

TC.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

ÜÇ BOYUTLU YAZICIDA ÜRETİLEN PROTEZ
KAİDELERİ İLE YAPAY DİŞLERİN BAĞLANMA
DAYANIMINA FARKLI ÜRETİM YÖNTEMLERİ VE
YÜZEY İŞLEMLERİNİN ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Arş. Gör. Dt. Atilla Recai Özme

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Doç. Dr. Özlem ÜSTÜN

2024-ANTALYA

Atilla Recai Özme

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

2024-ANTALYA

TC.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

ÜÇ BOYUTLU YAZICIDA ÜRETİLEN PROTEZ
KAİDELERİ İLE YAPAY DİŞLERİN BAĞLANMA
DAYANIMINA FARKLI ÜRETİM YÖNTEMLERİ VE
YÜZEY İŞLEMLERİNİN ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Arş. Gör. Dt. Atilla Recai Özme

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Doç. Dr. Özlem ÜSTÜN

2024-ANTALYA

ONAY SAYFASI

Atilla Recai ÖZME tarafından sunulan bu çalışma jürimiz tarafından oy birliği/oy çokluğu ile Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

İmza

Tez Danışmanı : Doç. Dr. Özlem ÜSTÜN
Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Üye : Prof. Dr. Ulviye Şebnem BÜYÜKKAPLAN
Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Üye : Prof. Dr. Ömer KIRMALI
Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Bu tez,/...../..... Tarih ve/..... Sayılı Akademik Kurulu kararıyla belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Diş Hekimliği Fakültesi
Kurum Yöneticisi

ETİK BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı beyan ederim.

Arş. Gör. Dt. Atilla Recai ÖZME

İmza

Doç. Dr. Özlem ÜSTÜN

İmza

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince bana destek olan, bilgi ve tecrübesiyle yol gösteren, yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen, değerli danışman hocam Doç. Dr. Özlem ÜSTÜN'e,

Mesleki gelişmemde üzerimde büyük emekleri olan anabilim dalımızın değerli öğretim üyeleri Prof. Dr. Ulviye Şebnem BÜYÜKKAPLAN, Prof. Dr. Ömer KIRMALI, Doç. Dr. Meral Arslan MALKOÇ, Doç. Dr. Kubilay BARUTCİGİL, Doç. Dr. Nurullah TÜRKER ve Doç. Dr. Merve ÖZARSLAN'a,

Uzmanlık sürecini birlikte geçirdiğim için kendimi çok şanslı hissettiğim canım eşkıdemlilerim Tuğba Eraslan AKAR ve Şeyma HACIALİEFENDİOĞLU'na,

Birlikte çalışmaktan büyük mutluluk duyduğum başta Mehmet Barış AKAR, Ayşe Türkyon KARACAN ve Esra ŞAHİN olmak üzere bütün çalışma arkadaşlarıma,

Bu keyifli ve zorlu süreçte yanımdan hiç ayrılmayan yol arkadaşım Dide TEKİNARSLAN'a,

Hayatım boyunca hiç bir zaman desteklerini esirgemeyen, her türlü fedakarlığı gösteren, bugünlere gelmemde en büyük pay sahibi olan canım aileme teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Amaç: Bu çalışmada, prefabrik ve 3B yazıcıyla üretilen yapay dişlere uygulanan farklı yüzey işlemlerinin, 3B yazıcıyla üretilen protez kaidelerine olan bağlanma dayanımlarına etkisinin incelenmesi hedeflenmiştir.

Yöntem: Yapay dişler prefabrik ve 3B yazıcı olmak üzere iki farklı üretim yöntemiyle; protez kaideleri 3B yazıcıyla elde edildi (n=80). Akrilik dişlere kumlama, kumlama sonrası likit metil metakrilat (MMA), kumlama sonrası argon plazma olmak üzere üç farklı yüzey işlemi uygulandı. Kontrol grubuna hiçbir yüzey işlemi uygulanmadı. Kontrol gruplarıyla birlikte toplam 8 alt grup oluşturuldu (n=10). Bütün örnekler 5-55 °C aralığında 5000 devir termal döngüye tabi tutulduktan sonra universal test cihazında 0,5 mm/dk piston hızında makaslama bağlanma dayanım testi uygulandı. Kırılma tipleri stereomikroskop altında incelendi. Verilerin istatistiksel analizi, iki yönlü varyans analizi ve Bonferroni testi ile yapıldı.

Bulgular: Ortalama makaslama bağlanma dayanım değerlerine göre 3B yazıcıyla üretilen dişlerin bağlanma dayanımı ($6,61 \pm 2,57$ MPa), prefabrik dişlerin bağlanma dayanımına göre ($2,94 \pm 1,19$ MPa) istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p < 0,001$). Prefabrik diş gruplarında en yüksek bağlanma dayanım değeri kumlama sonrası metil metakrilat grubunda ($4,28 \pm 1,07$ MPa), en düşük bağlanma değeri kontrol grubunda ($1,96 \pm 0,56$ MPa) görülmüştür. 3B yazıcıyla üretilen diş gruplarında en yüksek değer kumlama grubunda ($8,39 \pm 2,04$ MPa), en düşük bağlanma dayanım değeri ise kumlama sonrası argon plazma grubunda ($3,53 \pm 1,37$ MPa) ölçülmüştür.

Sonuç: Yapay dişlerin üretim yöntemi ve yüzey işleminin makaslama bağlanma dayanımını etkilediği gösterilmiştir. 3D baskılı bir tabanla birlikte basılı yapay dişlerin kullanılması önerilir. Kumlama sonrası metil metakrilat, basılı dişlerin bağlanma dayanımını artırmada etkili görünürken, kumlama prefabrike dişlerin bağlanma dayanımını artırmada etkili görünmektedir.

Anahtar Kelimeler: bağlanma dayanımı, yapay diş, kaide, 3B yazıcı, yüzey işlemi

ABSTRACT

Objective: The aim of this study was to evaluate the effect of different surface treatments applied to prefabricated and 3D-printed artificial teeth on the bond strength of 3D-printed denture bases.

Method: Artificial teeth were manufactured by two different production methods, prefabricated and 3D printer, and denture bases were produced by 3D printer (n=80). Three different surface treatments were applied to the teeth: sandblasting, liquid methyl methacrylate (MMA) after sandblasting, and argon plasma after sandblasting. No surface treatment was applied to the control group. A total of 8 subgroups were formed with the control groups (n=10). All specimens were thermocycled for 5000 cycles in the range of 5-55 °C and then shear bond strength test was performed in a universal testing machine at a crosshead speed of 0.5 mm/min. Failure types were examined under stereomicroscope. Statistical analysis of the data was performed by two-way ANOVA and Bonferroni test.

Results: According to the mean shear bond strength values, the bond strength of 3D printed teeth (6.615 ± 2.574 MPa) was significantly higher than the bond strength of prefabricated teeth (2.944 ± 1.197 MPa) ($p < 0.001$). In the prefabricated tooth groups, the highest bond strength value was observed in the methyl methacrylate group after sandblasting ($4,289 \pm 1,070$ MPa) and the lowest bond strength value was observed in the control group ($1,969 \pm 0,566$ MPa). In the tooth groups manufactured with 3D printer, the highest value was measured in the sandblasting group ($8,391 \pm 2,047$ MPa) and the lowest value was measured in the argon plasma group after sandblasting ($3,532 \pm 1,374$ MPa).

Conclusion: It was observed that the production method and surface treatments of artificial teeth affect the shear bond strength. The bond strength of printed teeth was found to be higher than prefabricated teeth. Liquid methacrylate application after sandblasting on prefabricated teeth and sandblasting application on printed teeth were the surface treatments that increased the bond strength the most.

Key words: bond strength, artificial teeth, base, 3D printer, surface treatment

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT	ii
İÇİNDEKİLER	iii
TABLolar DİZİNİ	v
ŞEKİLLER DİZİNİ	vi
SİMGELER ve KISALTMALAR	ix
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Polimerler.....	3
2.1.1. Polimerlerin Yapısı.....	3
2.1.2. Polimerizasyon Çeşitleri.....	3
2.2. Protez Kaide Materyalleri.....	5
2.2.1. İdeal Kaide Materyali Özellikleri.....	5
2.2.2. Polimetil Metakrilat.....	7
2.2.3. Protez Kaide Materyallerinin Sınıflandırılması.....	8
2.3. Yapay Dişler.....	12
2.4. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim (CAD/CAM) Sistemleri.....	13
2.4.1. CAD/CAM Sistemlerinin Bileşenleri.....	14
2.4.2. Eksiltmeli Üretim.....	15
2.4.3. Eklemeli Üretim.....	16
2.5. Protez Kaidesi-Yapay Diş Bağlantısı.....	20
2.6. Yüzey İşlemleri.....	21
2.6.1. Kimyasal İşlemler.....	21
2.6.2. Mekanik İşlemler.....	21
2.7. Termal Döngü Uygulaması.....	22
2.8. Bağlanma Dayanımı Ölçüm Testleri.....	23
2.8.1. Gerilim (Çekme) Bağlanma Dayanım Testi.....	23
2.8.2. Makaslama (Kesme) Bağlanma Dayanım Testi.....	23
2.9. Yüzey Analiz Yöntemleri.....	23
2.9.1. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi.....	23
2.9.2. Stereomikroskop.....	24

2.9.3. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM).....	24
3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	25
3.1. Örneklerin Hazırlanması.....	27
3.1.1. Prefabrik Yapay Dişlerin Hazırlanması.....	27
3.1.2. 3B Yazıcıda Yapay Diş Örneklerinin Üretilmesi.....	27
3.1.3. 3B Yazıcıda Protez Kaide Örneklerinin Üretilmesi.....	33
3.2. Diş Örneklerinin Yüzey Uygulamaların Tabi Tutulması.....	36
3.2.1. Kumlama Uygulaması.....	37
3.2.2. Likit Metil Metakrilat Monomeri Uygulaması.....	37
3.2.3. Argon Plazma Uygulaması.....	38
3.3. Diş Örnekleri ve Kaide Örneklerinin Manuel Bağlanma Protokolü.....	40
3.4. Örneklerin Termal Döngüye Tabi Tutulması.....	41
3.5. Makaslama Bağlantı Testi ile Örneklerin Bağlanma Dayanımı Ölçümü.....	42
3.6. Stereomikroskop ile Başarısızlık Tipi Analizi.....	43
4. BULGULAR.....	45
4.1. Makaslama Bağlanma Dayanım Testi Bulguları.....	45
4.2. Kopma Tipi Analiz Bulguları.....	48
5. TARTIŞMA.....	51
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	62
KAYNAKLAR.....	63
ÖZGEÇMİŞ.....	78

TABLÖLAR DİZİNİ

- Tablo 2.1.** Polimer, metal ve seramiklerin üretiminde kullanılan üç boyutlu baskı teknolojileri
- Tablo 3.1.** Çalışmada kullanılan materyaller
- Tablo 3.2.** Deney grupları
- Tablo 3.3.** Argon plazma uygulama parametreleri
- Tablo 4.1.** Üretim yöntemi ve yüzey işleminin ortalama bağlanma dayanım değerlerine etkisinin incelenmesi
- Tablo 4.2.** Deney gruplarının ortalama makaslama bağlanma dayanım (MPa) ve standart sapma değerleri
- Tablo 4.3.** Kopma tipi analiz bulguları ve dağılımları

ŞEKİLLER DİZİNİ

- Şekil 2.1.** Karbon-karbon bağlarının dönüşümüyle metil metakrilat monomerinin polimerizasyon formülasyonu
- Şekil 2.2.** SLA baskı teknolojisi şeması
- Şekil 2.3.** DLP baskı teknolojisi şeması
- Şekil 2.4.** LCD baskı teknolojisi şeması
- Şekil 3.1.** Prefabrik yapay diş örneği
- Şekil 3.2.** Prefabrik yapay dişin laboratuvar tarayıcısıyla taranması
- Şekil 3.3.** Tarama sonrası diş örneğinin tasarım programındaki görüntüsü
- Şekil 3.4.** Yazıcıda üretilecek yapay dişlerin son tasarımı
- Şekil 3.5.** Yapay dişlerin baskı parametreleri
- Şekil 3.6.** Yapay diş baskı reçinesi
- Şekil 3.7.** Yapay diş reçinesinin tankın içine yerleştirilmesi
- Şekil 3.8.** 3B yazıcıda yapay diş örneklerinin üretimi
- Şekil 3.9.** Üretim platformu ve yapay diş örnekleri
- Şekil 3.10.** Diş örneklerinin izopropil alkolde bekletilmesi
- Şekil 3.11.** Diş örneklerinin son kürleme için UV fırına yerleştirilmesi
- Şekil 3.12.** 3B yazıcıyla üretilmiş yapay diş örneği önden görüntüsü
- Şekil 3.13.** Kaide örneklerinin son tasarımı
- Şekil 3.14.** Kaide örneklerinin baskı parametreleri

Şekil 3.15. Protez kaide reçinesi

Şekil 3.16. 3B yazıcıda protez kaide örneklerinin üretimi

Şekil 3.17. Üretim platformu ve protez kaide örnekleri

Şekil 3.18. Kaide örneklerinin izopropil alkolde bekletilmesi

Şekil 3.19. Kaide örneklerinin üstten (A) ve yandan görüntüsü (B)

Şekil 3.20. Kumlama cihazı

Şekil 3.21. Likit metil metakrilat

Şekil 3.22. Örneklere metil metakrilat uygulaması

Şekil 3.23. Plazma cihazı

Şekil 3.24. Örneklere argon plazma uygulaması

Şekil 3.25. UV fırını

Şekil 3.26. PVC borular içerisinde soğuk akrile gömülmüş örnekler

Şekil 3.27. Termal şok test ünitesi

Şekil 3.28. Üniversal test cihazı

Şekil 3.29. Stereomikroskop

Şekil 3.30. Karışık tip başarısızlık stereomikroskop görüntüsü

Şekil 3.31. Adeziv tip başarısızlık stereomikroskop görüntüsü

Şekil 4.1. Prefabrik diş içeren grupların ortalama makaslama bağlanma dayanım değerlerinin (MPa) karşılaştırılması

Şekil 4.2. 3B yazıcıyla üretilmiş diş içeren grupların ortalama makaslama bağlanma dayanım değerlerinin (MPa) karşılaştırılması

Şekil 4.3. Prefabrik diş içeren gruplardaki kopma tipi yüzdelik dağılımları

Şekil 4.4. 3B yazıcıyla üretilmiş diş içeren gruplardaki kopma tipi yüzdelik dağılımları



SİMGELER ve KISALTMALAR

%	: Yüzde
<	: Küçüktür
Ø	: Çap
±	: Artı-eksi
°C	: Santigrat derece
µm	: Mikrometre
σ	: Sigma
4-META	: 4-Metakriloiloksietil trimellitat anhidrit
3B	: Üç boyutlu
ark	: Arkadaşları
A	: Alan
AFM	: Atomik kuvvet mikroskobu
Al ₂ O ₃	: Aluminyum oksit
ANOVA	: Varyans Analizi
cm	: Santimetre
C	: Karbon
CH ₄	: Metan
C ₂ H ₆	: Etan
(C ₅ O ₂ H ₈) _n	: Polimetil metakrilat
CAD/CAM	: Bilgisayar destekli tasarım/ bilgisayar destekli üretim
DCM	: Diklorometan
DLP	: Dijital ışık işleme
Er:YAG	: Erbium-yttium aluminium garnet
F	: Kuvvet
FDM	: Eriyik yığma modelleme

g/cm³	: Gram/santimetreküp
GPa	: Gigapaskal
ISO	: Uluslararası standardizasyon organizasyonu
kHz	: Kilohertz
kV	: Kilovolt
KHN	: Knoop sertlik değeri
KEK	: Kısmi etakare
l/dk	: Litre/dakika
LCD	: Likit kristal ekran
ml	: Mililitre
mm²	: Milimetrekare
mm/dk	: Milimetre/dakika
mHz	: Megahertz
mSLA	: Maskeli stereolitografi
MMA	: Metil metakrilat
MPa	: Megapaskal
N	: Newton
nm	: Nanometre
O/C	: Oksijen/karbon
PMMA	: Polimetil metakrilat
PEEK	: Poliariletereterketon
PVC	: Polivinil klorid
SEM	: Taramalı elektron mikroskobu
SLA	: Stereolitografi
STL	: Standart üçgen dili
TEGDMA	: Trietilen glikol dimetakrilat
UDMA	: Üretan dimetakrilat

UV : Ultraviole

W : Watt



1. GİRİŞ

Toplumlarda ortalama yaşam süresinin artmasıyla birlikte tam dişsiz hastaların oranı yükselmektedir (1). Total protez, tam dişsiz hastaların sosyal ve fizyolojik ihtiyaçlarını karşılamakta kullanılan uygun maliyetli ve etkili bir tedavi seçeneğidir (2).

