikül kalıntılarını gidermek ve yüzeyi tamamen temizlemek için örnekler ultrasonik temizleyicide temizlendi. Bu iki aşamalı yüzey hazırlığı tamamlandıktan sonra, örnekler kurutularak yeniden simantasyona hazır hale getirildi ve kron-titanyum ara parça bağlantısının yeniden simantasyon için standart protokole göre uygulanması sağlandı.

Bu çalışmada farklı üretim teknolojilerinin rezin içerikli hibrit abutment kronların retansiyon direnci üzerindeki etkileri değerlendirilirken, literatürde yer alan mekanik dayanım bulguları da üretim yöntemlerinin performans farklılıklarını açıklamak açısından önemli veriler sunmaktadır. Yıldırım, Yeşil ve Hatipoğlu (2025), geçici sabit protezlerde kullanılan farklı 3B baskı teknolojilerini değerlendirdikleri meta-analizde, eğilme dayanımı açısından DLP sistemlerinin en düşük performansa sahip olduğunu, buna karşın SLA ve mSLA sistemlerinin daha yüksek dayanım değerleri sunduğunu bildirmişlerdir. Bu bulgu, ışık kaynağı özellikleri ve polimerizasyon homojenliğinin mekanik özellikler üzerindeki belirleyici rolünü vurgulamaktadır. Benzer şekilde Katheng ve diğerleri (2025), SLA, DLP ve mSLA eklemeli üretim teknolojileriyle üretilen seramik dolgulu rezin materyallerin eğilme dayanımını karşılaştırmışlardır. Çalışmada ISO standartlarına uygun çubuk tipi eğilme dayanımı örnekleri hazırlanmış ve üç nokta eğilme testi uygulanmıştır. Araştırmacılar, SLA yöntemiyle üretilen örneklerin en yüksek eğilme dayanımını gösterdiğini, DLP örneklerin daha düşük değerlere sahip olduğunu, mSLA örneklerin ise orta seviyede performans sergilediğini rapor etmişlerdir. Bu sonuçlar, SLA sistemlerinde kullanılan lazer ışınının tek noktadan tarayarak daha kontrollü bir polimerizasyon

oluşturmasının, katmanlar arası bağlanmayı güçlendirdiğini göstermektedir. Buna karşılık mSLA sistemlerinde kullanılan LCD ekranların kullanım süresine bağlı ışık geçirgenliğinin azalmasının üretim kalitesini zamanla düşürebildiği belirtilmiştir. Bu tez çalışmasında da eksiltmeli üretim yöntemi ile hazırlanan hibrit seramik kronlar ile üç farklı eklemeli üretim teknolojisi (SLA, DLP ve mSLA) kullanılarak üretilen seramik dolgulu rezin hibrit abutment kronların retansiyon dirençleri karşılaştırıldı. Örnekler kontrol koşullarında, termal siklus ile yaşlandırma sonrasında ve yeniden simantasyon uygulamasını takiben test edildi. Elde edilen bulgular, hem kullanılan üretim yönteminin hem de uygulanan işlem türünün retansiyon direnci üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkiye sahip olduğunu gösterdi (P<0,05). Literatürde, retansiyon direncinin büyük ölçüde kullanılan kron materyalinin kimyasal bileşenleri, organik-inorganik faz oranı ve mikroyapısal özelliklerinden etkilendiği bildirilmiştir (Alseddiek vd., 2023; Bjelopavlovic vd., 2022). Bu nedenle bu tez çalışmasında hibrit seramik ve seramik dolgulu rezin olmak üzere iki farklı rezin içerikli materyal grubunun değerlendirilmesi amaçlandı. Hibrit seramik materyaller endüstriyel olarak yüksek basınç altında polimer-infiltrasyon tekniğiyle blok formunda üretilmekte ve klinik uygulama için eksiltmeli üretim ile işlenmektedir (Della Bona vd.,2014). Buna karşılık, seramik dolgulu rezin materyaller fotopolimerize olabilen bir matriks içinde dağılmış seramik partikülleri içermekte olup, üç farklı 3B baskı teknolojisiyle ile katmanlı olarak üretilmektedir (Al-Ramadan vd., 2024; Keßler vd., 2025). Her iki materyal grubunun üretim prensipleri arasındaki bu temel fark, kronların iç yüzey topografisi, polimerizasyon derecesi, bağlantı arayüzü özellikleri ve dolayısıyla titanyum ara parça ile olan retansiyon davranışı üzerinde belirleyici rol oynamaktadır. Bu nedenle çalışmada hem üretim tekniğinin getirdiği yüzey ve mikroyapı farklılıklarının hem de termal yaşlandırma işleminin ve yeniden simantasyon işleminin retansiyon direnci üzerindeki etkileri birlikte değerlendirildi.

Bu tez çalışmasında kontrol grubuna ait sonuçlar incelendiğinde, üretim yöntemlerinin retansiyon direnci üzerinde belirgin bir farklılık yarattığı görülmektedir. En yüksek retansiyon direnci değeri eksiltmeli üretim yöntemi ile elde edildi (202,16 ±31,97 N). Bu bulgunun, eksiltmeli yöntemde kullanılan rezin matriks seramiğin materyal içeriği, yoğunluğu ve daha yüksek elastik modülünün olmasından dolayı olabileceği düşünülmektedir (Banh vd.,2021). Aynı zamanda kronun iç yüzeyine asitleme ve primer uygulanması, titanyum ara parça ve kron bağlantı arayüzünde daha güçlü bir mikromekanik ve kimyasal bağ oluşmasını sağlamaktadır (Beltrami vd., 2024; Miranda vd., 2020). SLA (142,42 ±25,74 N), mSLA (157,33 ±32,04 N) ve DLP (115,69 ±24,52 N) 3B baskı

yöntemleri ise eksiltmeli üretime kıyasla daha düşük retansiyon direnci değerleri gösterdi. Bu bulgu, fotopolimer rezin esaslı materyallerin düşük doldurucu içeriğine sahip olmasına bağlanabilir. Doldurucu oranının düşük olması, materyal içerisinde cam fazın sınırlı miktarda bulunmasına yol açmakta; bu da cam partiküllerine bağlanarak etkisini gösteren silan uygulamasının etkinliğini azaltabilmektedir (Bourgi vd., 2025). Bununla birlikte, bu üç 3B baskı yöntemi arasında kontrol grubunda istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık yoktur. Yani, 3B baskı yöntemleri kontrol grubunda retansiyon direnci açısından birbirine benzer performansa sahiptir. DLP üretim yönteminin kontrol grubunda en düşük retansiyon değerine sahip olması, bu teknolojiyle üretilen restorasyonlarda tabaka yapısının ve polimerizasyon derecesinin daha fazla değişkenlik göstermesine bağlanabilir (Ngo vd., 2018). Ayrıca, fotopolimer rezinin fiziksel özellikleri ile her üretim teknolojisine özgü kürleme dinamiklerindeki farklılıklar da performans farklarına neden olabilmektedir. Rezin viskozitesi, polimerizasyon hızı ve kullanılan ışık kaynağının yoğunluğu gibi parametreler, baskı sürecini belirleyen önemli faktörlerdir (Tumbleston vd., 2015; Šimunović vd., 2025). Buna karşın mSLA'nın 3B baskı yöntemleri arasında biraz daha yüksek retansiyon direnci değeri göstermesi, ışık kaynağının daha homojen dağılımı, kürlenme kalitesinin daha dengeli olması, katmanların aynı anda kürleme yapılması ve yüzey pürüzlülüğünün diğer üretim şekillerinden daha fazla olmasına bağlı olarak mikromekanik retansiyonu artırması ile ilişkili olabilir (Alparslan ve Bayraktar, 2025; Lu vd., 2025; Turker Kader vd., 2025; Katheng vd.,2025).

Klinik ortamda restorasyonlar, sürekli olarak sıcaklık değişimlerine ve ağız içi neme maruz kalmaktadır. Termal stresler, siman tabakasında genleşme ve büzülme farkları ve hidrolitik degradasyon ile sonuçlanarak bağ dayanımında zayıflamaya yol açabilmektedir. Bu nedenle, hibrit abutment kronların retansiyon özelliklerini değerlendirirken termal siklus sonrası performanslarının değerlendirilmesi kritik bir parametre olarak öne çıkmaktadır (Özel vd., 2021; Shadid, 2025). Donmez, Diken Turksayar, Olcay ve Sahmali (2022), zirkonya ile güçlendirilmiş lityum silikat, lösit esaslı ve lityum disilikat esaslı cam seramik, hibrit kompozit ve seramikle güçlendirilmiş polietereterketon kullanarak siman retansiyonlu implant üstü tek üye kronlar üretmiş ve tüm örneklere 5°C ile 55°C arasında 5000 döngü termal siklus uygulamışlardır. Araştırmacılar, uygulanan termal siklusun kron materyalinden bağımsız olarak kırılma dayanımını anlamlı ölçüde azalttığını bildirmişlerdir. Alseddiek ve diğerleri (2023) zirkonya, lityum disilikat ve hibrit seramik olmak üzere farklı materyallerden hibrit abutment kron üretmişlerdir. Bu örnekler üzerinde ağız içi koşullarını

taklit etmek için örneklere simantasyon işleminden sonra çiğneme similatöründe 50000 mekanik döngü ve 5°C ve 55°C'de 5000 termal döngü olmak üzere termal siklus uygulamışlardır. Bu yaşlandırma prosedürlerinin retansiyon direncini etkilemediğini belirtmişlerdir. Yılmaz ve diğerleri (2024) titanyum ara parça üzerine PEEK hibrit abutment kronlar üretmiş ve rezin siman (Multilink Hybrid Abutment (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lihtanştayn) ile simante etmişlerdir. Her örneğe 5°C ve 55°C'de 5000 döngü olmak üzere termal siklus uyguladıktan sonra örneklerin retansiyon direncini test etmişlerdir. Sonuç olarak termal siklus uygulamasının retansiyon direncini düşürdüğünü ancak bu azalmanın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını belirtmişlerdir. Donmez ve diğerleri (2022) farklı materyallerden siman retansiyonlu implant üstü tek üye kronlar üretmişlerdir. Her örneğe 5°C ve 55°C'de 5000 döngü olmak üzere termal siklus uygulamışlardır. Termal siklusun kron materyali fark etmeksizin kırılma dayanımını azalttığını rapor etmişlerdir. Gad ve diğerleri (2024) üç farklı 3B baskı rezin (NextDent C and B, 3D Systems, Vertex Dental B.V.; Permanent Crown Resin; Formlabs Inc.; VarseoSmile Crown Plus; BEGO GmbH and Co. KG) ile eksiltmeli üretim ile iki farklı hibrit seramik (IPS e.max ZirCAD LT, Ivoclar Vivadent AG; VITA Enamic, VITA Zahnfabrik) kullanarak ürettikleri örnekleri termal siklus uygulaması yapılan ve yapılmayan olarak iki alt gruba ayırarak eğilme dayanımlarını test etmişlerdir. Sonuç olarak daimi 3B baskı rezinlerin eksiltmeli yöntem ile üretilmiş materyallere göre daha düşük dayanıklılığa sahip olduğunu ve 5°C ve 55°C'de 5000 döngü olarak yapılan termal yaşlandırmanın, 3B baskılı daimi kronların özelliklerini olumsuz etkilediğini göstermişlerdir. Sung, Ko, Park, Cho ve Huh (2021) termal siklusun titanyum abutmentlar ile cam seramik kron bağlantısına etkisini incelemeyi amaçlayarak lityum disilikat seramikten örnekler üretmiş ve Multilink hybrid abutment, G-CEM LinkAce, G-CEM LinkAce, Panavia F2.0 ve RelyX U200 olmak üzere beş farklı rezin siman kullanmışlardır. Tüm grupları termal siklus ile yaşlandırdıktan sonra çekme testi uygulamışlardır. Sonuç olarak termal siklus uygulamasının, rezin siman ve abutment arasındaki bağlantıyı azalttığını bulmuşlardır.