Hareketli protezlerin konvansiyonel üretiminde 1940'lı yıllardan beri en çok polimetil metakrilat (PMMA) esaslı kaideler ve prefabrik dişler tercih edilmektedir (3). Ancak PMMA'nın düşük aşınma direnci, düşük ısı iletkenliği, yetersiz boyutsal stabilite, gözenekli yapı, su emilimine yatkınlık gibi dezavantajlara sahip olması ve konvansiyonel üretim metodunun uzun klinik ve laboratuvar süreci gerektirmesi hareketli protez üretimi için yeni materyal ve üretim tekniği arayışını tetiklemiştir (4-6).

Bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) diş hekimliğinde 1980'lerden beri kullanılmaktadır (7). Bilgisayar destekli olarak ilk total protez üretimi ise 1994 yılında literatüre girmiştir (8). Dijital yöntemlerle protez yapımı, eksiltmeli (kazıma cihazıyla) ve eklemeli (üç boyutlu yazıcıyla) olmak üzere iki farklı üretim tekniğiyle yapılabilir (9). Eklemeli üretim, daha az hasta başı süresi, düşük maliyet, hasta verilerinin depolanabilmesi, materyal israfının azalması, insan faktörünün daha az etkili olması ve daha kompleks yapıların üretilmesi gibi avantajları nedeniyle popülerliğini arttırmaktadır (10).

Hareketli protezlerle alakalı en büyük sorunlardan birisi yapay dişlerin kaideden ayrılmasıdır, bu durum tamir gerektiren işlemlerin % 22-30'unu kapsamaktadır ve genellikle ön bölgede meydana gelmektedir (11-13). Geleneksel yöntemde kaide ve dişler polimerizasyon aşamasında fiziksel olarak birbirlerine temas ederler, serbest monomerler rezin yapılarının içine difüze olur ve polimer ağı oluşturularak kaide-diş bağlantısı sağlanmış olur (14). Eklemeli üretimde total protez üretilirken mevcut teknolojiye aynı anda tek renk ürün elde edilebildiğinden kaide ve dişler ayrı ayrı üretilir ve sıvı rezinin ışıklandırılması vasıtasıyla dişler kaideye bağlanır (15). Yapılan çalışmalarda üç boyutlu (3B) yazıcıyla üretilen kaide ve dişlerin bağlanma dayanımının geleneksel yöntem ve eksiltmeli yöntemle üretilenlere göre daha düşük olduğu gösterilmiştir (11,16). Bu nedenle araştırmacılar yazıcıyla üretilen hareketli

protezlerde diş ve kaidelerin bağlanma dayanımını iyileştirme yönünde araştırmalar yapmaktadırlar.

Eklemeli üretimde kullanılan yapay diş rezinlerinin monokromatik olması bu yöntemle üretilen protezlerdeki estetik kaygıyı arttırmaktadır. Yapılan bir retrospektif çalışmada eklemeli üretimle üretilen total protezlerin estetik skorlarının konvansiyonel protezlere göre daha düşük olduğu gösterilmiştir (17). Artan estetik kaygılardan dolayı klinisyenler estetiği iyileştirmek amacıyla yazıcıyla üretilmiş dişler yerine prefabrik dişleri tercih edebilmektedirler (15).

Bu çalışmanın amacı, prefabrik ve 3B yazıcıyla üretilen yapay dişlere uygulanan farklı yüzey işlemlerinin, 3B yazıcıyla üretilen protez kaidelerine olan bağlanma dayanımı üzerindeki etkisini incelemektir.

Çalışmanın hipotezleri:

1. Prefabrik ve 3B yazıcıyla üretilen dişlerin, 3B yazıcıyla üretilen kaidelere olan bağlanma dayanımları arasında fark olmayacağı,
2. Farklı yüzey işlemleri uygulanmış yapay dişlerin 3B yazıcıyla üretilen kaidelere olan bağlanma dayanımları arasında fark olmayacağı yönündedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Polimerler

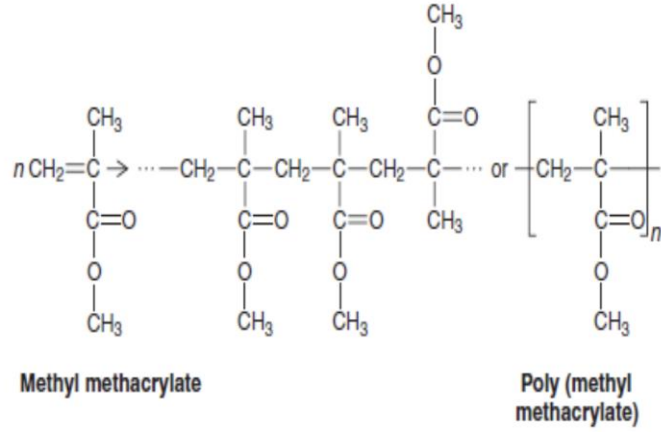
Çok sayıda düşük molekül ağırlıklı monomerin kimyasal bir reaksiyon ile bir araya gelip oluşturduğu çok yüksek molekül ağırlıklı makromoleküllere ‘polimer’ denir (18). Polimerlerin endüstri alanında 60’tan fazla yıllık bir geçmişi bulunmaktadır. Avantajları sayesinde diş hekimliğinde hemen hemen bütün alanlarda kullanılmaktadırlar.

2.1.1. Polimerlerin Yapısı

Tek tür monomerlerden oluşan polimerler ‘homopolimer’, farklı türde monomerlerin bir araya gelmesiyle oluşan polimerler ‘heteropolimer’ olarak adlandırılır. İki farklı monomerden meydana gelen polimere ‘kopolimer’, üç farklı monomerden meydana gelen polimerlere ise ‘terpolimer’ denir. Karbon zincirlerinin tekrarlandığı polimerler organik polimerlerken, silikon dioksit zincirlerinin tekrarlandığı polimerler inorganik polimerlerdir. Diş hekimliği alanında çok yüksek oranda ‘homopolimer’ yapıda polimerler kullanılmaktadır. Monomerler, monomer haldeyken istendiği gibi şekillendirilebildiği ve polimerize olduğunda katı faza geçtikleri için diş hekimliğinde yaygın kullanım alanına sahiplerdir (19).

2.1.2. Polimerizasyon Çeşitleri

Monomerlerin bir dizi kimyasal reaksiyonla polimer zincirlerini oluşturmalarına polimerizasyon adı verilir. Monomerler, birbirleriyle birincil kovalent C-C bağları oluşturarak polimer haline gelirler. Polimerizasyon sırasında bir monomerdeki C=C bağı C-C’ye dönüşür ve o karbonlardan birine diğer monomer bağlanarak zinciri uzatır (Şekil 2.1) (20). Bu zincirin uzaması lineer veya dallanmış şekilde gerçekleşebilir. Çapraz bağlı polimerler ise dallanmış zincirdeki yan dalların başka zincirlerle birleşmesiyle oluşur (19). Oluşan bu zincirlerin, dallanmaların, çapraz bağlantıların miktarı, büyüklüğü ve konfigürasyonları o polimerin özelliklerini belirler. Polimerizasyon süreci, ilave polimerizasyon ve kondenzasyon polimerizasyonu olmak üzere iki farklı şekilde gerçekleşmektedir (18).



Şekil 2.1. Karbon-karbon bağlarının dönüşümüyle metil metakrilat monomerinin polimerizasyon formülasyonu (20)

2.1.2.1. İlave Polimerizasyon

Protez kaide materyali olarak kullanılan PMMA ilave polimerizasyonla polimerize olur. Bu polimerizasyon yönteminde molekül birimlerinde kimyasal değişiklik olmaz ve yan ürün oluşmaz. Monomerlerden birinin iki karbon atomu arasındaki çift bağın açılmasıyla bu monomer aktifleşir ve aktif merkezi oluşturur. Bu aktif monomer başka bir monomerle reaksiyona girer ve onu aktifleştirir. Bu şekilde zincir reaksiyon başlar ve teorikte hiçbir monomer kalmayınca kadar devam eder. İlave polimerizasyon, başlangıç (indüksiyon), yayılma (ilerleme, çoğalma), zincir transferi ve sonlanma (terminasyon) olmak üzere dört aşamadan oluşur (18).

Başlangıç fazı: Serbest radikaller aracılığıyla monomerlerin aktifleştirilip polimerizasyonun başladığı safhadır. Serbest radikalın meydana gelmesini sağlayarak zincir oluşumunu başlatan etkenlere başlatıcı denir. Diş hekimliğinde başlatıcı olarak en çok kimyasal ajan, ısı ve görünür ışık kullanılır. Protez kaide materyallerinde en çok kullanılan başlatıcı ise benzoil peroksittir. Benzoil peroksitin peroksit bağlarının kırılmasıyla eşleşmemiş elektronlara sahip kimyasal gruplar içeren serbest radikaller oluşur. Bu serbest radikaller monomerlerin çift bağlarına etki ederek eşleşmemiş elektronun monomerin sonuna kaymasına neden olur ve monomer aktifleşir, böylece polimerizasyon zinciri oluşmaya başlar (19,21). Bu aşamayı etkileyen en önemli iki parametre safsızlık ve sıcaklıktır. Monomerlerin safsızlığı başlangıç safhasını uzatırken, sıcaklığın artması başlangıcı kolaylaştırır ve süreyi kısaltır.

Büyüme fazı: Aktive edilmiş monomer-serbest radikal kompleksi yeni monomerlerle reaksiyona girip onları aktive eder ve böylece yeni kökler oluşmaya, zincir uzamaya devam eder. Bu reaksiyon ekzotermik bir reaksiyon olduğu için ortaya çıkan ısı büyümei daha da kolaylaştırır ve reaksiyon çok az enerjiye gereksinim duyarak teorikte monomer kalmayana kadar devam eder.

Zincir transfer fazı: Polimerizasyonun devamı için, büyümesi devam eden zincirin aktif radikalinin başka moleküle transfer edilerek yeni bir aktif merkezin oluşması gerekmektedir. Bu transfer bir monomere olursa sonlanma reaksiyonu gerçekleşebilir. İnaktif haldeki polimer zincirine gerçekleşen transfer ise o polimer zincirini aktif hale getirip polimerizasyonun devamını sağlar

Sonlanma fazı: Reaksiyonun bitmesi genellikle serbest radikal zincir uçlarının kovalent bağ oluşturmasıyla gerçekleşir. Zincir transferi sırasında reaksiyonun durması, dallanma, çifte bağ oluşması veya zincir uçlarının hidrojen atomu değiştirmesiyle de polimerizasyon sonlanabilir (18).

2.1.2.2. Kondenzasyon Polimerizasyonu

Genellikle ölçü maddelerinde görülen polimerizasyon çeşididir. Polimerizasyon monomerlerin uç uca zincir şeklinde eklenmesiyle değil hepsinin aynı anda reaksiyona girmesiyle oluşur ve sonucunda su-alkol gibi düşük molekül ağırlıklı yan ürünler ortaya çıkar (19).

2.2. Protez Kaide Materyalleri

Hareketli protezlerin yumuşak dokuya oturan, dişlerin bağlandığı ve dişeti rengini taklit ettiği için genellikle pembe olan bölümüne protez kaidesi denir. 19. yüzyılda ve 20. yüzyılın başlarında birçok materyal protez kaidesi üretiminde kullanılmıştır. Bunlardan en çok bilinenleri vulkanit, selüloit, bakalit ve polivinil klorürdür (PVC) (22–25). 1937 yılında piyasaya sürülen PMMA ise o zamandan beri en yaygın ve popüler protez kaide materyali olmuştur.

2.2.1. İdeal Kaide Materyali Özellikleri

İdeal bir protez kaide materyalinden beklenen özellikler fiziksel, mekanik, kimyasal, biyolojik ve diğer özellikler olmak üzere beş başlıkta toplanabilir.

Fiziksel özellikler:

- Doğal ağız içi dokuları estetik olarak taklit edebilmelidir.
- Kullanım sonrası yumuşama ve bozulma meydana gelmemesi için yüksek camsı geçiş sıcaklığı değerine sahip olmalıdır.
- Boyutsal stabilitesi iyi olmalıdır.
- Protezin hafif olması için düşük özgül ağırlığa sahip olmalıdır.
- Hasta çok sıcak veya çok soğuk gıda tükettiğinde fark edebilmesi için yüksek termal iletkenliğe sahip olmalıdır.
- Gerektiğinde radyografik olarak tespit edilebilmesi için radyopak olmalıdır.
- Isısal genleşme katsayısı yapay dişler ile benzer olmalıdır.

Mekanik özellikler:

- Genellikle sert olması istendiğinden yüksek elastisite modülüne sahip olmalıdır.
- Isırma ve çiğneme hareketleriyle meydana gelen gerilme tipi kuvvetlerin kalıcı deformasyona yol açmaması için yüksek elastik limite sahip olmalıdır. Bu iki değer in yüksek olması protezin daha ince üretilmesine de olanak sağlamaktadır.
- Bükülme direnci yüksek olmalıdır.
- Yüzey pürüzlülüğü düşük olmalıdır.
- Yorgunluk dayanımı yüksek olmalıdır.
- Aşınma direnci yüksek olmalıdır.

Kimyasal özellikler:

- Kimyasal olarak inert olmalıdır.
- Ağız sıvılarında çözünmemelidir, su ve tükürük emilimi yapmamalıdır.
- Porselen, metal ve diğer polimerlere yapışabilmelidir.
- Dönüşmemiş monomer sayısı mümkün olduğunca az olmalıdır.

Biyolojik özellikler:

- Toksik, alerjen veya tahriş edici olmamalıdır.
- Bakteri ve mantar tutulumuna karşı dirençli olmalıdır.

Diğer özellikler:

- Maliyeti ucuz, raf ömrü uzun olmalıdır.
- Üretimi, uygulanması ve tamiri kolay ve ucuz olmalıdır (26).

2.2.2. PMMA

Yerine alternatif olarak poliamit, epoksi rezin, polistiren, vinil akrilik, polikarbonat gibi polimerler geliştirilmiş olsa da PMMA piyasaya sürüldüğü 1937'den beri protez kaide materyali olarak en çok kullanılmış ve hala kullanılmaya devam edilen polimerdir (27,28). PMMA, ideal olmasa da estetiğinin kabul edilebilir olması, kolay uygulanabilir ve tamir edilebilir olması, çözünürlüğünün düşük olması gibi belli başlı avantajlara sahiptir.

PMMA, kimyasal formülü $(C_5O_2H_8)_n$ olan akrilik ailesine ait amorf bir polimerdir (29). 250 nm dalgaboyuna kadar olan görünür ve ultraviyole ışıktaki su benzeri berraklık ve şeffaflık gösterir. Knoop sertlik derecesi 18-20 KHN'dir. Çekme dayanıklılığı 60 MPa'dır. Yoğunluğu 1,19 g/cm³, elastik modülü ise yaklaşık 2,4 GPa'dır. 125 °C'ye kadar termosettir, 125 °C'de termoplastik özellik kazanır, yumuşar ve şekillendirilebilir hal alır. 125 °C'den sonra depolimerize olmaya başlar ve sıcaklık arttıkça depolimerizasyon derecesi artar. Suda çözünmez ancak keton ve ester gibi organik çözücülerde çözünür (18).

Geleneksel olarak PMMA, toz ve likit halinde bulunur. Toz, çok yüksek oranda diğer alkil metakrilatlarla modifiye edilmiş polimetil metakrilattan oluşur. Tozun içinde polimer dışında, polimerizasyonu başlatmak için düşük oranlarda benzoil peroksit gibi başlatıcılar mevcuttur (genellikle % 0,5-1,5 oranında) (29-31). Ayrıca estetiği arttırmak için pigmentler, naylon ve sentetik lifler; opaklığı sağlamak için ise çinko veya titanyum oksit içerir (32).

Likitin ana bileşeni metil metakrilat monomeridir. Likit ayrıca istenmeyen polimerizasyonun engellenmesi için inhibitör olarak genellikle hidrokinon, oda ısısında polimerizasyonun sağlanması için tersiyer amin, plastikleştirici olarak dibütil ftalat***** ve polimer yapısında çapraz bağlanmalar oluşturmak için glikol dimetakrilat içerir. Polimer yapısında çapraz bağlanmaların bulunması polimerin mekanik özelliklerini iyileştirir, direncini artırır, oksijen inhibisyon tabakası ve artık monomer oluşumunu azaltır (29-32).

PMMA'nın polimerizasyon süreci ıslak kum, liflenme, hamur ve lastik olmak üzere dört aşamada gerçekleşir. Materyalin çalışmaya en uygun, muflaya alınması gereken safhası hamur safhasıdır (29).

2.2.3. Protez Kaide Materyallerinin Sınıflandırılması

Protez kaide materyalleri genel olarak polimerizasyon şekillerine göre sınıflandırılmaktadır. Farklı kuruluşlar tarafından çeşitli sınıflandırmalar yapılsa da, en yaygın kabul göreni Uluslararası Standardizasyon Kuruluşu (ISO) tarafından belirlenen sınıflandırmadır (33).

ISO Sınıflandırması

Tip 1: Isı ile polimerize olan polimerler

Sınıf 1: Toz ve likit

Sınıf 2: Plastik pat

Tip 2: Kimyasal olarak polimerize olan (otopolimerize) polimerler

Sınıf 1: Toz ve likit

Sınıf 2: Toz ve likit akışkan rezinler

Tip 3: Termoplastik toz içeren polimerler

Tip 4: Işık ile polimerize olan polimerler

Tip 5: Mikrodalga ile polimerize olan polimerler

Bu sınıflandırmaya ek olarak eksiltmeli üretimde kullanılan blok ve eklemeli üretimde kullanılan sıvı rezin protez kaide materyalleri de mevcuttur.

2.2.3.1. Isı ile Polimerize Akrilik Rezinler

Hareketli protezlerin üretiminde en çok kullanılan akrilik rezinlerdir. Isı ile polimerize akrilik rezinler genellikle polimetakrilat içeren toz ve metakrilat monomeri içeren likit halinde bulunurlar (30,32). Bu materyaller su banyosu veya mikrodalga ile polimerize edilebilirler. Isı enerjisi ile benzoil peroksitin peroksit dalları ayrışır, serbest radikal açığa çıkar ve polimerizasyonu başlatır (18). İyi yüzey

özellikleri göstermesi, düşük maliyeti, yeterli estetiğe sahip olması, kolay uygulanabilir olması bu materyallerin en önemli avantajlarından (19).

Bu polimerizasyon yönteminde toz ve likit üreticinin talimatları doğrultusunda (genellikle toz/likit hacimce 3:1, ağırlıkça 2:1) karıştırılır. Tozun gereğinden fazla olması akrilin granüler bir dokuya sahip olmasına, likidin fazla olması ise polimerizasyon büzülmesinin fazla olmasına yol açar (34). Karışım hamur aşamasına geldiğinde önceden muflada oluşturulan protez negatif boşluğuna yerleştirilir, mufla kapatılarak preslenir ve ısıya maruz bırakılarak polimerizasyon sağlanır.

Konvansiyonel basınçla muflalama tekniği: En sık kullanılan tekniktir. Karışım hamuru mufla içerisinde hazırlanan boşluğa yerleştirilerek preslenir ve mufla sıcak su banyosuna koyularak akril polimerize edilir.

Enjeksiyon kalıplama tekniği: Bu teknikte toz/likit özel cihazlar aracılığıyla karıştırılarak daha homojen akrilik rezin elde edilir. Elde edilen akrilik hamur, altı atmosferik hava basıncı altında enjeksiyon yöntemiyle mufla içerisindeki protez boşluğuna gönderilir ve daha sonra ısı uygulanarak polimerizasyon tamamlanır (18). Boyutsal stabilite ve monomer dönüşüm derecesi bakımından enjeksiyon kalıplama tekniği daha avantajlıdır ancak yüksek maliyet ve özel ekipmanlar gerektirmesi dezavantaj yaratmaktadır (19).

2.2.3.2. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Akrilik Rezinler

Benzoil peroksitin ayrışması ve serbest radikallerin açığa çıkıp polimerizasyonun başlatılması için termal enerji yerine dimetil-para-toluidin gibi tersiyer aminlerin kullanıldığı akrilik rezinlerdir. Polimerizasyonun kalan süreci ısı ile polimerize olan akrilikler ile aynı devam eder. Isı enerjisi gerektirmediği ve reaksiyon oda sıcaklığında gerçekleşebildiği için bu rezinlere soğuk veya otopolimerize akrilikler de denmektedir (18,30,32).

Soğuk akriliklerin polimerizasyon derecesi ısı ile polimerize olan rezinlerle karşılaştırıldığında daha düşüktür (18). Artık monomer oranı %3-5'tir ve bu oran mukozal irritasyona yol açabilir. Ayrıca akrilik yapı içerisindeki artık monomerler plastikleştirici gibi davranarak bükülme dayanımını düşürür ve kaideyi daha zayıf hale getirir (30,35). Soğuk akriliklerin yapısındaki tersiyer aminler oksidasyona uğradıkları için yapının renk stabilitesini düşürmektedirler (36). Bu dezavantajları

nedeniyle kimyasal yolla polimerize olan akrilik rezinler daha çok protez tamirinde kullanılmaktadırlar.

2.2.3.3. Işık ile Polimerize Olan Akrilik Reziner

Işık ile polimerize olan akrilik rezinler, rezin bazlı kompozitler olarak tanımlanmaktadır. İçeriğinde üretan dimetakrilat, mikro silika, yüksek molekül ağırlığına sahip akrilik monomer matriksleri ve başlatıcı olarak ışığa duyarlı kamforokinon bulunmaktadır. Akrilik rezin organik doldurucu görevi görmektedir (18). Işık ile polimerize akrilik rezinlerin kullanıldığı protez üretim süreci ısı ve kimyasal yolla polimerize olan akrilik rezinlerin kullanıldığı üretim sürecinden farklıdır. Bu üretim sürecinde muflalama işlemi yapılmaz. Resin, model üzerine adapte edildikten sonra yüksek yoğunluklu ışık kaynağı aracılığıyla polimerizasyon sağlanır (18,31).

Isı ile polimerize olan akrilik rezinler ile karşılaştırıldıklarında daha düşük elastik modüle sahiplerdir, bu nedenle çiğneme kuvveti altında daha çok elastik deformasyon gösterirler. Polimerizasyon dereceleri yüksektir, bu nedenle metakrilat alerjisi olan hastalarda alternatif olarak düşünülebilir. Polimerizasyon büzölmeleri ısı ile polimerize olan rezinlere kıyasla düşüktür (19). Işık ile polimerize olan akrilik rezinler maliyet, polimerizasyonun yüzeysel kalması ve teknik hassasiyet gerektirmesi gibi dezavantajları nedeniyle yaygın olarak kullanılmamaktadırlar (32).

2.2.3.4. Mikrodalga ile Polimerize Olan Akrilik Reziner

Esas itibariyle mikrodalga ile polimerize olan akrilik rezinler için polimerizasyonu başlatan etken ısı enerjisidir. Burada ısı enerjisinin kaynağı su banyosu değil mikrodalga enerjisidir. Mikrodalga ile polimerize olan akrilik rezinler formüllerinde başlatıcı olarak benzoil peroksit içermezler (18,31,32). Mikrodalgaların manyetik sahasına giren metil metakrilat monomerleri 2450 MHz frekansta saniyede 5 milyar dönme hareketi gerçekleştirirler, bu çok hızlı dönme hareketi esnasında moleküller arası sürtünme kaynaklı ısı çıkışı olur ve polimerizasyon başlar. Mikrodalga ile polimerize olan akrilik rezinlerden protez üretimi sürecinde, metal muflalar mikrodalga enerjisinin geçişine izin vermeyeceği için özel plastik muflalar kullanılır. Geri kalan ekipmanlar geleneksel üretimde kullanılan ekipmanlar ile aynıdır (37).

500 W'lık mikrodalga enerjisiyle ortalama 3 dakikada polimerizasyonun sağlanabilmesi mikrodalga ile polimerize olan akrilik rezinlerin en önemli avantajıdır. Isı ile polimerize olan akrilik rezinler ile benzer fiziksel özellikler gösterirler. En önemli dezavantajları ise akrilik dişlerle olan bağlanma dayanımlarının düşük olmasıdır (18,31,32).

2.2.3.5. Eksiltmeli Üretimde Kullanılan Akrilik Rezinler

Eksiltmeli üretimde, yüksek ısı ve basınç altında önceden polimerize edilmiş silindirik PMMA esaslı akrilik rezin diskleri kullanılmaktadır. Piyasada birbirinden farklı kimyasal içeriğe, mekanik özelliklere ve polimerizasyon tekniklerine sahip PMMA diskler bulunmaktadır (38–40).

Eksiltmeli üretimde kullanılan akrilik bloklar yüksek ısı ve basınç altında üretildikleri için yoğun, az gözenekli, yüksek mekanik ve fiziksel özellik gösteren materyallerdir. Eksiltmeli üretimde kullanılan PMMA blokların diğer kaide materyallerine göre daha düşük yüzey pürüzlülüğü, daha yüksek yüzey sertliği ve bükülme dayanımına sahip olduğu yapılan birçok çalışmayla raporlanmıştır (35,41). Materyalin bu özellikleri daha ince kesitte kaide üretimine olanak sağlamakta ve bu durum hastaların proteze toleransını arttırmaktadır. Yüzey pürüzlülüğündeki azalma ise hem renk stabilitesini arttırmakta hem de yüzeyde mikroorganizma oluşumunu engellemektedir (42,43). Ayrıca polimerizasyon yöntemi nedeniyle eksiltmeli üretimde kullanılan bloklarda polimerizasyon derecesi yüksek, artık monomer oranı diğer akrilik kaide materyallerine göre düşüktür. Bu nedenle alerjik reaksiyon riski daha azdır (42–44). Diğer akrilik kaide materyalleriyle karşılaştırıldığı zaman eksiltmeli üretimde kullanılan akrilik blokların en önemli avantajlarından biri geleneksel yöntemle üretilen kaidelerde % 7 olarak görülen hacimsel polimerizasyon büzülmesinin %1,09 olmasıdır (39,40,45). Polimerizasyon büzülmesinde gözlemlenen bu anlamlı düşüş, protezin doku-yüzey adaptasyonunu ve retansiyonunu artırır (39,42,44,46).

Eksiltmeli üretim yönteminde yapay dişler için aynı akrilik bloklar kullanılmaktadır. Dişler ve kaide farklı renkteki bloklardan kazınıp özel bağlanma ajanlarıyla yapıştırılırlar. Dişlerin ve kaidelerin aynı bloklardan üretildiği monoblok disk sistemleri de mevcuttur (45,47).

2.2.3.6. Eklemeli Üretimde Kullanılan Akrilik Rezinler

Eklemeli üretim yönteminde kullanılan akrilik reçineler, ışığa duyarlı termoset sıvı monomer olan üretan dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) içerirler. Ayrıca reçinelerin formülünde fenon veya fosfin oksit grupları içeren ışığa duyarlı başlatıcılar ve çeşitli oranlarda katkı maddeleri bulunur (15,42,48). Üç boyutlu yazıcıyla üretim modelinde baskı işleminden sonra elde edilen ürünler ultraviyole bir fırında final polimerizasyon işlemine tabi tutulmaktadır. Bu işlem artık monomerleri polimer zincirine dahil ederek hem polimerizasyon derecesini artırır hem de çapraz bağ oluşumunu sağlayarak materyalin mekanik ve biyolojik özelliklerini geliştirir (15,49).

2.3. Yapay Dişler

Konvansiyonel hareketli protez üretiminde kullanılan yapay dişler PMMA, porselen veya kompozit esaslı materyallerden üretilmektedir (11,31,50).

Porselen dişler yapısında feldspat, quartz, kaolin ve pigmentler barındırır. Aşınmaya karşı çok dirençlidir ancak bu özellik gelen kuvvetleri absorbe etme kapasitesini oldukça düşürür ve gelen okluzal kuvvetler doğrudan mukoza ve alveol kemiğe iletilir. Gelen kuvvetlerin doğrudan kemiğe iletilmesi kemiğin rezorpsiyon ihtimalini artırır bu nedenle özellikle rezorbe kretlerde kullanılması önerilmemektedir (31,51). Ayrıca aşınmaya karşı dirençli oldukları için prova seanslarında okluzyonun doğru düzenlenmesi çok önemlidir. Porselen dişlere yapılan her frezeleme işlemi porselenin glazürünü bozacağı için ek cilalama prosedürleri gerektirir (52). Porselen dişlerin kaideye mekanik olarak bağlanması da önemli bir dezavantaj oluşturmaktadır. Bağlantı kuvvetini arttırmak için dişlere pin yerleştirilmesi veya bağlantı yüzeylerinde retansiyon olukları açılması gibi ek işlemlere ihtiyaç duyulmaktadır (53). Porselen dişlerin diğer olumsuz özellikleri ise yapılarının kırılabilir olması, akrilik ve kompozit esaslı dişlere göre ağır olmaları ve fonksiyon sırasında ses çıkarmalarıdır (54,55). En önemli avantajları ise renk stabilite ve estetik özelliklerinin yüksek olması olarak sayılabilir (52,56).

Kompozit rezin esaslı yapay dişlerin kullanımı aşınmaya karşı yeterli direnci göstermeleri ve kaideyle olan bağlanma kuvvetlerinin üstün olması nedeniyle son 40 yılda giderek artmıştır (57,58). Günümüzde en sık kullanılan yapay dişler ise PMMA içerikli akrilik yapay dişlerdir (31,53,58,59). Akrilik esaslı dişlerin en önemli

avantajı kaideyle kimyasal olarak bağlanmalarıdır. Kimyasal bağlantı sayesinde hem bağlanma dayanımları yüksektir hem de bağlantı yüzeyleri arasında kapiller boşluk oluşmaz ve besin-mikroorganizma birikmesi ekarte edilmiş olur (53,60). Akrilik esaslı dişler gelen kuvvetleri absorbe etmek ve kemiği bu kuvvetlerden korumak konusunda porselen dişlere göre daha üstündür. Bu nedenle kret rezorpsiyonunun olduğu veya okluzal streslerin azaltılması istenen vakalarda özellikle tercih edilirler (52,53). Elastik modüllerinin düşük olması yapılarının porselen dişlere göre daha az kırılma olmasını sağlar (53). Estetik performansları çok iyidir ancak renk stabiliteleri porselen dişlere göre çok düşüktür. Sertlik derecelerinin porselen dişlere kıyasla düşük olması okluzal aşındırma ve uyumlamaların daha kolay yapılabilmesine olanak sağlarken dişlerin aşınmaya karşı direncini azaltır. Aşınma dirençlerinin düşük olması, kullanıma bağlı olarak zamanla dikey boyut kaybına, interokluzal ilişkilerde bozulmaya ve fonksiyon kaybına yol açar (55,58). Özellikle parafonksiyonel alışkanlık varlığında bu durum daha da dramatikleşir. Akrilik dişlerin yapısına çapraz bağlanma ajanları veya kompozit rezin ilavesi gibi modifikasyonlarla aşınma direncinin artırılması hedeflenmiştir. Bu şekilde çapraz bağlantılı dişler, yüksek çapraz bağlantılı dişler, nano-hibrit dolduruculu akrilik dişler gibi farklı tipte PMMA esaslı prefabrik dişler geliştirilmiştir (53,61).