Bu tez çalışmasında, termal siklus ile yaşlandırma sonrasında üretim yöntemleri arasındaki retansiyon değerleri önemli farklılıklar gösterdi. En yüksek retansiyon direnci değeri eksiltmeli üretim yöntemi ile elde edildi (230,17 ±31,82 N). Bu sonuç, eksiltmeli üretimle hazırlanan restorasyonların termal değişimlere karşı daha dayanıklı bir bağlantı arayüzü sunduğunu göstermektedir. Materyalin homojen formunun, termal stresler altında titanyum ara parça ve kron ara yüzünde oluşabilecek mikroçatlak veya ayrılmaların daha az

görülmesine neden olmuş olabileceği düşünülmektedir (Naderi vd., 2025). 3B baskı yöntemleri içerisinde SLA (91,47 ±31,44 N), DLP (98,64 ±35,29 N) ve mSLA (138,69 ±26,67 N) teknolojileri eksiltmeli yönteme kıyasla anlamlı şekilde daha düşük retansiyon değerleri gösterdi. Termal siklusun özellikle fotopolimer rezin yapısındaki materyallerde polimer matrikste hidrotermal yaşlanma, su absorbsiyonu ve termal genleşmeye bağlı stresler yaratarak bağ kalitesini olumsuz etkilediği bilinmektedir (AlRumaih ve Gad, 2024; Keßler vd., 2025). Bu sebeplerin yanı sıra katmanlı üretim sürecine bağlı olarak matriks ve dolgu arayüzlerinde gözenekler, katman sınırları ve eksik kürlenme bölgeleri oluşabilmekte; bu da sıcak ve soğuk su döngüleri altında bağ ara yüzünde mikro çatlak oluşumunu ve su emilimini kolaylaştırmaktadır (Temizci vd., 2024). 3B baskı yöntemleri arasında mSLA'nın diğerlerine göre daha yüksek retansiyon değeri göstermesi dikkat çekmekle birlikte, bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir. Yani termal yaşlandırma sonrasında SLA, DLP ve mSLA yöntemleri retansiyon direnci değerleri açısından benzer performansa sahiptir.

Ağız içinde kullanılan implant destekli restorasyonlar, sürekli nem, su absorbsiyonu, sıcaklık değişimleri ve fonksiyonel yükler gibi çevresel etkenlere maruz kaldıkları için zamanla bağ arayüzünde hidrotermal yaşlanma, gerilme birikimi ve adeziv bütünlüğün zayıflaması sonucunda desimantasyona uğrayabilmektedir. Bunun yanı sıra, uzun dönem kullanımda materyalde oluşan yorulma, mikro çatlak ilerlemesi veya travmatik oklüzal yükler, kronun kırılarak yenilenmesini gerektirebilmektedir (Shadid, 2025). Klinik uygulamalarda, desimante olan bir restorasyonun yerine yeniden üretilen kronun aynı titanyum ara parça veya abutment üzerine gerekli yüzey işlemlerinin (kumlama, ultrasonik temizlik, yeniden primer uygulaması vb.) uygulanmasının ardından tekrar simante edilmesi yaygın bir yaklaşımdır (Türker ve Özarslan, 2020; Ozyetim vd., 2023; Safari vd., 2018). Türker ve Özarslan (2020), ağız içerisinde desimante olmuş kronun yine ağız içerisinde simantasyonunu taklit etmek amacıyla, ekskavatör ve çelik rond ile temizledikten sonra kronu tekrar simante etmişlerdir. Bu doğrultuda tekrar simantasyon yapılan kronların retansiyon direncinde anlamlı bir kayıp olduğunu bulmuşlardır. Ancak bu çalışmada, desimante olan kronların simantasyonu değil, titanyum ara parça üzerine yeni bir kronun simantasyonu test edildiğinden, sonuçları doğrudan karşılaştırmak doğru bir yaklaşım değildir. Safari, Hosseini Ghavam, Amini ve Yaghmaei (2018) yaptıkları çalışmada, abutment üzerine hazırlanan metal copingleri öncelikle çinko oksit öjenol siman ile simante etmişlerdir. İlk çekme testinin ardından kronlar abutmentten ayrılmış, kalan siman kalıntıları ultrasonik banyo ve alkol kullanılarak tamamen uzaklaştırılmıştır. Daha sonra aynı

abutmentler üzerine restorasyonlar rezin esaslı bir simanla yeniden simante edilmiştir. Araştırmacılar, ilk ve ikinci çekme testleri arasında retansiyon kuvveti açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığını bildirmiştir. Krongvanitchayakul ve Kunavisarut (2023) hibrit abutment kronlarda titanyum ara parçaya uygulanan yüzey işlemlerinin etkisini incelemek amacıyla kontrol grubunun yanında bir grubu 500 ˚C'de sabit kuru ısı ile oksidasyona maruz bırakarak titanyum ara parça üzerine simante edilen kronların desimante olmasını sağlamışlardır. Desimante olan titanyum ara parça üzerine Al_2O_3 ile kumlama uygulayarak tekrar simantasyon yapmışlardır. Sonuç olarak titanyum ara parçanın kumlama ile pürüzlendirilmesi, bağlanma gücünü artırmıştır. Bu nedenle, çalışmada restorasyonların simantasyonundan önce titanyum ara parçanın kumlama ile pürüzlendirilmesi önerilmektedir.

Bu tez çalışmasında, yeniden simantasyon grubunda üretim yöntemleri karşılaştırıldığında, eksiltmeli üretim en yüksek retansiyon direnci değerini gösterdi (263,75 ±57,47 N). Bu değerin kontrol ve termal siklus ile yaşlandırma gruplarından daha yüksek olması, yeniden simantasyon işlemi için yüzeyde tekrar yapılan kumlamanın yüzeyde mikroretantif bölgeleri artırarak rezin matriks seramik ile daha güçlü bir bağlantı sağlandığını düşündürmektedir. 3B baskı yöntemlerinden SLA (164,69 ±47,02 N) ve DLP (164,76 ±30,05 N) benzer retansiyon direnci değerleri gösterdi. Her iki yöntemde yeniden simantasyonun retansiyon direncini artırdığı gözlendi. Buna karşılık mSLA (129,63 ±44,92 N) grubu, yeniden simantasyon sonrası diğer iki 3B baskı yöntemine göre daha düşük retansiyon gösterdi ancak aradaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı. Bishti ve diğerleri (2025b), implant üstü simante restorasyonlarda klinik olarak kabul edilebilir retansiyon direncinin, yapışkan gıdaların uygulayabildiği yaklaşık 20 N'lık maksimum çekme kuvvetinin yanı sıra klinikte kullanılan kron sökücü cihazlarının oluşturduğu yaklaşık 60 N düzeyindeki kuvvetlerin de üzerinde olması gerektiğini bildirmiştir. Bu tez çalışmasında bütün deney gruplarında retansiyon direnci değerleri bildirilen bu değerlerin üzerinde bulundu. Ayrıca yeniden simantasyon gruplarında elde edilen retansiyon direnci değerlerinin klinik açıdan yeterli seviyede bulunması, ağız içinde herhangi bir nedenle kullanılmayacak durumda olan kronun yerine yeni bir kronun yapılarak var olan titanyum ara parça üzerine uygun yüzey hazırlığı (kumlama) uygulanması sonrasında simante edilebileceğini göstermektedir.

Bu çalışmanın bazı sınırlamaları bulunmaktadır. Çalışmada, retansiyon direnci yalnızca tek diş restorasyonları üzerinden değerlendirildi ve klinik koşullarda anterior bölgede oluşan

stres ve kuvvet dağılımı posterior bölgeden belirgin şekilde farklıdır. Dolayısıyla elde edilen sonuçlar tüm ağız içi bölgelerine doğrudan genellenemez. Çalışmada yalnızca bir implant sistemine ait titanyum ara parçalar kullanıldı. Titanyum ara parçanın geometrisinin ve uzunluğunu retansiyon direnci üzerinde etkili olduğu göz önünde bulundurulmalıdır. Çalışmada kronlar ve titanyum ara parçalar tek tip siman kullanılarak simante edildi. Ayrıca, yaşlandırma protokolünün yalnızca termal siklus uygulamasıyla sınırlandırılması, ağız içi ortamın biyomekanik ve kimyasal etkilerini (oklüzal yükleme, pH değişimleri, enzimatik aktivite, su absorbsiyonu vb.) tam olarak yansıtamamaktadır. Ayrıca 3B baskı rezin materyallerin üretim parametreleri (katman kalınlığı, ışık kaynağı özellikleri, baskı yönü, üretim sonrası kürleme süresi vb.) sabit tutulmuş olup, bu parametrelerin retansiyon direnci üzerindeki etkileri incelenmedi. İleri çalışmalarda, hem titanyum ara parça yüzeyinde oluşabilecek topografik değişikliklerin hem de 3B baskı rezin kronların iç yüzey özelliklerinin ayrıntılı yüzey analizleriyle değerlendirilmesi literatüre katkı sağlayacaktır. Bu yaklaşım, özellikle fotopolimer rezin içerikli 3B baskı materyallerinde bağlanma mekanizmalarının daha net anlaşılmasına olanak tanıyabilecektir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Farklı üretim yöntemlerinin (eksiltmeli üretim, SLA 3B baskı, DLP 3B baskı ve mSLA 3B baskı) ve uygulanan farklı işlemlerin (kontrol, termal siklus ile yaşlandırma ve yeniden simantasyon) rezin içerikli hibrit abutment kron restorasyonlarında titanyum ara parça ve kron arasındaki retansiyon direncine etkisinin araştırıldığı bu çalışmanın sınırları içerisinde aşağıdaki sonuçlar elde edildi.