Eksiltmeli üretimde PMMA esaslı diskler kullanılmaktadır. Eksiltmeli üretimde kullanılan PMMA diskler yüksek ısı ve basınç altında üretildikleri için yüksek mekanik ve fiziksel özellikler göstermektedirler (11). Eklemeli üretimde kullanılan reçineler ışıqla polimerize olan metakrilat oligomeri esastır. Yapılan bir çalışmada 3B yazıcıyla üretilen dişlerin prefabrik dişlere göre kırılma dayanımlarının daha yüksek olduğu, kırılma paternlerinin farklı olduğu ve 3B yazıcıyla üretilen dişlerin kırılma öncesi plastik deformasyon göstermediği raporlanmıştır (62).

2.4. Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim (CAD/CAM) Sistemleri

CAD/CAM sistemleri, elde edilmek istenen son ürünün tasarımının dijital veriler veya modeller üzerinde yapıldığı ve üretim için frezeleme cihazı veya üç boyutlu yazıcı gibi yöntemlerden birinin kullanıldığı sistemlerdir (63). İlk olarak 1970'li yıllarda François Duret tarafından diş hekimliği alanında kullanılmışlardır, 1980'den sonra ise kullanımı yaygınlaşmaya başlamıştır (7). Bugün ise CAD/CAM sistemleri cerrahi, ortodontik ve özellikle protetik alanda yoğun olarak kullanılmaktadır.

CAD/CAM Sistemlerinin Avantajları:

- Konvansiyonel ölçü aşaması ekarte edilebilmektedir.
- Daha kısa zamanda fiziksel ve mekanik özellikleri gelişmiş restorasyonlar üretilmektedir.
- Üretim aşamaları ve süresi oldukça kısadır.
- Üretim süresi kısa olduğu için geçici restorasyonlara olan ihtiyaç azdır.
- Üretim aşamasında insan faktörü minimuma indirildiği için bu aşamada meydana gelecek hatalar elimine edilebilmektedir.
- Üretim aşamasında çapraz enfeksiyon riski azdır.
- Seramiklerin füzyon, kondenzasyon, sinterizasyon işlemleri azalmıştır.
- Seans sayısı azdır, bu durum verimliliği arttırmaktadır.
- Veriler depolanabilmektedir.
- Veriler saniyeler içerisinde laboratuarlara iletilmektedir (64–66).

CAD/CAM Sistemlerinin Dezavantajları:

- Ekipmanların kurulumu ve bakımı maliyetlidir.
- Kullanımı iyi eğitim almış personel gerektirir.
- Derin subgingival çalışılması gereken vakalarda verilerin kaydı ve transferi zordur (67–69).

2.4.1. CAD/CAM Sistemlerinin Bileşenleri

CAD/CAM sistemleri tarama, tasarım ve üretim olmak üzere üç komponentten oluşur.

2.4.1.1. Tarama

Fiziksel geometrinin dijital verilere dönüştürüldüğü aşamadır. Bu aktarım ağız içi veya laboratuvar tarayıcıları vasıtasıyla yapılmaktadır. Ağız içi tarayıcılar optik tarayıcılardır. Ağız içindeki veriyi fotoğraf veya video kaydı alarak dijital veriye dönüştürüp bilgisayara aktarırlar (70). Laboratuvar tarayıcıları ise mekanik veya optik tarayıcı olabilirler. Hastadan alınan ölçü veya ölçüden elde edilen modelin taranıp dijital veriye dönüştürülmesinde kullanılır (71).

2.4.1.2. Tasarım

Bilgisayar destekli sürecin ‘CAD’ aşamasıdır. Dijitalize edilen verilerin görselleştirilip üç boyutlu restorasyonların tasarlandığı yazılımlar kullanılır ve bu yazılımlar çoğunlukla kullanılan sisteme özeldir. Yazılım programında istenilen restorasyon tasarlanır ve komut setine dönüştürülerek üretim aracına aktarılır (72).

2.4.1.3. Üretim

Tasarlanan dijital verilerin fiziksel son ürüne dönüştüğü ‘CAM’ aşamasıdır. Günümüz diş hekimliğinde eksiltmeli ve eklemeli olmak üzere iki çeşit üretim yöntemi kullanılmaktadır.

2.4.2. Eksiltmeli Üretim

Eksiltmeli üretim, tasarlanan restorasyonun frezeleme cihazı kullanılarak tamamen veya kısmen sinterlenmiş materyalden kazınarak üretilmesi esasına dayanır. Frezeleme cihazı 3, 4 veya 5 eksenli olabilmektedir. Daha fazla eksenli cihazlarda daha karmaşık geometride ve doğrulukta restorasyonlar üretilebilmektedir (73). Frezeleme kuru veya kullanılan materyalin aşırı ısınıp zarar görmesini engellemek için soğuk sıvı spreyi altında ıslak şekilde yapılabilir (74). Frezeleme cihazlarında mum, PMMA, kompozit rezinler, yüksek performanslı polimerler, metaller ve seramiklerden restorasyonlar üretilebilir.

Eksiltmeli üretimde kullanılan blokların üstün fiziksel özelliklerinden dolayı daha dayanıklı restorasyonlar üretilebilmesi önemli avantajken, çok fazla materyalin israf olması ve karmaşık geometride restorasyonların üretilememesi bu sistemin en önemli dezavantajlarıdır (45,75,76).

2.4.3. Eklemeli Üretim

Eklemeli üretim veya üç boyutlu baskı yöntemi, çeşitli tasarım yazılımlarıyla oluşturulmuş modelin tabaka tabaka materyal ilavesiyle üretilmesi esasına dayanır. Yapılan tasarım çok kesitli görüntülere ayrılır. Üç boyutlu yazıcı; sıvı reçine veya toz materyalleri tabaka tabaka ardışık şekilde üst üste ekleyerek istenilen son ürünü üretir. Üç boyutlu baskı yöntemiyle her türlü sabit ve hareketli protezler, cerrahi rehberler, ortodontik apareyler ve modeller üretilir (77). Üç boyutlu yazıcının ve kullanılan resin materyalin kalitesi elde edilen son ürünün kalitesini belirler. Yazıcının kalite göstergesi ise çözünürlük, doğruluk, tekrarlanabilirlik gibi bazı parametrelerdir.

Eklemeli Üretimin Avantajları

- Üretimde esneklik: Mevcut teknolojinin ilerlemesiyle birden fazla bileşenden oluşan karmaşık geometrili protezlerin tek aşamada üretimi için büyük potansiyel vadetmektedir (78).
- Pasif üretim: Üretim esnasında materyal üzerine kuvvet uygulanmaz. Frezeleme cihazlarındaki yüksek ısı ve ses oluşumu, kullanılan frezlerin aşınması gibi dezavantajlar görülmez. Ayrıca yüksek yüzey sertliğine sahip materyallerde üretim esnasında yüzey hasarı meydana gelme ihtimali yoktur (73).
- Materyal tasarrufu: Bir bloktan kazınma olmadığı için sadece son ürünün gerektirdiği kadar reçine kullanımı olur ve artık materyal miktarı çok azdır. Eksiltmeli üretime göre %40 daha az materyal kullanımı gerçekleşir (79). Ayrıca son ürünün boyutu kullanılacak bloğun boyutlarıyla sınırlı değildir, üretim platformunun izin verdiği ölçüde boyutlarda üretim yapılabilir.

Eklemeli üretimin limitasyonları:

- Merdiven etkisi: Katman katman yapılan üretim, katman kalınlığı minimuma ayarlanmadığı sürece doğası gereği merdiven etkisine sebep olmaktadır. Katman kalınlığı minimuma ayarlandığı takdirde ise üretim süresi oldukça uzamaktadır (80).
- Tekrarlanabilirlik: Dental uygulamalar için istenen hızda gerekli doğruluk ve tekrarlanabilirlikte üretim yapılamamaktadır (73).

- Seramik yapıların üretimi: Elde edilen seramik yapılar gözenekli yapıda olur ve detaylı bir son işleme ihtiyaç duyar. Bu son işlem büzülmeye neden olur ve eksiltmeli üretimdeki kadar homojen yapıda bir son ürün elde edilememektedir (81).
- Destek yapı gerekliliği: Üretim sürecinde bütün yapıyı desteklemek için ilave yapılara ihtiyaç duyulmaktadır (82).
- Dental kullanım için özgünlük: Mevcut yazıcıların çoğu frezeleme cihazları kadar dental uygulamalara adapte olamamıştır (7).

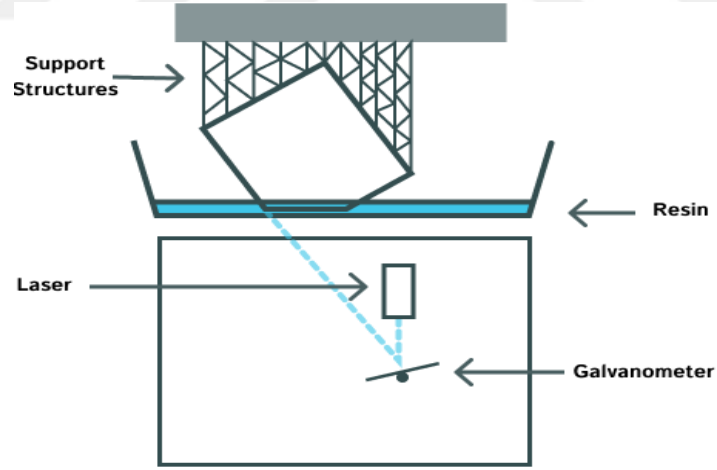
Polimer, metal ve seramiklerin üretiminde kullanılan üç boyutlu baskı teknolojileri yedi ana grupta sınıflandırılmıştır (Tablo 2.1) (83). Diş hekimliği alanında kullanılanlar ise, materyal ekstrüzyonu, materyal püskürtme ve tank fotopolimerizasyonu teknolojileridir. Materyal ekstrüzyonu (FDM), bazı kullanıcılar tarafından model baskısında kullanılsa da uzun üretim süresi, son ürünlerin yüksek pöröziteye sahip olması ve yeterli doğrulukta ürün elde edilememesi nedeniyle diş hekimliği alanında yaygın kullanıma uygun bir teknoloji olarak görülmemektedir (84–86). Tank polimerizasyon yöntemi eklemeli üretim alanındaki en eski teknolojilerdendir ve tekrarlanabilirlik, düşük maliyet, çeşitlilik ve son ürünlerin doğruluğu gibi avantajları nedeniyle dental alanda en çok kullanılan yöntemlerdir (83). Tank polimerizasyon yönteminde tankın içinde termoset, ışığa duyarlı, polimerize olmamış sıvı rezin bulunur (83). Lazer veya projektör gibi bir ışık kaynağı vasıtasıyla sıvı reçine ışığa maruz bırakılır ve polimerizasyon başlatılır (87). Bir katmanın polimerizasyonu bittiğinde üretim platformu kullanıcının belirlediği katman kalınlığı kadar yukarı veya aşağı yer değiştirir ve yeni katmanın üretimi başlar (88). Üretim x, y, z akslarında gerçekleşir. Z aksı katman kalınlığını ifade eder ve hem üretimin doğruluğunu hem de baskı süresini doğrudan etkiler. Tabaka kalınlığı düşük ayarlanırsa üretimin doğruluğu artar ancak baskı süresi uzar (88,89). Tabaka kalınlığı genellikle 25-200 μm arasında değişir. Bu kalınlığı 100 μm 'den 50 μm 'ye düşürmek baskı süresini iki katına çıkarır (86). Stereolitografi (SLA), Dijital Işık İşleme (DLP) ve Likit Kristal Ekran (LCD) olmak üzere üç ayrı tank polimerizasyon üretim tekniği mevcuttur.

Tablo 2.1. Polimer, metal ve seramiklerin üretiminde kullanılan üç boyutlu baskı teknolojileri (83)

SIVI MATERYAL	TOZ MATERYAL	KATI MATERYAL
MATERYAL PÜSKÜRTME	BAĞLAYICI PÜSKÜRTME	MATERYAL EKSTRÜZYONU
TANK POLİMERİZASYONU	TOZ YATAKLI FÜZYON	SAC LAMİNASYON
	YÖNLENDİRİLMİŞ ENERJİ BİRİKTİRME	

2.4.3.1. SLA

SLA tabanlı üç boyutlu yazıcılarda ışık kaynağı olarak yüksek enerjili lazer jeneratörü kullanılır. Lazer ışını galvanometre denilen mikro ayna setleri aracılığıyla noktasal olarak sıvı reçineye ulaştırılır, bütün katman lazer ışınıyla taranır ve bu süreç son ürün elde edilene kadar katman katman devam eder (Şekil 2.2) (90–92).



Şekil 2.2. SLA baskı teknolojisi şeması (93)

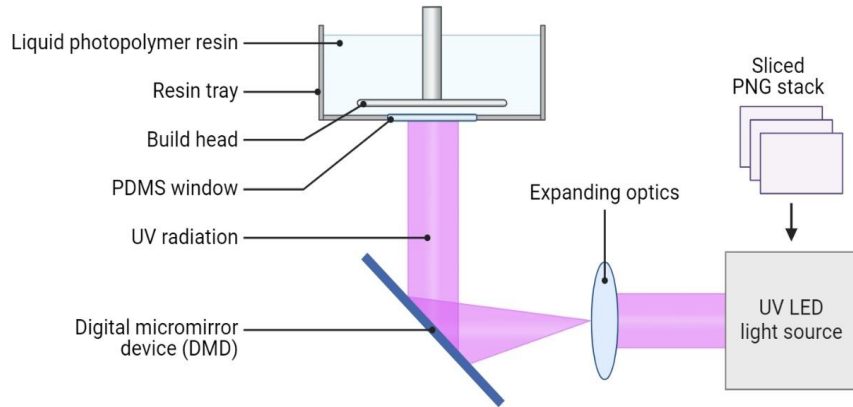
Lazer kaynağı içerisindeki mikroaynalar x ve y akslarında belli aralıklarla tutarlı çözünürlükte polimerizasyon gerçekleşmesini sağlar. Bu çözünürlük doğrudan lazer kaynağının çapıyla ilişkilidir (94).

Stereolitografi tekniğiyle yüksek doğrulukta üretim yapılabilir (95). Çok karmaşık geometride ve büyük boyutta son ürün elde edilebilir (88,96).

Ancak polimerizasyon noktasal ilerlediği ve bir katmandaki kürlemenin bitmesi için lazer ışınının bütün platformu taraması gerektiği için baskı süresi uzundur (94).

2.4.3.2. DLP

Dijital ışık işleme teknolojisi, stereolitografiye çok benzemekle birlikte aralarındaki temel fark ışık kaynaklarıdır. DLP’de ışık kaynağı olarak lazer yerine bir projektör ve ışığı yansıtmak için binlerce hatta milyondan fazla aynadan oluşan dijital mikroya cihazı bulunmaktadır (Şekil 2.3) (91). Bu mikroyaınaların sayısı yazıcının çözünürlüğüyle doğrudan ilişkilidir (97). Polimerizasyonu sağlayacak ışığın çok sayıda ayna tarafından aynı anda yansıtılmasından dolayı SLA’daki gibi noktasal polimerizasyon yerine bütün katmanın aynı anda polimerizasyonu gerçekleşir. Bu durum baskı süresini SLA’ya göre önemli ölçüde azaltır (97). DLP teknolojiyi üç boyutlu yazıcılarda SLA teknolojisine göre daha hızlı ve yüksek hassasiyette üretim yapılabilir ancak üretim projektör boyutuyla sınırlı olduğu için daha küçük boyutta üretime izin verir (96).