- Çalışmada test edilen üretim yöntemlerinin (eksiltmeli üretim, SLA 3B baskı, DLP 3B baskı ve mSLA 3B baskı) retansiyon direnci değerleri üzerinde anlamlı etkisinin olduğu belirlendi (P<0,05). Eksiltmeli üretim grubunun (n=30), istatistiksel olarak en yüksek retansiyon direnci değerlerini gösterdiği belirlendi (P<0,05). Eklemeli üretim yöntemleri arasında retansiyon direnci değerleri karşılaştırıldığında ise istatiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (P>0,05).
- Çalışmada test edilen farklı işlem protokollerinin (kontrol, termal siklus ile yaşlandırma ve yeniden simantasyon) retansiyon direnci değerleri üzerinde anlamlı etkisinin olduğu belirlendi (P<0,05). Termal siklus ile yaşlandırma işleminin (n=40), retansiyon direnci değerlerini azalttığı (P>0,05) ancak yeniden simantasyon grubunda ise retansiyon direnci değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı şekilde arttığı belirlendi (P<0,05).
- Çalışmada test edilen üretim yöntemlerinin (eksiltmeli üretim, SLA 3B baskı, DLP 3B baskı ve mSLA 3B baskı) ve farklı işlem protokollerinin (kontrol, termal siklus ile yaşlandırma ve yeniden simantasyon) retansiyon direnci değerleri üzerindeki birlikte etkisinin anlamlı olduğu belirlendi (P<0,05). Uygulanan bütün işlem gruplarında, eklemeli üretimin en yüksek retansiyon direnci değerlerini gösterdiği belirlendi. Bütün üretim gruplarında termal siklus ile yaşlandırma işlemi, kontrol grubuna kıyasla istatistiksel olarak anlamlı bir değişikliğe neden olmadı (P>0,05). Eksiltmeli üretim yöntemi grubunda yeniden simantasyon grubunun en yüksek retansiyon direnci değerlerini gösterdiği ve bu artışın kontrol grubuna kıyasla istatistiksel olarak anlamlı olduğu belirlendi (P<0,05). Eklemeli üretim yöntemlerinin tümünde yeniden simantasyon işlemi uygulanan gruplar ile kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (P>0,05).
- Çalışma sonuçları doğrultusunda, eksiltmeli ve eklemeli yöntemlerle üretilen rezin içerikli hibrit abutment kronların ön bölge restorasyonlarında tercih edilebileceği ve

kullanılmayacak durumda olan kronun yerine yeni bir kronun yapılarak var olan titanyum ara parça üzerine uygun yüzey hazırlığı sonrasında simante edilebileceği önerilmektedir. Ancak ağızda kullanım süresi arttıkça retansiyon direncinin azalabileceği göz önünde bulundurulmalıdır. Bu nedenle uzun süreli klinik kullanımların önerilebilmesi için daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

KAYNAKLAR

Aati, S., Shrestha, B., and Fawzy, A. (2022). Cytotoxicity and antimicrobial efficiency of ZrO2 nanoparticles reinforced 3D printed resins. *Dental Materials*, *38*(8), 1432–1442.

Abad-Coronel, C., Naranjo, B., and Valdiviezo, P. (2019). Adhesive systems used in indirect restorations cementation: review of the literature. *Dentistry Journal*, *7*(3), 71.

Abdelhady, W. A., Metwally, M. F., and Haggag, K. M. (2024). Effect of thermomechanical loading on fracture resistance and failure mode of new pressable zirconia-reinforced lithium disilicate onlay restoration. *Journal of Dental Research Dental Clinics Dental Prospects*, *18*(1), 29–36.

Abdulhameed, O., Al-Ahmari, A., Ameen, W., and Mian, S. H. (2019). Additive manufacturing: challenges, trends, and applications. *Advances in Mechanical Engineering*, *11*(2), 1687814018822880.

Abduo, J., Lyons, K., and Bennamoun, M. (2014). Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. *International Journal of Dentistry*, *2014*(1), 783948.

Abreu, A., Loza, M. A., Elias, A., Mukhopadhyay, S., Looney, S., and Rueggeberg, F. A. (2009). Tensile bond strength of an adhesive resin cement to different alloys having various surface treatments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *101*(2), 107–118.

Ahmadzadeh, A., and Ghanavati, S. (2019). Comparison of bond strength of two porcelains and two base metal alloys in metal-ceramic restorations. *Dental Research Journal*, *16*(5), 298–303.

Ahmed, I., Sullivan, K., and Priye, A. (2022). Multi-resin masked stereolithography (MSLA) 3D printing for rapid and inexpensive prototyping of microfluidic chips with integrated functional components. *Biosensors*, *12*(8), 652.

Alageel, O., Alfrisany, N., Alshamrani, A., and Alsadon, O. (2025). The impact of additive and subtractive manufacturing on the adhesion and durability of titanium–zirconia restorative materials. *Journal of Functional Biomaterials*, *16*(7), 257.

Alammar, A., Att, W., and Beuer, F. (2025). The accuracy of 3D-printed fixed dental restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *37*(4).

Alenezi, A., and Aloqayli, S. (2023). Technical complications with tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) of different span lengths: an up to 15-year retrospective study. *BMC Oral Health*, *23*(1), 393.

AlGhamdi, M. A. (2025). Additively fabricated permanent crown materials: an overview of literature and update. *Prosthesis*, *7*(2), 35.

Alparslan, C., and Bayraktar, Ş. (2025). Advances in digital light processing (dlp) bioprinting: a review of biomaterials and its applications, innovations, challenges, and future perspectives. *Polymers*, *17*(9), 1287.

Alqahtani, N. M., Chaturvedi, S., Addas, M. K., AlQahtani, M. F. A., Alhudiry, A. A. M., Qahtani, S. H., Zarbah, M. A., Elmahdi, A. E., Cicciù, M., and Minervini, G. (2025). Advanced superimposition method to evaluate the marginal and internal fit of ceramic crowns fabricated using heat pressing techniques. *PeerJ*, *13*, e19117.

Alqutaibi, A. Y., Alghauli, M. A., Algabri, R. S., Hamadallah, H. H., Aboalrejal, A. N., Zafar, M. S., and Fareed, M. A. (2025). Applications, modifications, and manufacturing of polyetheretherketone (PEEK) in dental implantology: a comprehensive critical review. *International Materials Reviews*, *70*(2), 103–136.

Al-Ramadan, A., Abualsaud, R., Al-Dulaijan, Y. A., Al-Thobity, A. M., and Alalawi, H. (2024). Accuracy and fit of ceramic filled 3D-printed resin for permanent crown fabrication: an ın vitro comparative study. *Prosthesis*, *6*(5), 1029–1041.

AlRumaih, H. S., and Gad, M. M. (2024). The effect of 3D printing layer thickness and post-polymerization time on the flexural strength and hardness of denture base resins. *Prosthesis*, *6*(4), 970-978.

Alsaggaf, A. U., Almuwallad, A., Mirza, L., Alhemayed, L., Zamzami, H., Azab, E., Alhazmi, H., and Marghalani, A. (2024). The impact of fixed and removable dental prostheses on the periodontal health of abutment teeth: A Retro-Prospective Comparative Study. *The Saudi Dental Journal,36*(12), 1588–1592.

Alsahhaf, A., Spies, B. C., Vach, K., and Kohal, R.-J. (2017). Fracture resistance of zirconia-based implant abutments after artificial long-term aging. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *66*, 224–232.

Alseddiek, A., Al-Zordk, W., and Attia, A. (2023). Retention of hybrid-abutment-crowns with offset implant placement: influence of crown materials and ti-base height. *BMC Oral Health*, *23*(1), 784.

Alshamrani, A., Alhotan, A., Kelly, E., and Ellakwa, A. (2023). Mechanical and biocompatibility properties of 3D-printed dental resin reinforced with glass silica and zirconia nanoparticles: in vitro study. *Polymers*, *15*(11), 2523.

Al-Thobity, A. M. (2022). Titanium base abutments in implant prosthodontics: a literature review. *European Journal of Dentistry*, *16*(01), 49–55.

Alzahrani, S. J., Hajjaj, M. S., Azhari, A. A., Ahmed, W. M., Yeslam, H. E., and Carvalho, R. M. (2023). Mechanical properties of three-dimensional printed provisional resin materials for crown and fixed dental prosthesis: a systematic review. *Bioengineering (Basel)*, *10*(6).

Al-Zordk, W., Elmisery, A., and Ghazy, M. (2020). Hybrid-abutment-restoration: effect of material type on torque maintenance and fracture resistance after thermal aging. *International Journal of Implant Dentistry*, *6*(1), 24.

Anastasaki, A., Bora, P., Kourtis, S., and Fu, C. C. (2025). The effect of zirconia material and the height of the ceramic coping on the strength of hybrid ti-ceramic abutments. *Dentistry Journal*, *13*(7), 284.

Armstrong, S., Geraldeli, S., Maia, R., Raposo, L. H. A., Soares, C. J., and Yamagawa, J. (2010). Adhesion to tooth structure: a critical review of “micro” bond strength test methods. *Dental Materials*, *26*(2), e50–e62.

Atri, F., and Nokar, K. (2024). Prosthetic soft tissue management in esthetic ımplant restorations, part 1: presurgical planning, ımplant placement, and restoration timing: a narrative review. *Clinical and Experimental Dental Research*, *10*(6), e900.

Atria, P. J., Bordin, D., Marti, F., Nayak, V. V., Conejo, J., Benalcázar Jalkh, E., Witek, L., and Sampaio, C. S. (2022). 3D-printed resins for provisional dental restorations: comparison of mechanical and biological properties. *The Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *34*(5), 804–815.

Azab, A., Abdelhady, W. A., Elwakeel, E., Ashraf, M., Wally, R., Soliman, A., Mohamed, M. A., and Abozaid, D. (2025). Systematic review and meta analysis of mechanical properties of 3D printed denture bases compared to milled and conventional materials. *Scientific Reports*, *15*(1), 29207.

Bae, E.-J., Jeong, I.-D., Kim, W.-C., and Kim, J.-H. (2017). A comparative study of additive and subtractive manufacturing for dental restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *118*(2), 187–193.

Bagegni, A., Borchers, J., Beisel, S., Patzelt, S. B. M., Vach, K., and Kohal, R. (2023). Bonding strength of various luting agents between zirconium dioxide crowns and titanium bonding bases after long-term artificial chewing. *Materials*, *16*(23), 7314.

Balaguer, J., Ata-Ali, J., Peñarrocha-Oltra, D., García, B., and Peñarrocha-Diago, M. (2015). Long-term survival rates of implants supporting overdentures. *The Journal of Oral Implantology*, *41*(2), 173–177.

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

Balhaddad, A. A., Garcia, I. M., Mokeem, L., Alsahafi, R., Majeed-Saidan, A., Albagami, H. H., Khan, A. S., Ahmad, S., Collares, F. M., and Della Bona, A. (2023). Three-dimensional (3D) printing in dental practice: applications, areas of interest, and level of evidence. *Clinical Oral Investigations*, *27*(6), 2465–2481.

Banh, W., Hughes, J., Sia, A., Chien, D. C. H., Tadakamadla, S. K., Figueredo, C. M., and Ahmed, K. E. (2021). Longevity of polymer-infiltrated ceramic network and zirconia-reinforced lithium silicate restorations: a systematic review and meta-analysis. *Materials*, 14(17), 5058.

Bankoğlu Güngör, M., and Karakoca Nemli, S. (2018). The effect of resin cement type and thermomechanical aging on the retentive strength of custom zirconia abutments bonded to titanium inserts. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, *33*(3), 523–529.

Barkarmo, S., and Kowar, J. (2025). Outcome of single dental implants over 38–40 years: a long-term follow-up study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, *27*(1), e13443.

Baytur, S., and 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*(3), 298–307.

Belkhode, V. M., Nimonkar, S. V., Godbole, S. R., Nimonkar, P., Sathe, S., and Borle, A. (2019). Evaluation of the effect of different surface treatments on the bond strength of non-precious alloy–ceramic interface: an SEM study. *Journal of Dental Research Dental Clinics Dental Prospects*, *13*(3), 200–207.

Beltrami, Í. M., de Lima, C. C., do Nascimento, C. T., Gonçalves, J. G. P., Azarias, J. S., Bortoleto, A. L. F., Goiato M. C., and Dos Santos, D. M. (2024). Hybrid ceramics cementation protocols: scope review. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, *16*(9), e1138.

Bergamo, E. T., Zahoui, A., Ikejiri, L. L. A., Marun, M., da Silva, K. P., Coelho, P. G., Soares, S., and Bonfante, E. A. (2021). Retention of zirconia crowns to ti-base abutments: effect of luting protocol, abutment treatment and autoclave sterilization. *Journal of Prosthodontic Research*, *65*(2), 171–175.