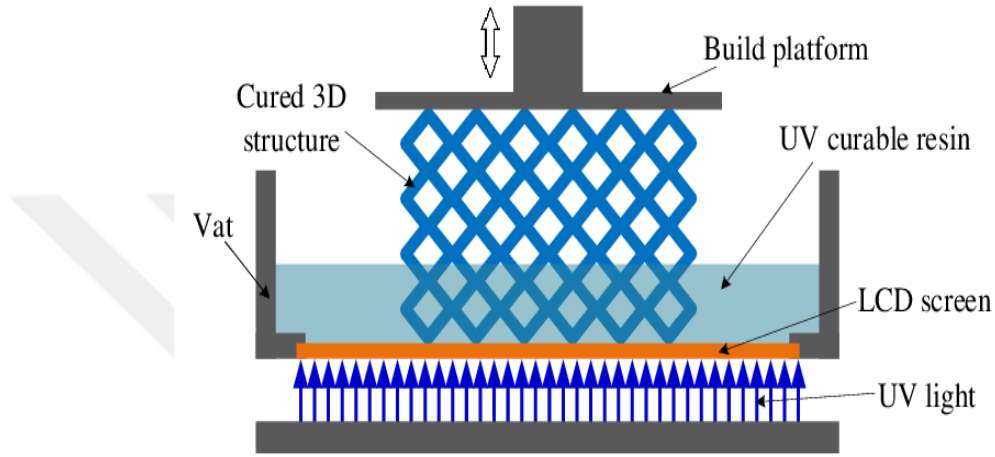


Şekil 2.3. DLP baskı teknolojiyi şeması (98)

2.4.3.3. LCD, mSLA

Likit kristal ekran teknolojiyiinin diğer teknolojilerden farkı ışık kaynağı olarak projektör veya lazer değil LCD ekran kullanılmasıdır (Şekil 2.4) (96). DLP’ye benzer olarak polimerizasyon katmanın tamamında aynı anda gerçekleşir. Ekran içindeki sıvıya uygulanan elektrik akımıyla beraber ekranın belli bölümleri ışığı filtreler ve tanktaki reçinenin polimerize olması istenen bölgelerine ışık yollar (99). LCD tipi yazıcıların bazı limitasyonları vardır. Üretim sırasında oluşan yüksek ısı bu limitasyonların başında gelmektedir. Açığa çıkan yüksek ısı yazıcı içindeki fanlar ile

engellenemediği için LCD ekranı DLP ve SLA'daki ışık kaynaklarına göre daha hızlı bozulmaya başlar ve belli bir kullanımdan sonra değiştirilmesi gerekir aksi takdirde baskı kalitesi zamanla düşer (100). LCD tipi yazıcılarda ışığın yalnızca %10'u ekrandan geçer, % 90'ı ise filtrelendir. Azalan ışık yoğunluğu baskı hızını ve sertleşme derecesini düşürmektedir. Ayrıca ışığın ekrandan parsiyel geçişi tank içindeki reçinede homojen olmayan ışık maruziyetine neden olabileceği için tankın içi düzenli olarak temizlenmelidir (96).



Şekil 2.4. LCD baskı teknolojisi şeması (101)

2.5. Protez Kaidesi-Yapay Diş Bağlantısı

Konvansiyonel üretimde kaide-diş bağlantısı kaidenin polimerizasyonu aşamasında gerçekleşmektedir. Kaide materyali yapısındaki aktif serbest monomerler akrilik dişin kaideyle temas eden yüzeyine difüze olur ve polimer ağı oluşturur. Sonuçta birbirini içine geçmiş bir yapı meydana gelir ve kaide-diş bağlantısı sağlanmış olur (14). Yapay dişlerin kaideden ayrılması hareketli protezlerdeki tamir nedenlerinin %22-30'unu oluşturmaktadır (13,102). Yapay dişlerin yüzeylerindeki mum kalıntılarıyla kontaminasyonunun bu durumun en önemli nedenlerinden biri olduğu düşünülmektedir (103). Yapılan çalışmalarda diş yüzeyine mum çözücü uygulandığında bağlanma kuvvetinin arttığı görülmüştür (104). Kaide materyalinin kimyasal içeriği ve polimerizasyon şekli, yapay dişin tipi de bağlanma kuvvetini etkileyen diğer nedenler arasındadır (105,106). Örneğin ısıyla polimerize olan akrilik rezinlerde polimerizasyon aşamasında açığa çıkan ısı nedeniyle ortamda daha fazla serbest radikal ve aktif monomer bulunacağı için diğer polimerizasyon yöntemlerine göre bağlanma kuvveti yüksektir ya da çok yüksek çapraz bağlantılı akrilik dişlerde

dişin yüzeyine monomer difüzyonu daha kısıtlı olacağı için diğer prefabrik dişlere göre bağlanma kuvveti düşüktür (107–111).

Yapılan çalışmalarda üç boyutlu yazıcıyla üretilen protezlerde kaide-diş bağlanma dayanımı, konvansiyonel ve frezelemeyle üretilen protezlere göre daha düşük bulunmuştur (11,112). Bu çalışmalarda konvansiyonel üretimde koheziv başarısızlık görülürken, üç boyutlu baskı yönteminde hem adeziv hem de koheziv başarısızlık tespit edilmiştir ki bu da bağlanma kuvvetinin üç boyutlu baskı yönteminde daha zayıf olduğunu desteklemektedir (112). Üç boyutlu baskı yöntemiyle üretimde iki yapı ayrı ayrı polimerize olur ve sıvı reçinenin ışıqla polimerize edilmesi aracılığıyla bağlantı sağlanır (15). Bu yöntemde bağlanma aşamasında ortamdaki serbest monomer miktarının, konvansiyonel üretimde kaide ve dişlerin bağlanması esnasında ortamda bulunan serbest monomer miktarından düşük olmasının (yaklaşık 2.5:1) bağlanma dayanımını düşürdüğü düşünülmektedir (11). Ayrıca katman katman yapılan üretimde tabakalar arasındaki hataların ve pörözitelerin de bağlanma yüzeyinin mekanik özelliklerini etkileyebileceği belirtilmektedir (106).

2.6. Yüzey İşlemleri

Araştırmacılar bağlanma kuvvetini arttırmak için birçok farklı yaklaşım üzerinde çalışmışlardır ve bu yaklaşımlar genellikle yapay dişlerin bağlanma yüzeyine uygulanan yüzey işlemleri olmuştur. Yüzey işlemleri çoğunlukla mikromekanik retansiyonu ve kimyasal kopolimerizasyonu sağlamayı ve polimerizasyon büzülmesini kontrol altına almayı amaçlamıştır (106). Yapılan yüzey uygulamaları kimyasal ve mekanik işlemler olarak ikiye ayrılır.

2.6.1. Kimyasal İşlemler

Kimyasal işlemler polimerize olabilen monomerlerin dişlerin bağlanma yüzeylerini plastikleştirilebileceği ve yüzeyden içeri difüze olabileceği teorisine dayanır. Bu difüzyon yapay dişin yüzeyini ‘şişirir’ ve kaide materyali yapısındaki monomerlerin akrilik diş yüzeyinden içeri daha rahat nüfuz ettiği ve polimer zinciri oluşturabileceği bir tabaka yaratır (105).

Yapılan çalışmalarda yüzey uygulaması olarak en çok yapay akrilik dişlere likit metil metakrilat (MMA) veya MMA-metilen klorid kombinasyonu uygulanmıştır (102,113–118). MMA dışında aseton, siyanoakrilat, diklorometan (DCM), kloroform gibi organik çözücülerin bağlanma dayanımına etkisini araştıran çalışmalar da

mevcuttur (111,119–121). Bu kimyasalların dışında etil-asetat, 4-META, UDMA ve PMMA bazlı bonding ajanı gibi adezivler de kaide-diş bağlantısını kuvvetlendirmek için denenmiştir. (16,61,112,122–125). Hem akrilik hem de porselen dişlere %10'luk hidroflorik asit ve silan uygulamalarının bağlanma dayanımına etkisini ölçen araştırmalar da yapılmıştır (126,127).

2.6.2. Mekanik İşlemler

Mekanik işlemler makro ve mikromekanik retansiyon sahaları oluşturarak ve pürüzlülüğü arttırarak kontak yüzey alanını genişletmeyi; aynı anda bağlanma yüzeyini yağ, mum artığı gibi kontaminasyonlardan temizlemeyi amaçlar (106). Bu amaçla en çok kullanılan yöntem kumlama ve hem seramik dişlerde hem de akrilik dişlerde bağlanma kuvvetine olan etkisini ölçen çalışmalar yapılmıştır (126,128,129). Kumlama haricinde tungsten karbit ve elmas frezlerle aşındırma, farklı derinlik ve şekillerde retantif oluklar açma gibi yüzey işlemlerinin uygulandığı çalışmalar vardır. Ayrıca diş yüzeyine Er:YAG lazer iridasyonunun ve oksijen, nitrojen ve argon plazma uygulamalarının bağlanma kuvvetine etkisini ölçen araştırmalar mevcuttur (124,130,131).

2.7. Termal Döngü Uygulaması

Beslenme, nefes alma gibi günlük aktiviteler sırasında ağız ortamında meydana gelen ısı değişiklikleri protetik materyallerin fiziksel özelliklerini etkilemektedir (132). Termal stres akrilik rezin yapısındaki polimer zincirlerinin arasındaki mesafenin açılmasına neden olur, rezinin su emilimi artar ve mekanik özellikleri olumsuz etkilenir. Ayrıca materyallerin ısısal genleşme katsayılarının farklı olması rezin yapısında stres oluşturmaktadır (133). Protez materyallerinde strese neden olan ısı değişikliklerinin bağlanma arayüzünde çatlaklara neden olduğu ve materyallerin bağlanma dayanımlarını azalttığı düşünülmektedir (134).

Ağız içindeki koşulları laboratuvar ortamında taklit edebilmek için bazı yaşlandırma yöntemleri kullanılmaktadır. Termal döngü uygulaması bu yöntemlerden birisidir. Bu uygulama yan yana iki banyo haznesinden oluşan özel bir cihaz aracılığıyla yapılmaktadır. Materyaller, birinde sıcak birinde soğuk su bulunan banyo haznelerine sırayla daldırılır. Çalışmaların çoğunda 5-55 °C aralığında ısı uygulanır. Bir haznede bekleme süresi yaklaşık 15-60 saniye, diğer hazneye geçiş süresi ise yaklaşık 5-10 saniyedir. Materyaller iki hazneye de girip çıktığında bir döngü

tamamlanmış olur (135–137). Haznelerdeki suların sıcaklığı ve döngü sayısı kullanıcı tarafından belirlenir. Daha önce yapılan çalışmalarda 10000 döngünün bir yıllık *in vivo* süreye denk geldiği gösterilmiştir (138,139).

2.8. Bağlanma Dayanımı Ölçüm Testleri

Laboratuvar ortamında, bağlanmış iki materyalin bağlantısını kırmak için gereken minimum kuvvetin ölçüldüğü testlerdir (140). Tespit edilen minimum kuvvetin (N) bağlanma arayüzü alanına (mm²) bölünmesiyle materyallerin bağlanma kuvveti (Mpa) hesaplanır. Bağlanma dayanımı ve onu ölçen testlerden en çok tercih edilenleri makaslama (kesme) ve gerilim (çekme) testleridir.

2.8.1. Gerilim (Çekme) Bağlanma Dayanım Testi

Bağlantı arayüzüne dik, materyalleri birbirinden ayırıcı şekilde ve sabit hızda (0,75±0,30 mm/dk) kuvvet uygulanarak yapılan test işlemidir (141). Makaslama testine göre bağlanma arayüzünde daha homojen basınç alanları oluşur, ancak bu homojen basınç alanlarını oluşturmak için uygulanan kuvvetin bağlantı yüzeyine doksan derece açıda ve tam merkezinden geçmesi çok önemlidir (142). Örneklerin bağlanma arayüzünün 1 mm²'ye kadar olduğu durumlarda mikro gerilim testi uygulanır. Bu test ile daha homojen sonuçlar alındığı düşünülmektedir ancak örneklerin hazırlanması ve testin uygulanması yüksek hassasiyet gerektirir (143).

2.8.2. Makaslama (Kesme) Bağlanma Dayanım Testi

Bu test yönteminde üniversal test cihazında bağlantı arayüzüne paralel doğrultuda ve yine sabit hızda (0,75±0,30 mm/dk) bağlantı kopana kadar kuvvet uygulanır (141,144). Bağlantı arayüzünde homojen olmayan stres birikimi olması, bu nedenle daha çok koheziv kırıklara neden olması gibi dezavantajlara sahip olduğu belirtilse de örneklerinin hazırlanmasının pratik olması ve testin uygulamasının kolay olması nedeniyle en çok kullanılan test yöntemidir (142,143).

2.9. Yüzey Analiz Yöntemleri

2.9.1. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi

Taramalı elektron mikroskobu analizi bir yüzey analiz yöntemidir. Malzeme üzerine yüksek voltajlı elektron demetlerinin gönderilip saçılan düşük enerjili elektronların sensörlerde toplanıp dijital veri halinde bilgisayara aktarılması esasına dayanır. Bilgisayarda incelenmek istenen malzemenin 10x-50000x büyütme aralığında,

yüksek çözünürlükte üç boyutlu görüntüsü elde edilmiş olur. İncelenen örnek hakkında nicel bilgi elde edilemese de çok net ve yüksek çözünürlükte görüntü elde edilebilmesi, hazırlık aşamasının kısa olması gibi avantajları nedeniyle yüzey analizinde sıklıkla tercih edilmektedir (145,146).

2.9.2. Stereomikroskop

Stereomikroskop, gözle görülen nesnelerin belli büyütme dereceleriyle görüntülerinin alınıp yorumlanabilmesine olanak sağlar. Farklı açılardan nesneye yaklaşabilme olanağı sayesinde küçük büyötmelerle derinlikli görüntüler elde edilebilmektedir (147).

2.9.3. Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM)

Atomik kuvvet mikroskobu ile yüzey topografisi ve morfolojisi incelenebilmektedir. Katı örnek yüzeylerine ait moleküler ve atomik boyutta yüksek çözünürlükte görüntüler elde edilebilir (145).

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışmada prefabrik ve 3B yazıcıyla üretilmiş yapay dişlerin yüzeylerine uygulanan işlemlerin, 3B yazıcıyla üretilmiş kaideyle olan makaslama bağlanma dayanımına etkisinin değerlendirilmesi hedeflenmiştir. Bu doğrultuda prefabrik ve 3B yazıcı olmak üzere iki farklı üretim yöntemiyle dişler elde edilmiş (n=80); kumlama, kumlama sonrası likit metil metakrilat uygulaması, kumlama sonrası argon plazma uygulaması olmak üzere 3 farklı yüzey işlemi uygulanmıştır. Kontrol gruplarıyla birlikte toplam 8 deney grubu oluşturulmuştur (n=10). Çalışmada kullanılan materyallerin bilgileri Tablo 3.1’de; deney grupları ise Tablo 3.2’de sunulmuştur.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller

Kullanım Alanı	Materyal	Ticari İsmi	Üretici Firma
Yapay Diş	Prefabrik Akrilik Diş	NT Optima	Toros Dental Antalya, Türkiye
Yapay Diş	Yapay Diş 3B Baskı Reçinesi	Custom Composite Resin	Custom Resin Solutions Antalya, Türkiye
Protez Kaidesi	Protez Kaidesi 3B Baskı Reçinesi	Custom Denture Resin	Custom Resin Solutions Antalya, Türkiye
Yüzey Uygulama Ajanı	Metil Metakrilat Monomer Likidi	İmicryl SC	İmicryl Diş Malzemeleri Konya, Türkiye
Yüzey Uygulama Ajanı	Kum	Sheraaluminium oxide 110 µm	SHERA Werkstoff- Technologie GmbH Lemförde, Almanya
Bağlanma Ajanı	Protez Kaidesi 3B Baskı Reçinesi	Custom Denture Resin	Custom Resin Solutions Antalya, Türkiye

Tablo 3.2. Deney grupları

DIŞ ÜRETİM YÖNTEMİ	YÜZEY İŞLEMİ	GRUP İSMİ	ÖRNEK SAYISI (n)
PREFABRİK	Kontrol	CC	10
	Kumlama	CS	10
	Kumlama+MMA	CSM	10
	Kumlama+Argon Plazma	CSP	10
EKLEMELİ ÜRETİM	Kontrol	PC	10
	Kumlama	PS	10
	Kumlama+MMA	PSM	10
	Kumlama+Argon Plazma	PSP	10

Çalışmanın iş akışı:

1. Yapay diş ve kaide örneklerinin üretilmesi
2. Diş örneklerine yüzey işlemlerinin uygulanması
3. Diş örneklerinin kaide örnekleriyle bağlantısının sağlanması
4. Bağlanan örneklerin PVC kalıplar içerisinde kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezin içerisine gömülmesi
5. Örneklerin termal döngüye tabi tutulması
6. Örneklerin üniversal test cihazıyla makaslama bağlanma dayanımlarının ölçülmesi
7. Stereomikroskop ile kopma tiplerinin belirlenmesi
8. Verilerin istatistiksel analizi şeklinde oluşturulmuştur.

3.1. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamız için 40 adet prefabrik akrilik yapay diş örneği, 40 adet 3B yazıcıyla üretilmiş yapay diş örneği ve 80 adet 3B yazıcıyla üretilmiş protez kaidesi örneği Dencity Diş Protez Laboratuvarı'nda hazırlanmıştır.

3.1.1. Prefabrik Yapay Dişlerin Hazırlanması

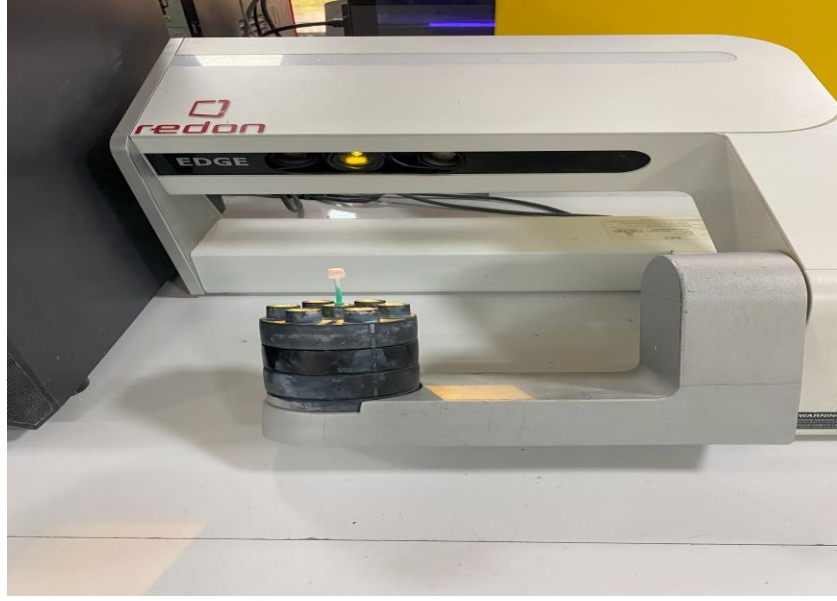
Çalışmada kullanılmak üzere santral keser çapraz bağlantılı anatomik akrilik dişler (NT Optima, Toros Dental; Antalya, Türkiye) (n=40) kole bölgelerinden işaretlenerek kaideyle bağlanacak yüzeyleri mavi bantlı tungsten karbid frez ile düzleştirildi. Tüm örneklerin aşındırmaları tek araştırmacı tarafından uygulandı ve aşındırma süreleri sabit tutuldu. Aşındırma sonrası örnekler alkollü pamuk ile temizlendi.



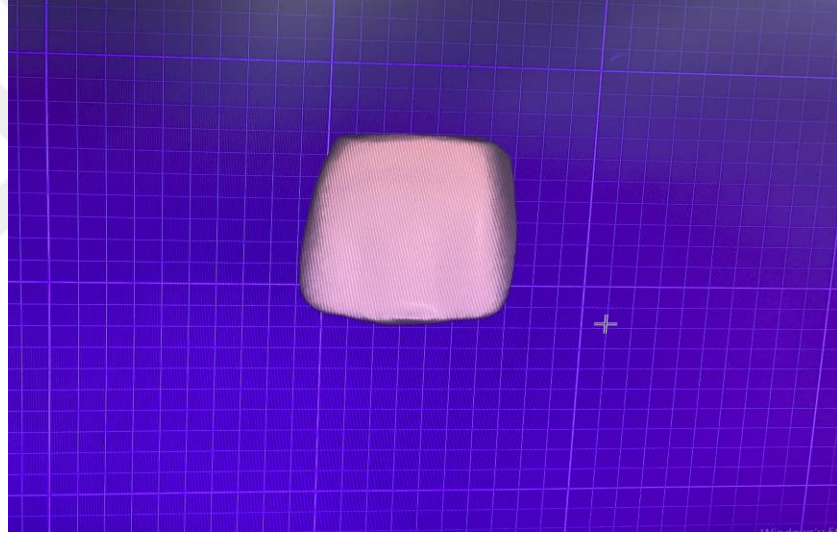
Şekil 3.1. Prefabrik yapay diş örneği

3.1.2. 3B Yazıcıda Yapay Diş Örneklerinin Üretilmesi

Alt gruplarda test edilecek yapay dişlerin standardizasyonu için daha önce hazırlanmış olan prefabrik yapay dişler laboratuvar tarayıcısıyla (Redon Edge, Redon Teknoloji; İstanbul, Türkiye) taranarak 3B yazıcıyla (Halot-Sky, Shenzen Creality Technology Co.; Shenzen, Çin) üretilmek üzere tasarım programına (Exocad Dentalcad, Exocad GmbH, Darmstadt, Almanya) aktarıldı (Şekil 3.2. ve Şekil 3.3).

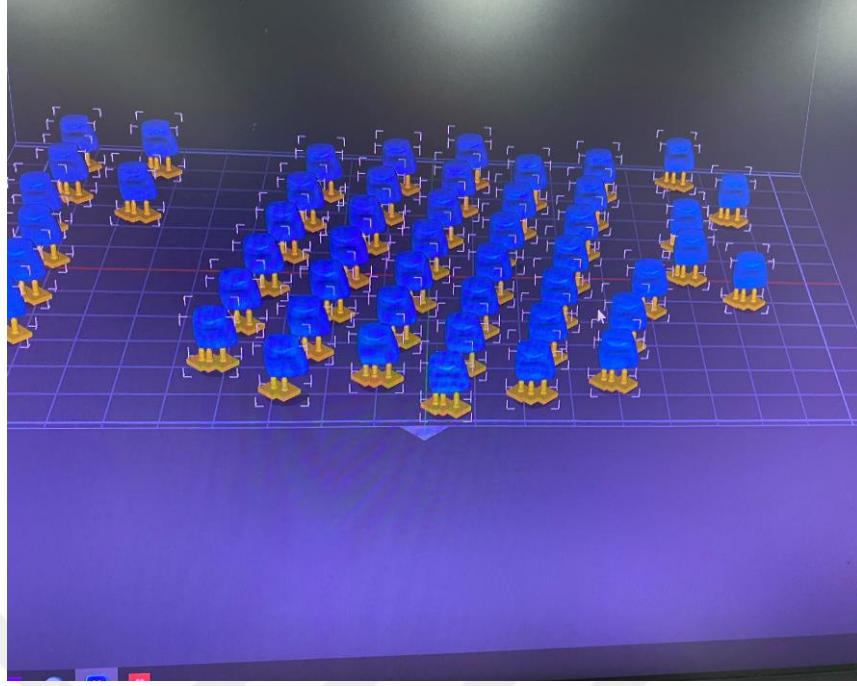


Şekil 3.2. Prefabrik yapay dişin laboratuvar tarayıcısıyla taranması



Şekil 3.3. Tarama sonrası diş örneğinin tasarım programında görüntüsü

3B yazıcıda üretilecek santral keser dişlerin (n=40) tasarımı yapıldı ve dosya STL formatında 3B yazıcıya gönderildi. Tabaka kalınlığı üreticinin tavsiyesiyle 100 μm , üretim açısı ise 90° olarak ayarlandı; diğer baskı parametreleri de üreticinin tavsiyeleri doğrultusunda ayarlandı (Şekil 3.5). Destekler bağlantı yüzeylerinin pürüzsüzlüğünü bozmamak amacıyla insizal kenarlara yerleştirildi.



Şekil 3.4. Yazıcıda üretilecek yapay dişlerin son tasarımı

Resin	CRS COMPOSITE	
Tabaka kalınlığı	0.100	mm
İlk Pozlama	30	s
Pozlama süresi	6.5	s
Yükselen Yükseklik	8	mm
Motor hızı	3	mm/s
Light-off Delay	2	s
Bottom Layer Count	2	

Şekil 3.5. Yapay dişlerin baskı parametreleri

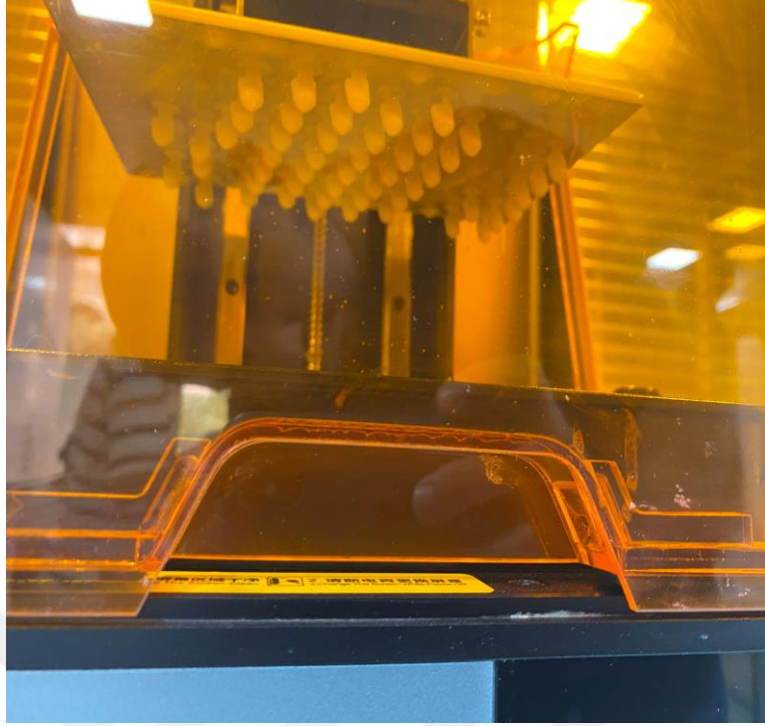
Yapay diş baskı reçinesi (Custom Composite Resin, CRSCAM Teknoloji; Antalya, Türkiye) (Şekil 3.6) LCD tabanlı yazıcının üretim tankına yerleştirildi ve üretim başlamadan önce karıştırıldı (Şekil 3.7). Sonrasında yapay diş örneklerinin üretimi gerçekleştirildi (Şekil 3.8, Şekil 3.9).



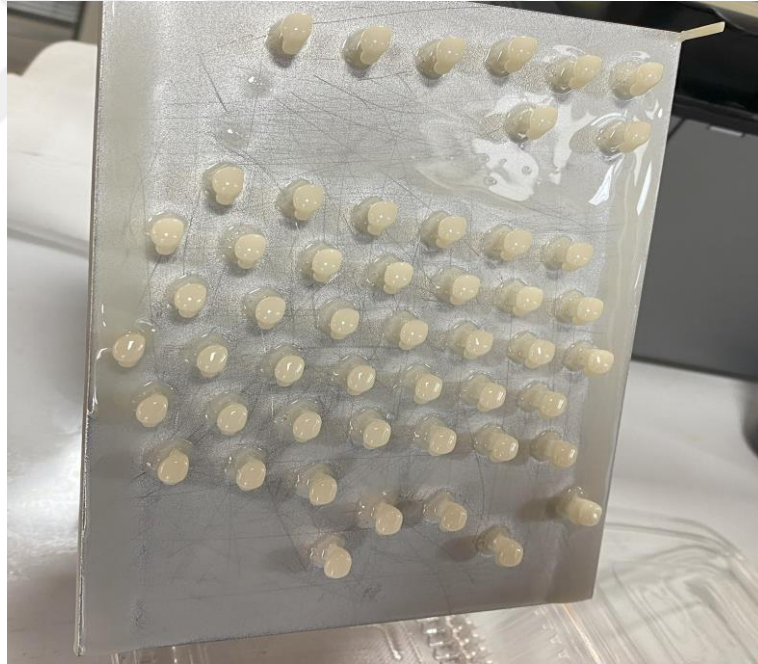
Şekil 3.6. Yapay Diş Baskı Reçinesi



Şekil 3.7. Yapay diş reçinesinin tankın içine yerleştirilmesi

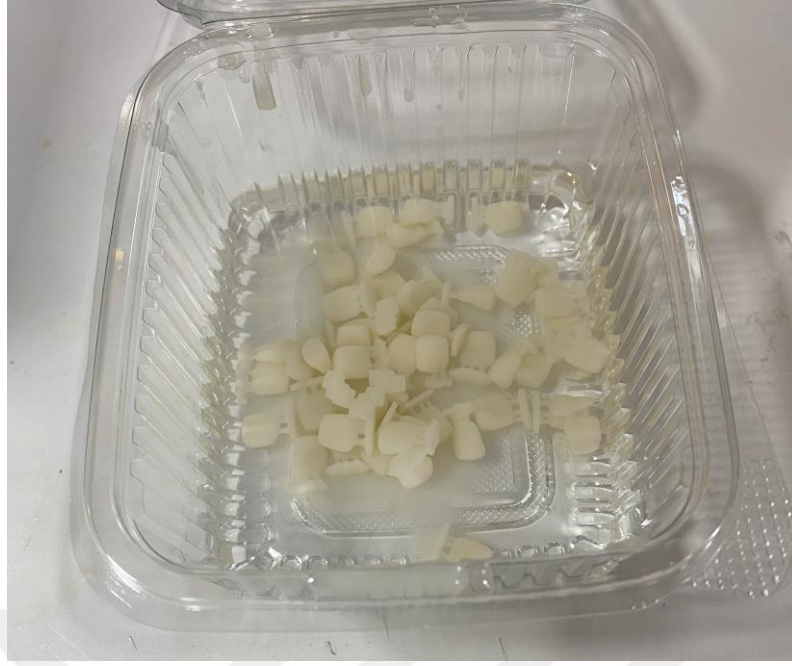


Şekil 3.8. 3B yazıcıda yapay diş örneklerinin üretimi



Şekil 3.9. Üretim platformu ve yapay diş örnekleri

Örnekler üretim platformundan ayrıldıktan sonra artık rezinin uzaklaştırılması amacıyla % 99,6'lık izopropil alkol içerisinde 5 dakika süreyle bekletildi, ardından 30 dakika kurumaya bırakıldı (Şekil 3.10). Örnekler kuruduktan sonra ultraviyole fırında (Solidilite V, Shofu; Kaliforniya, ABD) 5 dakika final polimerizasyonu gerçekleştirildi (Şekil 3.11).