Bernal, G., Okamura, M., and Muñoz, C. A. (2003). The effects of abutment taper, length and cement type on resistance to dislodgement of cement-retained, implant-supported restorations. *Journal of Prosthodontics*, *12*(2), 111–115.

Berzaghi, A., and Bortolini, S. (2023). Modern concepts in ımplant-supported fixed complete dental prostheses (IFCDPs): from traditional solutions to current monolithic zirconia restorations. concise review. *Annali di Stomatologia*, *14*(1), 17–22.

Beyer, M., Scheller, L., Burde, A. V., Abazi, S., Sommacal, A., Seifert, L., Sharma, N., and 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.

Bishti, S., Alsagher, M. S. E., Homa, M., Wolfart, S., and Tuna, T. (2025a). Factors influencing the screw stability of implant-supported single crowns: an in vitro study. *Materials*, *18*(3), 506.

Bishti, S., Homa, M., Wolfart, S., and Tuna, T. (2025b). Pull-off forces on implant-supported single restorations by sticky food: an in vitro study. *Clinical Oral Implants Research*, *36*(1), 40-50.

Bjelopavlovic, M., Weyhrauch, M., Scheller, H., Wentaschek, S., and Lehmann, K. M. (2022). Retentive strength of CAD/CAM-fabricated all-ceramic crowns luted on titanium implant abutments using different ceramic materials and luting agents: an in vitro study. *Materials*, *15*(19), 6968.

Blackburn, C., Rask, H., and Awada, A. (2018). Mechanical properties of resin-ceramic CAD-CAM materials after accelerated aging. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *119*(6), 954–958.

Borba, M., de Araújo, M. D., Fukushima, K. A., Yoshimura, H. N., Cesar, P. F., Griggs, J. A., and Della Bona, A. (2011). Effect of the microstructure on the lifetime of dental ceramics. *Dental Materials*, *27*(7), 710–721.

Borella, P. S., Alvares, L. A. S., Ribeiro, M. T. H., Moura, G. F., Soares, C. J., Zancopé, K., Mendonça, G., Rodrigues, F. P., and das Neves, F. D. (2023). Physical and mechanical properties of four 3D-printed resins at two different thick layers: an in vitro comparative study. *Dental Materials*, *39*(8), 686–692.

Boukhris, H., Jlassi, S., Thabet, A., Della, A. B., Zidani, H., M'Ghirbi, N., Hajjaji, S., Hajjami, H., and Youssef, S. B. (2024). Five-year analysis of zirconia crown survival on titanium-based abutments. *International Dental Journal*, *74*, S172.

Bourgi, R., Etienne, O., Holiel, A. A., Cuevas-Suárez, C. E., Hardan, L., Roman, T., Flores-Ledesma, A., Qaddomi, M., Haikel, Y., and Kharouf, N. (2025). Effectiveness of surface treatments on the bond strength to 3D-printed resins: a systematic review and meta-analysis. *Prosthesis*, *7*(3), 56.

Burgoa-la-Forcada, S. M., Rezende, C. E., Gonzaga, C. C., Zielak, J. C., and Furuse, A. Y. (2018). Photoelastic analysis of dynamic stress distribution around short implants restored with different materials. *Journal of Osseointegration*, 10(2), 44-49.

Buruiana, D. L., Bogatu, N. L., Muresan, A. C., Herbei, E. E., Trus, C., and Ghisman, V. (2025). Evaluating the impact of artificial saliva formulations on stainless steel integrity. *Applied Sciences*, *15*(10), 5345.

Buttacheen, P., Wongkamhaeng, K., and Palanuwech, M. (2025). Assessing shear bond strength of various surface treatments of titanium alloy with high translucency monolithic zirconia. *BMC Oral Health*, *25*(1), 815.

Cakmak, G., Steigmeier, D., Güven, M. E., Yılmaz, D., Schimmel, M., Yoon, H. I., and Yilmaz, B. (2024). Fabrication trueness, intaglio surface adaptation, and marginal integrity of resin-based onlay restorations fabricated by additive and subtractive manufacturing. *International Journal of Prosthodontics*, *37*, S99–S107.

Campos, F., Almeida, C., Rippe, M., De Melo, R., Valandro, L., and Bottino, M. (2016). Resin bonding to a hybrid ceramic: effects of surface treatments and aging. *Operative Dentistry*, *41*(2), 171–178.

Camps-Font, O., Rubianes-Porta, L., Valmaseda-Castellón, E., Jung, R. E., Gay-Escoda, C., and Figueiredo, R. (2023). Comparison of external, internal flat-to-flat, and conical implant abutment connections for implant-supported prostheses: A systematic review and network meta-analysis of randomized clinical trials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *130*(3), 327–340.

Cantó-Navés, O., Medina-Galvez, R., Marimon, X., Ferrer, M., Figueras-Álvarez, Ó., and Cabratosa-Termes, J. (2021). A 3D Finite element analysis model of single implant-supported prosthesis under dynamic impact loading for evaluation of stress in the crown, abutment and cortical bone using different rehabilitation materials. *Materials,* 14(13), 3519.

Cardoso, K. B., Bergamo, E. T. P., Cruz, V. D. M., Ramalho, I. S., Lino, L. F. D. O., and Bonfante, E. A. (2020). Three-dimensional misfit between Ti-Base abutments and implants evaluated by replica technique. *Journal of Applied Oral Science*, *28*, e20200343.

Caussin, E., Moussally, C., Le Goff, S., Fasham, T., Troizier-Cheyne, M., Tapie, L., Dursun, E., Attal, J.-P., and François, P. (2024). Vat photopolymerization 3D printing in dentistry: a comprehensive review of actual popular technologies. *Materials*, *17*(4), 950.

Chao, K.-C., Salamanca, E., Lin, J. C.-Y., Linn, T. Y., Renn, T.-Y., Sun, Y.-S., Lin, I. H., and Chang, W.-J. (2025). Marginal bone level of dental implants using computer-aided design/computer-aided manufacturing customized abutment and prefabricated abutment–a five-year follow-up. *Journal of Dental Sciences*, *20*(2), 1158–1167.

Chaudhary, S., Avinashi, S. K., Rao, J., and Gautam, C. (2023). Recent advances in additive manufacturing, applications and challenges for dentistry: a review. *ACS Biomaterials Science and Engineering*, *9*(7), 3987–4019.

Chmielewski, M., Dąbrowski, W., and Ordyniec-Kwaśnica, I. (2024). The fracture resistance comparison between titanium and zirconia implant abutments with and without ageing: systematic review and meta-analysis. *Dentistry Journal*, *12*(9), 274.

Cho, S.-M., Park, J.-M., Ioannidis, A., Kim, R. J. Y., and Chung, H.-M. (2025). Comparative analysis of fit, mechanical properties, and surface characteristics in subtractive- and additive-manufactured zirconia crowns. *BMC Oral Health*, *25*(1), 1291.

Cicciù, M., and Tallarico, M. (2021). Dental implant materials: current state and future perspectives. *Materials*, *14*(2), 371.

Colares, R. C. R., Neri, J. R., Souza, A. M. B. d., Pontes, K. M. d. F., Mendonca, J. S., and Santiago, S. L. (2013). Effect of surface pretreatments on the microtensile bond strength of lithium-disilicate ceramic repaired with composite resin. *Brazilian Dental Journal*, *24*(4), 349–352.

Coldea, A., Swain, M. V., and Thiel, N. (2013). Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dental Materials*, *29*(4), 419–426.

Cooperstein, I., Sachyani-Keneth, E., Shukrun-Farrell, E., Rosental, T., Wang, X., Kamyshny, A., and Magdassi, S. (2018). Hybrid materials for functional 3D printing. *Advanced Materials Interfaces*, *5*(22), 1800996.

Cui, X., Wang, F., Tang, K., Dai, S., Duan, L., Niu, L., Vyas, Y., Tay, F., Chen, J., and Zhang, X. (2025). A narrative review of the factors that affect the mechanical properties of polymer-infiltrated ceramics used for dental restorations. *Journal of Dentistry*, *157*, 105732.

Çetin, T., and Aslan, Y. U. (2023). Assessment of micro-gap in hybrid abutment-crowns fabricated with different materials. *Clinical and Experimental Health Sciences*, *13*(4), 871–875.

da Silva, S. E. G., de Araújo, G. M., Souza, K. B., Moura, D. M. D., Aurélio, I. L., May, L. G., Vila-Nova, T. E. L., Zhang, Y., and de Assunção, E. S. R. O. (2022). Biaxial flexure strength and physicochemical characterization of a CAD/CAM lithium disilicate ceramic: effect of etching time, silane, and adhesive applications. *Clinical Oral Investigations, 26*(11), 6753–6763.

de Melo Moreno, A. L., Dos Santos, D. M., de Magalhães Bertoz, A. P., and Goiato, M. C. (2023). Abutment on titanium-base hybrid implant: a literature review. *European Journal of Dentistry*, *17*(02), 261–269.

Della Bona, A., Corazza, P. H., and Zhang, Y. (2014). Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dental Materials*, *30*(5), 564-569.

Demirel, M., Diken Türksayar, A. A., and Donmez, M. B. (2023). Fabrication trueness and internal fit of hybrid abutment crowns fabricated by using additively and subtractively manufactured resins. *Journal of Dentistry*, *136*, 104621.

Dewan, S. K., Arora, A., Sehgal, M., and Khullar, A. (2015). Implant failures: a broader perspective. *Journal of Dental Implants*, *5*(1), 53–59.

Di Francesco, F., De Marco, G., Capcha, E. B., Lanza, A., Cristache, C. M., Vernal, R., and Cafferata, E. A. (2021). Patient satisfaction and survival of maxillary overdentures supported by four or six splinted implants: a systematic review with meta-analysis. *BMC Oral Health*, *21*(1), 247.

Diken Türksayar, A. A., Demirel, M., Donmez, M. B., Olcay, E. O., Eyüboğlu, T. F., and Özcan, M. (2024). Comparison of wear and fracture resistance of additively and subtractively manufactured screw-retained, implant-supported crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *132*(1), 154–164.

Donker, V. J., Meijer, H. J., Slot, W., Vissink, A., and Raghoebar, G. M. (2025). One-piece monolithic zirconia single tooth implant-supported restorations in the posterior region: a 1-year prospective case series study. *Clinical Oral Implants Research*, *36*(4), 460-470.

Donmez, M. B., Diken Turksayar, A. A., Olcay, E. O., and 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.

Duplák, J., Dupláková, D., Yeromina, M., Mikuláško, S., and Török, J. (2025). The role of additive manufacturing in dental implant production—a narrative literature review. *Sci*, *7*(3), 109.

Edelhoff, D., Schweiger, J., Prandtner, O., Stimmelmayr, M., and Güth, J.-F. (2019a). Metal-free implant-supported single-tooth restorations. part I: abutments and cemented crowns. *Quintessence International*, *50*(3).

Edelhoff, D., Schweiger, J., Prandtner, O., Stimmelmayr, M., and Güth, J.-F. (2019b). Metal-free implant-supported single-tooth restorations. part II: hybrid abutment crowns and material selection. *Quintessence International*, *50*(4).

El Mourad, A. M. (2018). Assessment of bonding effectiveness of adhesive materials to tooth structure using bond strength test methods: a review of literature. *The Open Dentistry Journal*, *12*, 664.