Şekil 3.10. Diş örneklerin izopropil alkolde bekletilmesi



Şekil 3.11. Diş örneklerinin son kürleme için UV fırına yerleştirilmesi

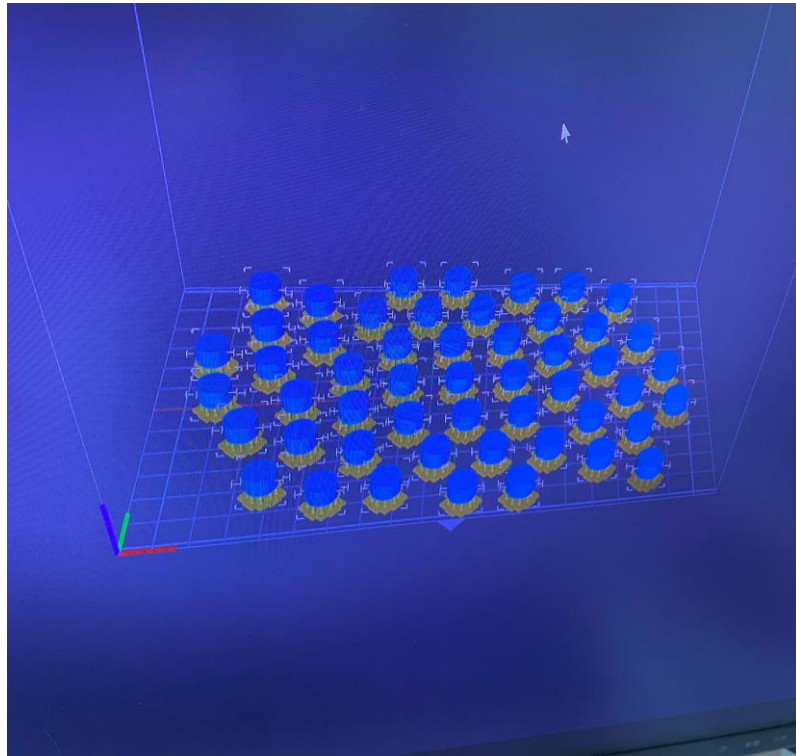
Final kürlemesi yapılan örnekler desteklerinden karbon separe yardımıyla ayrıldı ve yüzey işlemi uygulamaları için hazır hale getirildi (Şekil 3.12).



Şekil 3.12. 3B yazıcıyla üretilmiş yapay diş örneği önden görüntüsü

3.1.3. 3B yazıcıda Protez Kaide Örneklerinin Üretilmesi

Yazıcıda üretilcek protez kaide örneklerinin tasarımı $\varnothing$ 1 cm, yüksekliği 0,5 cm olan bir silindir şeklinde tasarım programında yapıldı ve dosya STL formatında yazıcıya gönderildi (Şekil 3.13). Tabaka kalınlığı üreticinin tavsiyesiyle 50 μ m, üretim açısı ise 90° olarak ayarlandı; diğer baskı parametreleri yine üreticinin tavsiyesi doğrultusunda ayarlandı (Şekil 3.14).



Şekil 3.13. Kaide örneklerinin son tasarımı

Resin	CRS DENTURE
Tabaka kalınlığı	0.050 mm
İlk Pozlama	35 s
Pozlama süresi	4.5 s
Yükselen Yükseklik	8 mm
Motor hızı	2 mm/s
Light-off Delay	2 s
Bottom Layer Count	2

Şekil 3.14. Kaide örneklerinin baskı parametreleri

Protez kaide reçinesi (Custom Denture Resin, CRSCAM Teknoloji; Antalya, Türkiye) (Şekil 3.15) yazıcının tankına yerleştirildi ve üretim başlamadan önce karıştırıldı. Sonrasında kaide örneklerinin üretimi gerçekleştirildi (Şekil 3.16, Şekil 3.17).



Şekil 3.15. Protez kaide reçinesi

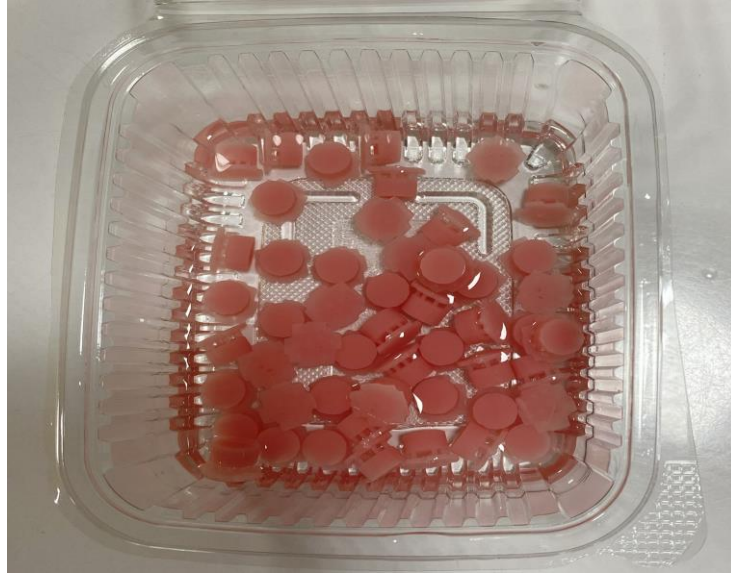


Şekil 3.16. 3B yazıcıda protez kaide örneklerinin üretimi



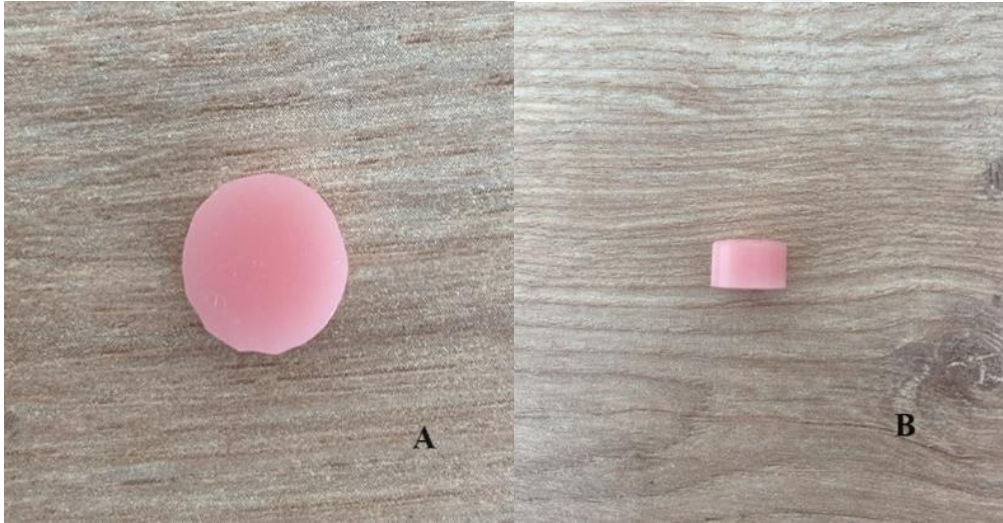
Şekil 3.17. Üretim platformu ve protez kaide örnekleri

Örnekler platformdan ayrıldıktan sonra izopropil alkol içerisinde 5 dakika süreyle bekletildi, sonrasında 30 dakika kurumaya bırakıldı (Şekil 3.18). Örnekler kuruduktan sonra UV fırında 5 dakika final polimerizasyonu gerçekleştirildi.



Şekil 3.18. Kaide örneklerinin izopropil alkolde bekletilmesi

Final polimerizasyonu gerçekleştirilen kaide örnekleri karbon separeyle desteklerinden ayrıldı ve diş örnekleriyle bağlantılarının sağlanması için hazır hale getirildi (Şekil 3.19).



Şekil 3.19. Kaide örnekleri üstten (A) ve yandan (B) görüntüsü

Üretimi tamamlanan bütün yapay diş örnekleri, yüzey standardizasyonunun sağlanması için P600 silikon karbit zımpara kağıdıyla (Grit 360, Buehler, Düsseldorf, Almanya) 30 saniye aşındırıldı.

3.2. Diş Örneklerinin Yüzey Uygulamalarına Tabi Tutulması

40 adet prefabrik akrilik santral keser diş rastgele 4 gruba ayrıldı (n=10). CS grubuna kumlama uygulandı. CSM grubuna kumlama sonrası MMA monomeri uygulandı. CSP grubuna kumlama sonrası argon plazma uygulandı. CC grubuna yüzey işlemi uygulanmadı.

40 adet 3B yazıcıyla üretilmiş santral keser diş rastgele 4 gruba ayrıldı (n=10). PS grubuna kumlama uygulandı. PSM grubuna kumlama sonrası MMA monomeri uygulandı. PSP grubuna kumlama sonrası argon plazma uygulandı. PC grubuna yüzey işlemi uygulanmadı (Tablo 3.2).

3.2.1 Kumlama Uygulaması

Diş örneklerinin bağlantı yüzeylerine kumlama cihazında (Renfert Basic Eco, Renfert; Hilzingen, Almanya) 110 µm partikül büyüklüğüne sahip Al₂O₃ partikülleri (Sheraaluminiioxide 110 µm, SHERA Werkstoff-Technologie GmbH; Lemförde, Almanya) 4 bar basınç altında 10 mm mesafeden yüzeye dik açıyla 20 saniye süreyle uygulandı. Uygulama aynı araştırmacı tarafından bütün bağlantı yüzeyi taranacak şekilde gerçekleştirildi. Kumlama işlemi sonrası bütün örnekler 5 dakika süreyle ultrasonik banyoda temizlendi ve kurumaya bırakıldı.



Şekil 3.20. Kumlama cihazı

3.2.2. Likit Metil Metakrilat Monomeri Uygulaması

Diş örneklerinin bağlanma yüzeylerine tek kullanımlık bond aplikatörü vasıtasıyla likit metil metakrilat monomeri (İmicyrl SC, İmicyrl; Konya, Türkiye) 30 saniye süreyle uygulandı (Şekil 3.21). Uygulama tek araştırmacı tarafından likit monomer bütün yüzeyi kaplayacak şekilde yapıldı (Şekil 3.22). Monomer uygulamasının ardından örnekler kurumaya bırakıldı.



Şekil 3.21. MMA



Şekil 3.22. Örneklere MMA uygulaması

3.2.3. Argon Plazma Uygulaması

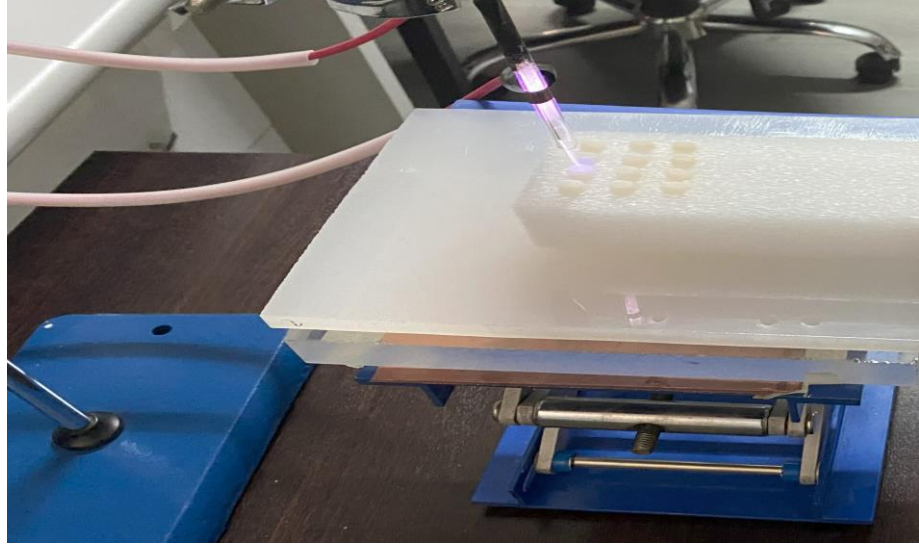
Örneklere argon plazma uygulaması Osmangazi Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Fizik Bölümü Soğuk Plazma Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi. Atmosferik basınçta argon, örneklerin bağlantı yüzeylerine 15 mm mesafeden 90 saniye süreyle uygulandı (Şekil 3.24). Diğer parametreler Tablo 3.3'te gösterilmiştir. Uygulama tek araştırmacı tarafından bütün bağlantı yüzeyi taranacak şekilde gerçekleştirildi. İşlem sonrası bütün örnekler 5 dakika süreyle ultrasonik banyoda temizlendi ve kurumaya bırakıldı.

Tablo 3.3. Argon plazma uygulama parametreleri

Parametre	Birim Değer
Dış elektrot	1 cm konumlama
Voltaj	6 kV
Frekans	36 kHz
Gaz	Atmosferik basınçta Argon
Gaz akış hızı	8 L/dk
Ortam sıcaklığı	26,6 °C
Numune Sıcaklığı	27,6 °C



Şekil 3.23. Plazma Cihazı



Şekil 3.24. Örneklere argon plazma uygulaması

3.3. Diş Örnekleri ve Kaide Örneklerinin Manuel Bağlanma Protokolü

Protez kaidesi 3B yazıcı reçinesi, bir fırça yardımıyla diş örneklerinin bağlantı yüzeylerine sürüldü ve dişler kaide örneklerinin bağlantı yüzeylerine parmak basıncıyla oturtuldu. Fazla reçine bond fırçası yardımıyla temizlendi ve LED ışık polimerizasyon cihazıyla (Woodpecker I-LED, Guilin Woodpecker Medial Instruments Co.; Guanxi, Çin) her yüzeye 15 saniye toplamda 60 saniye olacak şekilde ön ışıklama gerçekleştirildi. Ardından özel UV fırında 10 dakika final polimerizasyonu gerçekleştirildi (Şekil 3.25).



Şekil 3.25. UV fırını

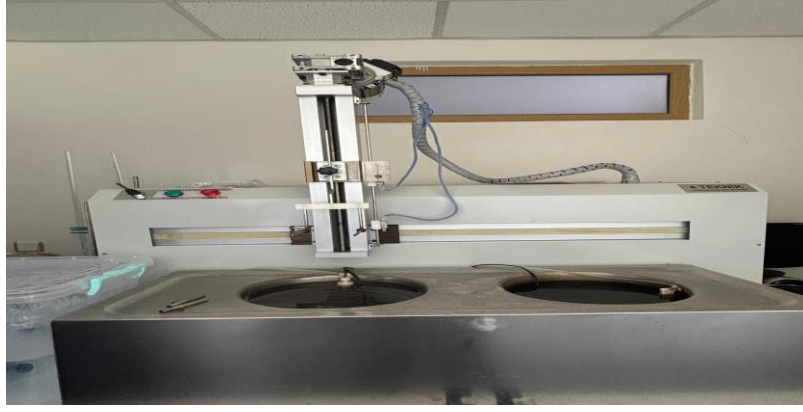
Universal test cihazının tablasına uygun olacak şekilde çap:1,5 cm yükseklik:2 cm olan PVC boru kesitleri hazırlandı. Soğuk akril üreticinin talimatları doğrultusunda toz/likit oranı 21 gram:10 ml olacak şekilde karıştırıldı ve uygulamaya hazır olduğunda PVC boruların içerisine döküldü. Bağlantısı sağlanmış örnekler, kaide kısmı soğuk akrilin içinde kalacak şekilde, tam merkezde olması hedeflenerek gömüldü (ėekil 3.26).



ėekil 3.26. PVC borular içerisinde soğuk akrile gmlmğ örnekler

3.4. Örneklerin Termal Döngüye Tabi Tutulması

Termal döngü uygulaması Akdeniz Üniversitesi Malzeme Bilimi ve Mühendisliği Fakültesi Laboratuvarı bünyesinde bulunan termal şok test ünitesinde gerçekleştirildi (ėekil 3.27). Devir sayısı 5000 devir olarak belirlendi. Test cihazında örneklerin kalma süresi 5°C 'de 30 saniye, 55°C 'de 30 saniye; hazneler arası transfer süresi 15 saniye olacak şekilde ayarlandı. Uygulama tek araştırmacı tarafından gerçekleştirildi ($n=80$).