El Zhawi, H., Kaizer, M. R., Chughtai, A., Moraes, R. R., and Zhang, Y. (2016). Polymer infiltrated ceramic network structures for resistance to fatigue fracture and wear. *Dental Materials*, *32*(11), 1352-1361.

Elsayed, A., Farrag, G., Chaar, M. S., Abdelnabi, N., and Kern, M. (2019). Influence of different CAD/CAM crown materials on the fracture of custom-made titanium and zirconia implant abutments after artificial aging. *The International Journal of Prosthodontics*, *32*(1), 91-96.

Elsayed, A., Younes, F., Lehmann, F., and Kern, M. (2017). Tensile bond strength of so-called universal primers and universal multimode adhesives to zirconia and lithium disilicate ceramics. *The Journal of Adhesive Dentistry*, *19*(3), 221–228.

Elsayed, M. S., El-Kouedi, A. Y., and Shokry, T. E. (2025). Effect of aging on the marginal fit of milled and printed zirconia crowns: an in-vitro study. *BMC Oral Health*, *25*(1), 221.

Elsharkawy, Y. M. M., Mohamed, H. T., Saeedi, T. M. A. S. E., and Farahat, A. M. S. (2025). Comparative in vitro study on wear resistance and colour stability of 3D-printed, milled, and conventional PMMA denture teeth. *BMC Oral Health*, *25*(1), 656.

Elshiyab, S. H., Nawafleh, N., Öchsner, A., and George, R. (2018). Fracture resistance of implant-supported monolithic crowns cemented to zirconia hybrid-abutments: zirconia-based crowns vs. lithium disilicate crowns. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, *10*(1), 65–72.

Ersöz, B., Aydın, N., Ezmek, B., Karaoğlanoğlu, S., and 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.

Fakhr, M., Alansary, H., and Hassanien, E. E. Y. (2024). Internal fit and marginal adaptation of all-ceramic implant-supported hybrid abutment crowns with custom-milled screw-channels on titanium-base: in-vitro study. *BMC Oral Health*, *24*(1), 1073.

Farag, E., Sabet, A., Ebeid, K., and El Sergany, O. (2024). Build angle effect on 3D-printed dental crowns marginal fit using digital light-processing and stereo-lithography technology: an in vitro study. *BMC Oral Health*, *24*(1), 73.

Favero, C. S., English, J. D., Cozad, B. E., Wirthlin, J. O., Short, M. M., and Kasper, F. K. (2017). Effect of print layer height and printer type on the accuracy of 3-dimensional printed orthodontic models. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, *152*(4), 557–565.

Feine, J., Abou-Ayash, S., Al Mardini, M., de Santana, R. B., Bjelke-Holtermann, T., and Bornstein, M. M. (2018). Group 3 ITI consensus report: patient-reported outcome measures associated with implant dentistry. *Clinical Oral İmplants Research*, *29 Suppl 16*, 270–275.

Fernández-Asián, I., Martínez-González, Á., Torres-Lagares, D., Serrera-Figallo, M.-Á., and Gutiérrez-Pérez, J.-L. (2019). External connection versus internal connection in dental implantology. a mechanical in vitro study. *Metals*, *9*(10), 1106.

Fiedor, P., and Ortyl, J. (2020). A new approach to micromachining: High-precision and innovative additive manufacturing solutions based on photopolymerization technology. *Materials*, *13*(13), 2951.

Fiorillo, L., D'Amico, C., Ronsivalle, V., Cicciù, M., and Cervino, G. (2024). Single dental implant restoration: cemented or screw-retained? a systematic review of multi-factor randomized clinical trials. *Prosthesis*, *6*(4), 871–886.

Freitas, M. I. M., Ruggiero, M. M., Marcello-Machado, R. M., Vargas-Moreno, V. F., Reis, A. C. D., and Cury, A. A. D. B. (2025). Resin matrix ceramic crowns cemented on titanium bases: effect of surface treatments and stress distribution. *Brazilian Dental Journal*, *36*, e23-6140.

Froimovici, F.-O., Butnărașu, C. C., Montanari, M., and Săndulescu, M. (2024). Fixed full-arch implant-supported restorations: techniques review and proposal for improvement. *Dentistry Journal*, *12*(12), 408.

Gad, M. M., Fouda, S. M., Abualsaud, R., Alshahrani, F. A., Al-Thobity, A. M., Khan, S. Q., Akhtar, S., Ateeq, I. S., Helal, M. A., and Al-Harbi, F. A. (2022). Strength and surface properties of a 3D-printed denture base polymer. *Journal of Prosthodontics*, *31*(5), 412–418.

Gad, M. M., Al Mahfoudh, H. A., Al Mahfuth, F. A., Hashim, K. A., Khan, S. Q., Al-Qarni, F. D., Baba, N. Z., and 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*, *in press.*

Gallo, S., Pascadopoli, M., Pellegrini, M., Pulicari, F., Manfredini, M., Zampetti, P., Spadari, F., Maiorana, C., and Scribante, A. (2022). CAD/CAM abutments versus stock abutments: an update review. *Prosthesis*, *4*(3), 468–479.

Ghazal-Maghras, R., Vilaplana-Vivo, J., Camacho-Alonso, F., and Martínez-Beneyto, Y. (2022). Properties of polyetheretheretherketone (PEEK) implant abutments: a systematic review. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, *14*(4), e349.

Gómez-Polo, M., Ortega, R., Gómez-Polo, C., Celemin, A., Highsmith, J. D. R., and Del Rio Highsmith, J. (2018). Factors affecting the decision to use cemented or screw-retained fixed implant-supported prostheses: a critical review. *International Journal of Prosthodontics*, *31*(1), 43.

Gowd, M. S., Shankar, T., Ranjan, R., and Singh, A. (2017). Prosthetic consideration in implant-supported prosthesis: a review of literature. *Journal of International Society of Preventive and Community Dentistry*, *7*(1),1-7.

Grandi, T., Cannata, M., and Samarani, R. (2021). 5-Years report from a multicenter randomized controlled trial: dental implants with conical versus internal hex connections. *Clinics in Surgery, 6*, *3322*.

Griggs, J. A., Alaqeel, S. M., Zhang, Y., Miller, A. W., and Cai, Z. (2011). Effects of stress rate and calculation method on subcritical crack growth parameters deduced from constant stress-rate flexural testing. *Dental Materials*, *27*(4), 364–370.

Grover, R. K., Jain, S., Sharma, R., Borse, P., and Singh, A. (2024). Restoring function and esthetics in complete edentulism: a case report of implant-supported hybrid denture. *Cureus*, *16*(10).

Guilherme, N., Wadhwani, C., Zheng, C., and Chung, K.-H. (2016). Effect of surface treatments on titanium alloy bonding to lithium disilicate glass-ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *116*(5), 797–802.

Gul, B. C., Demirci, F., Baki, N., Bahce, E., and Özcan, M. (2025). Mechanical analysis of 3D printed dental restorations manufactured using different resins and validation with FEM analysis. *BMC Oral Health*, *25*(1), 131.

Halim, F. C., Pesce, P., De Angelis, N., Benedicenti, S., and Menini, M. (2022). Comparison of the clinical outcomes of titanium and zirconia implant abutments: a systematic review of systematic reviews. *Journal of Clinical Medicine*, *11*(17), 5052.

Hammamy, M., Rueda, S. R., Pio, A., Rizzante, F. A. P., and Lawson, N. C. (2025). Effect of air particle abrasion and primers on bond strength to 3D-printed crown materials. *Materials*, *18*(2), 265.

Hassanpour, M., Narongdej, P., Alterman, N., Moghtadernejad, S., and Barjasteh, E. (2024). Effects of post-processing parameters on 3D-printed dental appliances: a review. *Polymers (Basel)*, *16*(19), 2795.

Hjalmarsson, L., Gheisarifar, M., and Jemt, T. (2016). A systematic review of survival of single implants as presented in longitudinal studies with a follow-up of at least 10 years. *European Journal of Oral Implantology. 9*(1), 155–S162.

Hwangbo, N.-K., Nam, N.-E., Choi, J.-H., and 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.

Ibrahim, E. A., Khamis, M. M., Ezzelarab, S., and Abdelhamid, A. M. (2023). Retention of zirconia crowns to titanium bases with straight versus angled screw access channels: an invitro study. *BMC Oral Health*, *23*(1), 458.

Igret, A., Rotar, R. N., Ille, C., Topală, F., and Jivănescu, A. (2023). Marginal fit of milled versus different 3D-printed materials for provisional fixed dental prostheses: an in vitro comparative study. *Medicine and Pharmacy Reports*, *96*(3), 298.

International, A. (2012). ASTM committee F42 on additive manufacturing technologies. In: ASTM International West Conshohocken, PA, USA.

Ioannidis, A., Pala, K., Strauss, F. J., Hjerppe, J., Jung, R. E., and Joda, T. (2023). Additively and subtractively manufactured implant-supported fixed dental prostheses: A systematic review. *Clinical Oral Implants Research*, *34*, 50-63.

Iwabuchi, H., Inoue, G., Chen, X., Ikeda, M., and Shimada, Y. (2025). Acid resistance and bond strength of calcium-containing adhesive on enamel. *International Dental Journal*, 75(3), 2253-2261.

Jang, G., Kim, S. K., Heo, S. J., and Koak, J. Y. (2024). Fit analysis of stereolithography-manufactured three-unit resin prosthesis with different 3D-printing build orientations and layer thicknesses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *131*(2), 301-312.

Jayasinghe, R. M., Attygalla, M., Fonseka, M. C. N., Abeysundara, S. P., Thilakumara, I. P., and Jayasinghe, R. D. (2024). Single versus two dental implants retained mandibular over dentures: comparison of function, patient satisfaction, oral health–related quality of life and success of treatment. *BMC Research Notes*, *17*(1), 374.

Jeong, M., Radomski, K., Lopez, D., Liu, J. T., Lee, J. D., and Lee, S. J. (2024). Materials and applications of 3D printing technology in dentistry: an overview. *Dentistry Journal*, *12*(1), 1.

Jung, R. E., Pjetursson, B. E., Glauser, R., Zembic, A., Zwahlen, M., and Lang, N. P. (2008). A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clinical Oral Implants Research*, *19*(2), 119-130.

Junk, S., and Bär, F. (2023). Design guidelines for additive manufacturing using masked stereolithography mSLA. *Procedia CIRP*, *119*, 1122-1127.

Karadeniz, M., and Kutlu, I. U. (2024). Impact of various surface treatments on Ti-base abutment-zirconium retention. *International Dental Journal*, *74*, S183.

Karaoğlu, Ö., Karakoca Nemli, S., ve Bankoğlu Güngör, M. (2022). Hibrit dayanaklar/hibrit dayanak kronlar. *Selcuk Dental Journal*, *9*(2), 641–651.

Katheng, A., Prawatvatchara, W., Chaiamornsup, P., Sornsuwan, T., Lekatana, H., and Palasuk, J. (2025). Comparison of mechanical properties of different 3D printing technologies. *Scientific Reports*, *15*(1), 18998.

Kemarly, K., Arnason, S., Parke, A., Lien, W., and Vandewalle, K. (2020). Effect of various surface treatments on Ti-base coping retention. *Operative Dentistry*, *45*(4), 426–434.

Kessler, A., Hickel, R., and Reymus, M. (2020). 3D printing in dentistry—state of the art. *Operative Dentistry*, *45*(1), 30–40.

Keßler, A., Montenbruck, L., Schwendicke, F., Lüchtenborg, J., and Kaisarly, D. (2025). Narrative review of 3D-printed temporary and permanent dental resin restorations. *Polymer Testing*, *151*, 108953.

Khorshid, H. E. (2023). A comparative study of the biological and prosthetic complications of CAD/CAM zirconia and conventional cast ımplant supported hybrid prostheses. *Advanced Dental Journal*, *5*(3), 690–699.

Kim, S., Biju, C., Karunarathna, M. S., Grimes, N. Y., Hmeidat, N. S., Reyes-Zacarias, J., Agarwal, S., Anisur Rahman, M., Gilmer, D. B., Compton, B. G., Bullock, S. E., Saito, T., and Cramer, C. L. (2024). Tuning crosslinking of hybrid preceramic polymers in

vat photopolymerization toward controlled ceramic yields. *Chemical Engineering Journal*, *499*, 156585.

Kim, S.-Y., Bae, H.-J., Lee, H.-H., Lee, J.-H., Kim, Y.-J., Choi, Y.-S., Lee, J.-H., and Shin, S.-Y. (2023). The effects of thermocycling on the physical properties and biocompatibilities of various CAD/CAM restorative materials. *Pharmaceutics*, 15(8), 2122.

Kodaira, A., Koizumi, H., Hiraba, H., Yoshimasa, T., Koike, M., and Shimoe, S. (2022). Bonding of resin luting materials to titanium and titanium alloy. *Journal of Oral Science*, *64(3), 181-184.*

Kortelainen, J., Leino, M., and Lehtinen, T. (2021). Troubleshooting and tackling the common problems in vat photopolymerization and fdm 3D printing. *International Journal of 3D Printing Technologies and Digital Industry*, *5*(2), 281–292.

Kraus, R. D., Hjerppe, J., Naenni, N., Balmer, M., Jung, R. E., and Thoma, D. S. (2024). A 7.5-year randomized controlled clinical study comparing cemented and screw-retained one-piece zirconia-based implant-supported single crowns. *Clinical Oral Implants Research*, *35*(12), 1669-1675.

Krongvanitchayakul, R., and Kunavisarut, C. (2023). Retention of zirconia crown to oxidized titanium base abutment: experimental research. *Plos One*, *18*(10), e0287108.

Kumar, N. R., H, S. A., Ramanna, P. K., and Raju, M. (2025). Repair and reinforcement of implant-supported hybrid denture using the running inlay technique. *Cureus*, *17*(7), e88653.

Lago, L., da Silva, L., Fernández-Formoso, N., and Rilo, B. (2023). Systematic assessment of soft tissue level and bone level dental implants. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, Medicine, and Pathology*, *35*(5), 375–382.

Lagunov, V. L., Ali, B., Walsh, L. J., Cameron, A. B., Litvinyuk, I. V., Rybachuk, M., and George, R. (2024). Properties of zirconia, lithium disilicate glass ceramics, and VITA ENAMIC® hybrid ceramic dental materials following ultra-short femtosecond (30 fs) laser ırradiation. *Applied Sciences*, *14*(17), 7641.

Lai, Y.-C., Yang, C.-C., Levon, J. A., Chu, T.-M. G., Morton, D., and Lin, W.-S. (2023). The effects of additive manufacturing technologies and finish line designs on the trueness and dimensional stability of 3D-printed dies. *Journal of Prosthodontics*, *32*(6), 519–526.

Lee, B. J., Hsiao, K., Lipkowitz, G., Samuelsen, T., Tate, L., and DeSimone, J. M. (2022). Characterization of a 30 μm pixel size CLIP-based 3D printer and its enhancement through dynamic printing optimization. *Additive Manufacturing*, *55*, 102800.

Li, X., Liang, S., Inokoshi, M., Zhao, S., Hong, G., Yao, C., and Huang, C. (2024). Different surface treatments and adhesive monomers for zirconia-resin bonds: a systematic review and network meta-analysis. *Japanese Dental Science Review*, *60*, 175–189.

Ligon, S. C., Liska, R., Stampfl, J., Gurr, M., and Mülhaupt, R. (2017). Polymers for 3D printing and customized additive manufacturing. *Chemical Reviews*, *117*(15), 10212–10290.

Limpuangthip, N., Surintanasarn, A., and Vitavaspan, P. (2023). Mechanical and chemical surface treatment enhances bond strength between zirconia and orthodontic brackets: an in vitro study. *BDJ Open*, *9*(1), 53.

Lipkowitz, G., Samuelsen, T., Hsiao, K., Lee, B., Dulay, M. T., Coates, I., Lin, H., Pan, W., Toth, G., Tate, L., Shaqfeh, E. S. G., and DeSimone, J. M. (2022). Injection continuous liquid interface production of 3D objects. *Science Advances*, *8*(39), 3917.

Lise, D. P., Perdigão, J., Van Ende, A., Zidan, O., and Lopes, G. C. (2015). Microshear bond strength of resin cements to lithium disilicate substrates as a function of surface preparation. *Operative Dentistry*, *40*(5), 524–532.

Lops, D., Meneghello, R., Sbricoli, L., Savio, G., Bressan, E., and Stellini, E. (2018). Precision of the connection between implant and standard or computer-aided design/computer-aided manufacturing abutments: a novel evaluation method. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, *33*(1), 23.

Lops, D., Romeo, E., Mensi, M., Troiano, G., Zhurakivska, K., Del Fabbro, M., and Palazzolo, A. (2023). CAD/CAM abutments in the esthetic zone: a systematic review and meta-analysis of soft tissue stability. *Journal of Clinical Medicine*, *12*(11), 3847.

Lu, Y., Yin, X., Shan, H., Shi, D., Yan, Y., and Zhu, Y. (2025). Vinyl-modified silica nanoparticles for mSLA: Promoting photocurable PEGDA resin performance and print quality. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 171, 107142.

Luthra, S., Sirana, P., Pasricha, N., Issar, G., and Singla, N. (2024). Comparison of the effect of zirconia and titanium abutments on peri-implant hard and soft tissues. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, *24*(1), 69-75.

Malysa, A., Wezgowiec, J., Grzebieluch, W., Danel, D. P., and Wieckiewicz, M. (2022). Effect of thermocycling on the bond strength of self-adhesive resin cements used for luting CAD/CAM ceramics to human dentin. *International Journal of Molecular Sciences*, *23*(2), 745.

Mandurino M, Cortili S, Coccoluto L, Greco K, Cantatore G, and Gherlone E.F. (2025). Mechanical properties of 3D printed vs. subtractively manufactured composite resins for permanent restorations: a systematic review. *Materials*, *18*(5), 985.

Mao, Z., Schmidt, F., Beuer, F., Yassine, J., Hey, J., and Prause, E. (2024). Effect of surface treatment strategies on bond strength of additively and subtractively manufactured hybrid materials for permanent crowns. *Clinical Oral Investigations*, *28*(7), 371.

Marchesi, G., Camurri Piloni, A., Nicolin, V., Turco, G., and Di Lenarda, R. (2021). Chairside CAD/CAM materials: current trends of clinical uses. *Biology*, *10*(11), 1170.

Martín-Montal, J., Pernas-Sánchez, J., and Varas, D. (2021). Experimental characterization framework for SLA additive manufacturing materials. *Polymers*, *13*(7), 1147.

Martins, R. G., Castro, T. S. d., Dib, L. L., Gehrke, S. A., and Mesquita, A. M. M. (2023). Influence of restorative material on the distribution of loads to the bone in hybrid abutment crowns—ın vitro study. *Medicina*, *59*(7), 1188.

Maunula, H., Hjerppe, J., Lassila, L. L., and Närhi, T. O. (2017). Optical properties and failure load of thin CAD/CAM ceramic veneers. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, *25*(2), 86–92.

Mehl, C., Harder, S., Steiner, M., Vollrath, O., and Kern, M. (2013). Influence of cement film thickness on the retention of implant-retained crowns. *Journal of Prosthodontics*, *22*(8), 618–625.

Methani, M. M., Revilla-León, M., and Zandinejad, A. (2020). The potential of additive manufacturing technologies and their processing parameters for the fabrication of all-ceramic crowns: a review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *32*(2), 182-192.

Miletic, V., Trifković, B., Stamenković, D., Tango, R. N., and Paravina, R. D. (2022). Effects of staining and artificial aging on optical properties of gingiva-colored resin-based restorative materials. *Clinical Oral Investigations*, *26*(11), 6817-6827.

Miranda, J., Monteiro, J., Silva, P., Valera, M., Bresciani, E., and Melo, R. (2020). Can different etching protocols change the properties of a hybrid ceramic? *General Dentistry*, *68*, 20–25.

Miyazaki, T., Nakamura, T., Matsumura, H., Ban, S., and Kobayashi, T. (2013). Current status of zirconia restoration. *Journal of Prosthodontic Research*, *57*(4), 236–261.

Molina, G. F., Cabral, R. J., Mazzola, I., and Burrow, M. (2022). Surface gloss, gloss retention, and color stability of 2 nano-filled universal resin composites. *Restorative Dentistry and Endodontics*, *47*(4), 43.

Montero, J. (2021). A Review of the major prosthetic factors influencing the prognosis of implant prosthodontics. *Journal of Clinical Medicine*, *10*(4), 816.

Moon, J.-E., Kim, S.-H., Lee, J.-B., Han, J.-S., Yeo, I.-S., and Ha, S.-R. (2016). Effects of airborne-particle abrasion protocol choice on the surface characteristics of monolithic zirconia materials and the shear bond strength of resin cement. *Ceramics International*, *42*(1, Part B), 1552–1562.

Mora, S., Pugno, N. M., and Misseroni, D. (2022). 3D printed architected lattice structures by material jetting. *Materials Today*, *59*, 107–132.

Morresi, A. L., D'Amario, M., Capogreco, M., Gatto, R., Marzo, G., D'Arcangelo, C., and 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.

Mostafavi, A. S., Mojtahedi, H., and Javanmard, A. (2021). Hybrid implant abutments: a literature review. *European Journal of General Dentistry*, *10*(02), 106–115.

Muenks, D., and Kyosev, Y. (2023). Productivity comparison between vat polymerization and fused filament fabrication methods for additive manufacturing of polymers. *3D Printing and Additive Manufacturing, 10*(1), 40–49.

Naderi, N., Majidinia, S., Moghaddas, M. J., Shooshtari, Z., and Hoseinzadeh, M. (2025). Surface modification effect on the repair bond strength of hybrid and non-hybrid ceramics. *BMC Oral Health*, *25*(1), 1131.

Nami, M., Maslahaty, H., Abbasi, B., Sharifi, M., Farahi, A., and Kookhi, N. A. (2025). Impact of platform switching implants on crestal bone level: a systematic review and meta-analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, in press.

Naumann, M., Happe, A., Holtkamp, A., and Blender, S. M. (2025). Monolithic hybrid abutment crowns (screw-retained) versus monolithic hybrid abutments with monolithic crowns (adhesively cemented): three-year data of a prospective clinical split-mouth study. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 37(1), 126–141.

Nedumgottil, B. M., and Sajina, S. (2024). Investigating the long-term success rates of implant-supported prosthetic restorations in comparison to conventional fixed or removable prostheses. *International Journal of Preventive and Clinical Dental Research*, *11*(1), 1-4.

Ngo, T. D., Kashani, A., Imbalzano, G., Nguyen, K. T., and Hui, D. (2018). Additive manufacturing (3D printing): a review of materials, methods, applications and challenges. *Composites Part B: Engineering*, *143*, 172-196.

Nguyen, O., Lee, S. J., and Lee, J. D. (2023). Influence of varying titanium base abutment heights on retention of zirconia restorations: an in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *130*(4), 604-e1.

Nouh, I., Kern, M., Sabet, A. E., Aboelfadl, A. K., Hamdy, A. M., and Chaar, M. S. (2019). Mechanical behavior of posterior all-ceramic hybrid-abutment-crowns versus hybrid-abutments with separate crowns—a laboratory study. *Clinical Oral İmplants Research*, *30*(1), 90–98.

Nowacki, B., Kowol, P., Kozioł, M., Olesik, P., Wieczorek, J., and Wacławiak, K. (2021). Effect of post-process curing and washing time on mechanical properties of mSLA printouts. *Materials*, *14*(17), 4856.

Ongun, S., Kurtulmus-Yilmaz, S., Meriç, G., and Ulusoy, M. (2018). A comparative study on the mechanical properties of a polymer-infiltrated ceramic-network material used for the fabrication of hybrid abutment. *Materials*, *11*(9), 1681.

Ortega-Martínez, J., Delgado, L. M., Ortiz-Hernández, M., Punset, M., Cano-Batalla, J., Cayon, M. R., and Cabratosa-Termes, J. (2022). In vitro assessment of PEEK and titanium implant abutments: screw loosening and microleakage evaluations under dynamic mechanical testing. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *127*(3), 470-476.

Ozyetim, E. B., Ozdemir, Z., Basim, G. B., and Bayraktar, G. (2023). Effect of different surface treatments on retention of cement-retained, implant-supported crowns. *The International Journal of Prosthodontics*, *36*(1), 49-58.

Özberk, T., and Karakaya, İ. (2024). The use of additive manufacturing technologies in restorative dentistry. *Cyprus Journal of Medical Sciences*, 9(2), 76-83.

Özdoğan, A., ve İncesu, A. (2016). İmplant destekli hibrit protezler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, *26*(2), 366-369.

Özel, G., Ahmet, B., and Akın, C. (2021). Effect of thermocycle and bonding agents on the bond strength of titanium-resin cements. *Bezmialem Science*, *9*(3), 344-350.

Özer, N. E., Şahin, Z., Çöl, C. Y., Arık, Ö., and Kılıçarslan, M. A. (2024). The effect of different staining solutions on the color stability of permanent indirect composite resins produced by additive and subtractive techniques. *Meandros Medical and Dental Journal*, 25(3), 262-278.

Pantea, M., Ciocan, L. T., Vasilescu, V. G., Voicu, G., Nicoară, A. I., and Miculescu, F. (2025). Effects of different surface treatments and accelerated aging on dental zirconia—an in vitro study. *Journal of Functional Biomaterials*, *16*(7), 263.

Park, Y., Kim, J., Kang, Y.-J., Shim, E.-Y., and Kim, J.-H. (2024). Comparison of fracture strength of milled and 3D-printed crown materials according to occlusal thickness. *Materials*, 17(18), 4645.

Patodia, C., Sutton, A., Gozalo, D., and Font, K. (2022). Cost and complications associated with implant-supported overdentures with a resilient-attachment system: a retrospective study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *128*(2), 181-186.

Peng, P. W., Chang, W. J., Chou, J. S., Chen, L. X., Chuang, C. C. and Lu, Y. J. (2025). Accuracy and fitness of digital light processing-fabricated resin-based permanent crowns after thermal aging. *Journal of Dental Sciences, 20(4), 2135-2142.*

Pereira, E. R., Sichi, L. G. B., Coelho, M. S., Lopes, G. C., and Araújo, R. M. D. (2024). Dimensional accuracy of provisional complete crown made by the 3D printing method. *Brazilian Dental Science*, 27(2), 1-14.

Piedra-Cascón, W., Krishnamurthy, V. R., Att, W., and Revilla-León, M. (2021). 3D printing parameters, supporting structures, slicing, and post-processing procedures of vat-polymerization additive manufacturing technologies: a narrative review. *Journal of Dentistry*, *109*, 103630.

Pjetursson, B. E., Thoma, D., Jung, R., Zwahlen, M., and Zembic, A. (2012). A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clinical Oral Implants Research*, *23(6)*, 22–38.

Prakash, J., Shenoy, M., Alhasmi, A., Al Saleh, A. A., C, S. G., and Shivakumar, S. (2024). Biocompatibility of 3D-printed dental resins: a systematic review. *Cureus*, *16*(1), e51721.

Rasheed, R. K., Mansoor, N. S., Mohammed, N. H., and Qasim, S. S. B. (2023). Subtractive and additive technologies in fixed dental restoration: a systematic review. *Journal of Techniques*, *5*(4), 162–167.

Reeponmaha, T., Angwaravong, O., and Angwarawong, T. (2020). Comparison of fracture strength after thermo-mechanical aging between provisional crowns made with CAD/CAM and conventional method. *Journal of Advanced Prosthodontics*, *12*(4), 218–224.

Revilla-León, M., and 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.

Revilla-León, M., Meyers, M. J., Zandinejad, A., and Özcan, M. (2019). A review on chemical composition, mechanical properties, and manufacturing work flow of additively manufactured current polymers for interim dental restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *31*(1), 51–57.

Revilla-León, M., Sánchez-Rubio, J. L., Besné-Torre, A., and Özcan, M. (2018). A report on a diagnostic digital workflow for esthetic dental rehabilitation using additive manufacturing technologies. *The International Journal of Esthetic Dentistry*, *13*(2), 184–196.

Rezaie, F., Farshbaf, M., Dahri, M., Masjedi, M., Maleki, R. and Amini, F. (2023). 3D printing of dental prostheses: Current and emerging applications. *Journal of Composites Science*, *7*(2), 80.

Robaian, A., Hamed, M. M., Ahmed, Y. and Hassanein, F. E. (2025). Comparative evaluation of customized CAD/CAM vs. stock titanium abutments for immediate implant placement in class II extraction sockets: a randomized controlled trial. *Dentistry Journal*, *13*(8), 371.

Roberts, E. E., Bailey, C. W., Ashcraft-Olmscheid, D. L., and Vandewalle, K. S. (2018). Fracture resistance of titanium-based lithium disilicate and zirconia implant restorations. *Journal of Prosthodontics*, *27*(7), 644–650.

Rödiger, M., Rinke, S., Ehret-Kleinau, F., Pohlmeyer, F., Lange, K., Bürgers, R., and Gersdorff, N. (2014). Evaluation of removal forces of implant-supported zirconia copings depending on abutment geometry, luting agent and cleaning method during re-cementation. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, *6*(3), 233-240.

Rubayo, D. D., Phasuk, K., Vickery, J. M., Morton, D., and Lin, W.-S. (2021). Influences of build angle on the accuracy, printing time, and material consumption of additively manufactured surgical templates. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *126*(5), 658–663.

Sabatini, G. P., Yoon, H.-I., Çakmak, G., Al-Haj Husain, N., Yilmaz, B., and Dönmez, M. B. (2025). Mechanical properties and reliability of an additively manufactured resin incorporated with a commercially available ceramic composite concentrate. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *133*(4), 1081-1089.

Safari, S., Hosseini Ghavam, F., Amini, P., and Yaghmaei, K. (2018). Effects of abutment diameter, luting agent type, and re-cementation on the retention of implant-supported CAD/CAM metal copings over short abutments. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, *10*(1), 1-7.

Sajjanar, J., Mohite, V., Benakatti, V., Shivakumar, S. K. B., Rana, Z., and Boppana, R. T. (2025). Evaluation of marginal bone loss and esthetics in screw vs cement-retained single implant prosthesis: a systematic. *The Journal Of Contemporary Dental Practice*, *26*(1), 103-109.

Santos-Neto, O., Gonçalves, L., Matos Maia Filho, E., Malheiros, A., Firoozmand, L., Villis, P., Cardenas, A., and Tavarez, R. (2021). Retention of cemented zirconia copings on TiBase abutments. *Acta Odontologica Latinoamericana*, *34(3)*, 214–220.

Saravi, B. E., Putz, M., Patzelt, S., Alkalak, A., Uelkuemen, S., and Boeker, M. (2020). Marginal bone loss around oral implants supporting fixed versus removable prostheses: a systematic review. *International Journal of Implant Dentistry*, *6*(1), 20.

Sasany, R., Uçar, S. M., and Yilmaz, B. (2025). Assessment of fit accuracy and retentive strength of additively manufactured zirconia crowns luted to Ti-base abutments with different resin cements: an in vitro study. *Journal of Prosthodontics*, in press.

Schröter, F.-J., and Ilie, N. (2023). Pushout bond strength in coronal dentin: a standardization approach in comparison to shear bond strength. *Materials*, *16*(16), 5667.

Schubert, O., Goob, J., Schweiger, J., Güth, J. F., Edelhoff, D., and Graf, T. (2024). Clinical performance of monolithic lithium disilicate hybrid abutment crowns over at least 3.5 years. *Journal of Prosthodontics*, *33*(1), 34-40.

Schweiger, J., Erdelt, K.-J., Lente, I., Edelhoff, D., Graf, T., and Schubert, O. (2025). Fracture resistance of 3D-printed hybrid abutment crowns made from a tooth-colored ceramic filled hybrid composite: a pilot study. *Journal of Functional Biomaterials*, *16*(10), 375.

Shadid, R. M. (2025). Retention of CAD-CAM implant-supported ceramic restorations luted to titanium bases: a systematic review of in-vitro studies. *Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry*, 17, 305-333.

Shaukat, U., Rossegger, E., and Schlögl, S. (2022). A review of multi-material 3D printing of functional materials via vat photopolymerization. *Polymers*, *14*(12), 2449.

Shen, L., Dong, C., Chen, J., Bai, X., Yang, F., and Wang, L. (2023). The mechanical and clinical influences of prosthetic index structure in Morse taper implant-abutment connection: a scoping review. *BMC Oral Health*, *23*(1), 775.

Shim, J. S., Kim, J.-E., Jeong, S. H., Choi, Y. J., and Ryu, J. J. (2020). Printing accuracy, mechanical properties, surface characteristics, and microbial adhesion of 3D-printed resins with various printing orientations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *124*(4), 468–475.

Silva, C. E., Soares, S., Machado, C. M., Bergamo, E. T., Coelho, P. G., Witek, L., Ramalho, I. S., Jalkh, E. B., and Bonfante, E. A. (2018). Effect of CAD/CAM abutment height and cement type on the retention of zirconia crowns. *Implant Dentistry*, *27*(5), 582–587.

Šimunović, L., Brenko, L., Marić, A. J., Meštrović, S., and Haramina, T. (2025). Rheology of dental photopolymers for SLA/DLP/MSLA 3D printing. *Polymers*, *17*(19), 2706.

Singh, S., Ramakrishna, S., and Singh, R. (2017). Material issues in additive manufacturing: a review. *Journal of Manufacturing Processes*, *25*, 185–200.

Song, J. S., Shin, Y., Kim, J. H., Lee, K. E., Lee, J. and Min, J. (2025). Mechanical performance of 3D-printed and milled resins for pediatric provisional restorations. *Scientific Reports*, *15*(1), 38927.

Soto-Montero, J., de Castro, E. F., Romano, B. d. C., Nima, G., Shimokawa, C. A., and Giannini, M. (2022). Color alterations, flexural strength, and microhardness of 3D printed resins for fixed provisional restoration using different post-curing times. *Dental Materials*, *38*(8), 1271–1282.

Spitznagel, F. A., Horvath, S. D., Guess, P. C., and Blatz, M. B. (2014). Resin bond to indirect composite and new ceramic/polymer materials: a review of the literature. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *26*(6), 382-393.

Srikanth, G., Singh, A., and Kudva, A. (2025). Treatment planning for single-tooth implant: a clinical guide and literature review. *Journal of Maxillofacial and Oral Surgery,24,886-898*.

Stansbury, J. W., and Idacavage, M. J. (2016). 3D printing with polymers: challenges among expanding options and opportunities. *Dental Materials*, *32*(1), 54–64.

Sung, H. G., Ko, K. H., Park, C. J., Cho, L. R., and Huh, Y. H. (2021). Composite cement components stabilize the bond between a lithium-disilicate glass-ceramic and the titanium abutment. *Journal of Adhesive Dentistry*, *23*(5), 469.

Şen, N., Tuncelli, B., and Göller, G. (2018). Surface deterioration of monolithic CAD/CAM restorative materials after artificial abrasive toothbrushing. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, *10*(4), 271-278.

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

Târtea, D. A., Ionescu, M., Manolea, H. O., Mercuț, V., Obădan, E. and Amărăscu, M. O. (2023). Comparative study of dental custom CAD-CAM implant abutments and dental implant stock abutments. *Journal of Clinical Medicine*, *12*(6), 2128.

Tartuk, B. K., Ayna, E., and Başaran, E. G. (2019). Comparison of the load-bearing capacities of monolithic PEEK, zirconia and hybrid ceramic molar crowns. *Meandros Medical and Dental Journal*, *20*(1), 45–50.

Temizci, T., and Bozoğulları, H. N. (2024). Effect of thermocycling on the mechanical properties of permanent composite-based CAD-CAM restorative materials produced by additive and subtractive manufacturing techniques. *BMC Oral Health*, *24*(1), 334.

Tian, Y., Chen, C., Xu, X., Wang, J., Hou, X., Li, K., Lu, X., Shi, H., Lee, E.-S., and Jiang, H. B. (2021). A review of 3D Printing in dentistry: technologies, affecting factors, and applications. *Scanning*, *2021*(1), 9950131.

Tomar, S., Saxena, D., and Kaur, N. (2025). Marginal bone loss around implants with platform switching and platform matched connection: a systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *134*(1), 109–113.

Totou, D., Naka, O., Mehta, S. B., and Banerji, S. (2021). Esthetic, mechanical, and biological outcomes of various implant abutments for single-tooth replacement in the anterior region: a systematic review of the literature. *International Journal of Implant Dentistry*, *7*(1), 85.

Tsolakis, I. A., Gizani, S., Panayi, N., Antonopoulos, G., and Tsolakis, A. I. (2022). Three-dimensional printing technology in orthodontics for dental models: a systematic review. *Children*, *9*(8), 1106.

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

Tumbleston, J. R., Shirvanyants, D., Ermoshkin, N., Janusziewicz, R., Johnson, A. R., Kelly, D., Chen, K., Pinschmidt, R., Rolland, J. P., Ermoshkin, A., Samulski, E. T., and DeSimone, J. M. (2015). Continuous liquid interface production of 3D objects. *Science*, *347*(6228), 1349–1352.

Tuncer, B., Aktas, G., Guncu, M. B., Deniz, D., Muhtarogullari, M., Al-Haj Husain, N., and Özcan, M. (2023). Effects of surface treatments and cement type on shear bond strength between titanium alloy and all-ceramic materials. *Materials (Basel)*, *16*(18), 6240.

Turkalj, M., Pully, D., Li, Q., Sun, W., Ghosh, M., Čokić, S. M., Vanoirbeek, J., Van Meerbeek, B., and Van Landuyt, K. L. (2025). Monomer elution and cytotoxicity of 3D-printed resin-based composites. *Dental Materials*, *41*(9), 1140–1150.

Turker Kader, I., Ucar, Y., and Kursoglu, P. (2025). Comparative ınsights into the degree of conversion of a 3D-printed photopolymer occlusal splint resin fabricated by stereolithography and masked stereolithography compared to heat-polymerized acrylics. *Macromolecular Materials and Engineering*, 310(8), 185.

Türker, N., and Özarslan, M. M. (2020). Influence of re-cementation on the retention of CAD/CAM zirconia copings over short titanium and zirconia abutments. *Acta Odontologica Turcica*, *37*(3), 78–83.

Vaghela, J., Moufti, M.-A., Seoudi, N., and Kheder, W. (2024). Marginal bone loss around platform-switched and platform-matched implants following immediate dental implant placement – systematic review. *Dentistry Review*, *4*(2), 100085.

Valenti, C., Federici, M. I., Masciotti, F., Marinucci, L., Xhimitiku, I., Cianetti, S., and Pagano, S. (2024). Mechanical properties of 3D printed prosthetic materials compared with milled and conventional processing: a systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *132*(2), 381–391.

Van Meerbeek, B., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P., Van Landuyt, K., Lambrechts, P., and Vanherle, G. (2003). Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative Dentistry*, *28*(3), 215–235.

Vichi, A., Ferrari, M., and Davidson, C. L. (2004). Color and opacity variations in three different resin-based composite products after water aging. *Dental Materials*, *20*(6), 530-534.

Viteri-Ruiz, J. I., Parise-Vasco, J. M., and Montesinos-Guevara, C. M. (2023). Effectiveness of internal connections compared with external connections for the treatment of single, partial, or total dental implants rehabilitation: overview of reviews. *Journal of International Oral Health*, *15*(3), 226–236.

Wan, Q., Lee, D.-H., Kim, R. J. Y., Yeo, I.-S. L., Lee, J.-H., and Sailer, I. (2025). Pull-out force and fracture load of fully sintered zirconia hybrid abutment-crowns on Ti-base abutments: surface treatment effects and material comparison. *Journal of Dentistry,* 163, 106134.

Wang, L., Luo, Y., Yang, Z., Dai, W., Liu, X., Yang, J., Lu, B., and Chen, L. (2019). Accelerated refilling speed in rapid stereolithography based on nano-textured functional release film. *Additive Manufacturing*, *29*, 100791.

Wang, Y., Zhou, Y., Zhu, H., Jiang, J., and He, F. (2025). Accuracy, fit, and marginal quality of advanced additively manufactured and milled zirconia 3-unit fixed dental prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *133*(1), 201–208.

Wittneben, J. G., Joda, T., Weber, H. P., and Brägger, U. (2017). Screw retained vs. cement retained implant-supported fixed dental prosthesis. *Periodontology 2000*, *73*(1), 141–151.

Wu, L., and Song, Y. (2025). Recent innovations in interfacial strategies for DLP 3D printing process optimization. *Materials Horizons*, *12*(2), 401–417.

Yang, F., Ruan, Y., Liu, Y., Chen, J., Chen, Y., Zhang, W., Ding, Y., and Wang, L. (2022). Abutment mechanical complications of a Morse taper connection implant system: a 1- to 9-year retrospective study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, *24*(5), 683–695.

Yang, Z., Guo, W., Yang, W., Song, J., Hu, W., and Wang, K. (2025). Polyetheretherketone biomaterials and their current progress, modification-based biomedical applications and future challenges. *Materials and Design*, *252*, 113716.

Yazigi, C., Kern, M., Chaar, M. S., Libecki, W., and Elsayed, A. (2020). The influence of the restorative material on the mechanical behavior of screw-retained hybrid-abutment-crowns. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *111*, 103988.

Yıldırım, Ö., Yeşil, Z., and Hatipoğlu, Ö. (2025). Effect of different 3D-printing systems on the flexural strength of provisional fixed dental prostheses: a systematic review and network meta-analysis of in vitro studies. *BMC Oral Health*, *25*(1), 82.

Yılmaz, D., Cakmak, G., Güven, M. E., Pieralli, S., Yoon, H.-I., Revilla-León, M., and Yilmaz, B. (2024). Effect of hydrothermal aging on the flexural strength and microhardness of materials used for additive or subtractive manufacturing of definitive restorations. *The International Journal of Prosthodontics*, *37*(7), 133–141.

Yilmaz, B., Gouveia, D., Schimmel, M., Lu, W. E., Özcan, M., and Abou-Ayash, S. (2024). Effect of adhesive system, resin cement, heat-pressing technique, and thermomechanical aging on the adhesion between titanium base and a high-performance polymer. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *131*(3), 468-474.

Yoon, J.-Y. (2025). Improving zirconia–resin cement bonding through laser surface texturing: a comparative study. *Prosthesis*, *7*(1), 19.

Yüceer, Ö. M., Kaynak Öztürk, E., Çiçek, E. S., Aktaş, N., and Bankoğlu Güngör, M. (2025). Three-dimensional-printed photopolymer resin materials: a narrative review on their production techniques and applications in dentistry. *Polymers*, *17*(3), 316.

Zahoui, A., Bergamo, E. T., Marun, M. M., Silva, K. P., Coelho, P. G., and Bonfante, E. A. (2020). Cementation protocol for bonding zirconia crowns to titanium base CAD/CAM abutments. *The International Journal of Prosthodontics*, *33*(5), 527–535.

Zhang, M., Ho, D. K. L., Pelekos, G., and Fok, M. R. (2024). Clinical performance of implant-supported single hybrid abutment crown restoration: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Prosthodontic Research*, *68*(1), 63–77.

Zhang, R. J., Zhao, L., Yu, L. X., and Tan, F. B. (2024). Influence of thermal-cycling or staining medium on the surface properties and color stability of conventional, milled, and 3D-printed base materials. *Scientific Reports*, *14*(1), 28928.

Zhang, Y., and Lawn, B. R. (2018). Novel zirconia materials in dentistry. *Journal of Dental Research*, *97*(2), 140–147.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : Yüceer, Özge Mine

Uyruğu : T.C.

Eğitim Derecesi	Okul / Program	Mezuniyet Yılı
Doktora	Gazi Üniversitesi / Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	2022-devam ediyor
Lisans	Kırıkkale Üniversitesi / Diş Hekimliği Fakültesi	2014-2019
Lise	Ankara Atatürk Lisesi	2009-2014

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
2022-devam ediyor	Gazi Üniversitesi / Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.B.D.	Doktora Öğrencisi
2021-2022	Kapadokya Üniversitesi Yüksek Meslek Okulu Ağız ve diş sağlığı	Öğretim Görevlisi
2019-2021	Özel Dişvest Ağız ve Diş Sağlığı Polikliniği	Diş Hekimi

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

1. Piskin, B., Uyar, A., Yuceer, M., Topal, S. C., Senturk, R. A., Sutcu, S., and Karakoc, O. (2021). Fabrication of a mandibular advancement device using a fully digital workflow: a clinical report. *Journal of Prosthodontics*, *30*(3), 191-195.

2. Yüceer, Ö.M.; Çevik P. Diş Hekimliğinde Fotogrametri: Geleneksel Derleme. *Acta Odontologica Turcica*. Kabul Edilme Tarihi: Temmuz 2024. Baskıda.

3. Yüceer, Ö. M., Bal, B. T., Nemli, S. K., and Güngör, M. B. (2025). Single tooth implant-supported crowns in the maxillary anterior region: treatment planning and prosthetic options. *Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi*, *7*(1), 117-134.

4. Yüceer, Ö.M.; Kaynak Öztürk, E.; Çiçek, E.S.; Aktaş, N. and Bankoğlu Güngör, M. (2025) Three-dimensional-printed photopolymer resin materials: a narrative review on their production techniques and applications in dentistry. *Polymers*, 17, 316 .



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..