Şekil 3.27. Termal şok test ünitesi

3.5. Makaslama Bağlantı Testi ile Örneklerin Bağlanma Dayanımı Ölçümü

Makaslama bağlanma testi Akdeniz Üniversitesi Malzeme Bilimi ve Mühendisliği Fakültesi Laboratuvarı bünyesinde bulunan üniversal test cihazıyla (Autograph AGS-X, Shimadzu Co.; Kyoto, Japonya) gerçekleştirildi (Şekil 3.28). Örnekler tablaya test cihazının bıçak sırtı şeklindeki ucu dışın uzun aksına dik gelecek şekilde yerleştirildi. Piston hızı 0.5 mm/dk olarak ayarlandı ve örnekler arasında bağlantı kopana kadar kuvvet uygulandı. Bağlantı kopma anındaki kuvvet N cinsinden kaydedildi. Örneklerin bağlanma dayanım değerleri (σ), kopma anındaki kuvvetin (F) bağlantı yüzeyi alanına (A) bölünmesiyle hesaplandı. Makaslama testi ve değerlerin hesaplanması tek araştırmacı tarafından gerçekleştirildi.



Şekil 3.28. Üniversal test cihazı

3.6. Stereomikroskop ile Kopma Türü Analizi

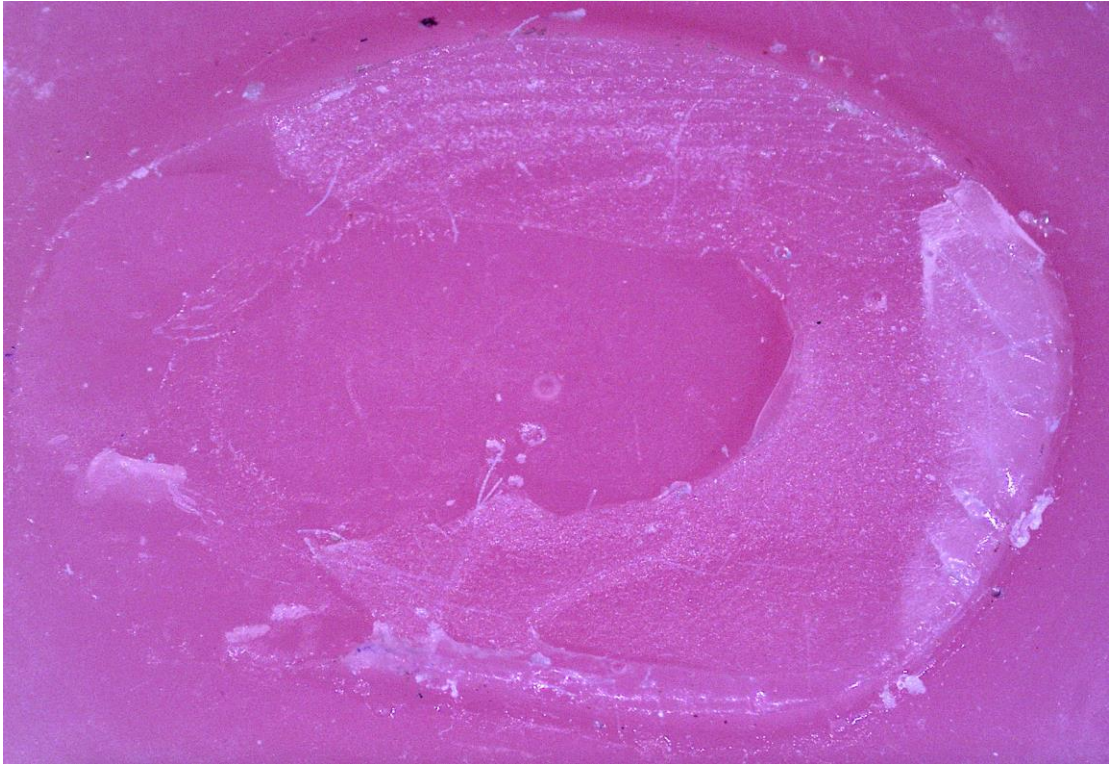
Örneklerin bağlanma yüzeyleri Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi bünyesinde bulunan stereomikroskop (Zeiss Stemi 508, Carl Zeiss GmbH; Oberkochen, Almanya) ile 12.5x büyüme altında analiz edildi (Şekil 3.29). Sadece bağlantı arayüzündeki kopmalar adeziv, sadece bağlanan materyaller içindeki kopmalar koheziv, ikisinin birarada bulunduğu kopmalar karışık tip kopma olarak sınıflandırıldı.



Şekil 3.29. Stereomikroskop



Şekil 3.30. Karışık tip kopma stereomikroskop görüntüsü



Şekil 3.31. Adeziv tip kopma stereomikroskop görüntüsü

4.BULGULAR

4.1. Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi Bulguları

Verilerin istatistiksel analizi IBM SPSS V23 (IBM, New York, ABD) programı ile yapıldı. Normal dağılıma uygunluk Shapiro-Wilk testi ile incelendi. Üretim yöntemi ve yüzey işleme göre ortalama değerlerin karşılaştırılmasında iki yönlü varyans analizi (Two Way ANOVA) kullanıldı. Çoklu karşılaştırmalar Bonferroni testi ile incelendi. Anlamlılık $p<0,05$ olarak alındı. Üretim yöntemi, yüzey işlemi ve üretim yöntemi-yüzey işlemi etkileşiminin makaslama bağlanma dayanım değerlerine etkisi Tablo 4.1’de; grupların ortalama makaslama bağlanma değerleri ve standart sapmaları Tablo 4.2’de sunulmuştur.

Tablo 4.1. Üretim yöntemi ve yüzey işleminin ortalama bağlanma dayanım değerlerine etkisinin incelenmesi

	Test İstatistiği	p	KEK
Üretim Yöntemi	129,88	<0,001	0,64
Yüzey İşlemi	16,07	<0,001	0,40
Üretim Yöntemi x Yüzey İşlemi	10,40	<0,001	0,30

Üretim yöntemine göre ortalama makaslama bağlanma dayanım değerleri arasında anlamlı fark bulunmuştur ($p<0,001$) (Tablo 4.1). Prefabrik diş içeren gruplarda ortalama makaslama bağlanma değeri $2,944 \pm 1,197$ MPa iken, 3B yazıcıyla üretilmiş diş içeren gruplarda ortalama değeri $6,615 \pm 2,574$ MPa olmuştur (Tablo 4.2).

Tablo 4.2. Deney gruplarının ortalama makaslama bağlanma dayanım (MPa) ve standart sapma değerleri*

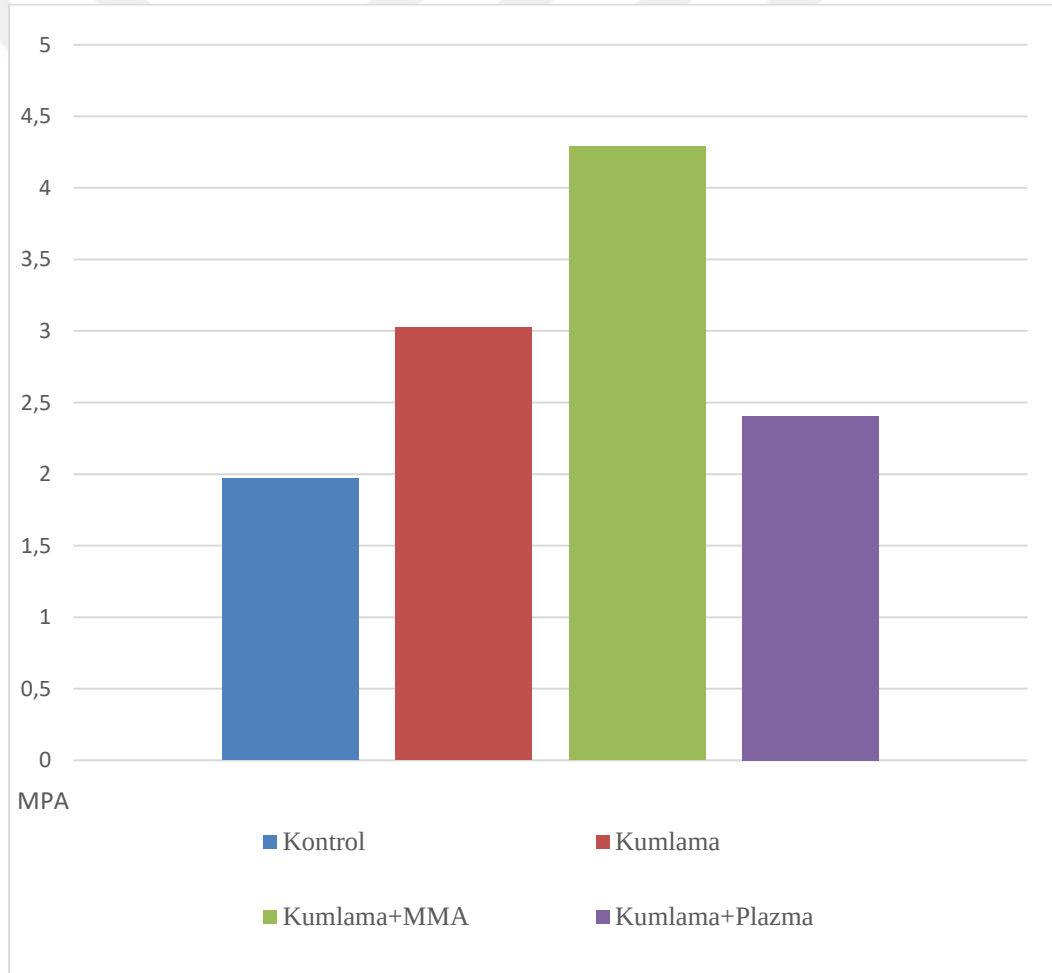
	ÜRETİM YÖNTEMİ		
	PREFABRİK	3B YAZICI	ORTALAMA
YÜZEY İŞLEMİ			
KONTROL	$1,969 \pm 0,566^C$	$7,267 \pm 1,461^A$	$4,618 \pm 2,924^a$
KUMLAMA	$3,024 \pm 0,949^{BC}$	$8,391 \pm 2,047^A$	$5,708 \pm 3,161^a$
KUMLAMA+MMA	$4,289 \pm 1,070^B$	$7,269 \pm 2,338^A$	$5,779 \pm 2,339^a$
KUMLAMA+PLAZMA	$2,496 \pm 0,740^{BC}$	$3,532 \pm 1,374^{BC}$	$3,014 \pm 1,198^b$
ORTALAMA	$2,944 \pm 1,197$	$6,615 \pm 2,574$	$4,780 \pm 2,718$

*: Farklı harfler grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunduğunu; aynı harfler ise anlamlı fark bulunmadığını göstermektedir.

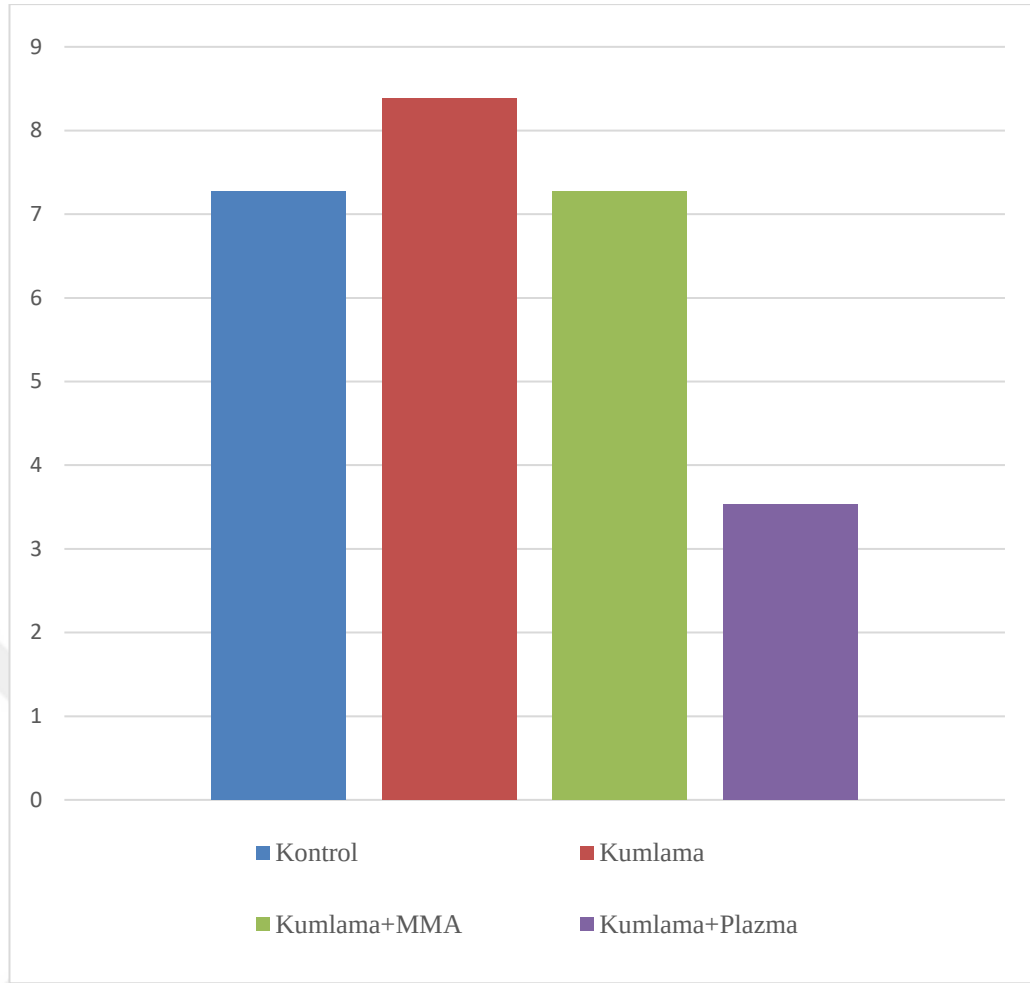
Yüzey işlemlerine göre ortalama makaslama bağlanma dayanım değerleri arasında anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0,001$). Ortalama makaslama bağlanma değeri en yüksek olan yüzey işlemi kumlama+MMA kombinasyonu ($5,779 \pm 2,339$) olmuştur (Tablo 4.2). En düşük değerler ise kumlama+plazma kombinasyonu ($3,014 \pm 1,198$) olarak bulunmuştur (Tablo 4.2). Kontrol gruplarının ortalama makaslama bağlanma değeri $4,618 \pm 2,924$, kumlama gruplarının ise $5,708 \pm 3,161$ 'dir (Tablo 4.2). Kumlama+plazma yüzey işleminin ortalama makaslama bağlanma değeri diğer işlemlerden istatistiksel olarak anlamlı derecede düşükken diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (Tablo 4.2.)

Bütün test grupları içerisinde en yüksek ortalama makaslama bağlanma değeri PS grubunda ($8,391 \pm 2,047$), en düşük değer ise CC grubunda ($1,969 \pm 0,566$) ölçülmüştür (Tablo 4.2). 3B yazıcı üretim yönteminin kullanıldığı test gruplarında en yüksek ortalama değer PS grubunda ($8,391 \pm 2,047$), en düşük ortalama değer ise

PSP grubunda ($3,532 \pm 1,374$) olmuştur (Tablo 4.2). Aynı yöntemin kullanıldığı gruplar içerisinde PSP grubunun ortalama makaslama bağlanma dayanımı diğer gruplardan anlamlı olarak düşük bulunurken diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur. Prefabrik üretim yönteminin kullanıldığı test gruplarında en yüksek ortalama makaslama bağlanma değeri CSM grubunda ($4,289 \pm 1,070$) ölçülürken, en düşük ortalama değer CC grubunda ($1,969 \pm 0,566$) gözlemlenmiştir (Tablo 4.2). Bu üretim yönteminin kullanıldığı gruplarda CSM grubunun ortalama makaslama bağlanma dayanım değerleri CC grubundan istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p < 0,001$). Kontrol grubunun ortalama makaslama bağlanma değeri diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşüktür ($p < 0,001$).



Şekil 4.1. Prefabrik dış içeren grupların ortalama makaslama bağlanma dayanım değerlerinin (MPa) karşılaştırılması



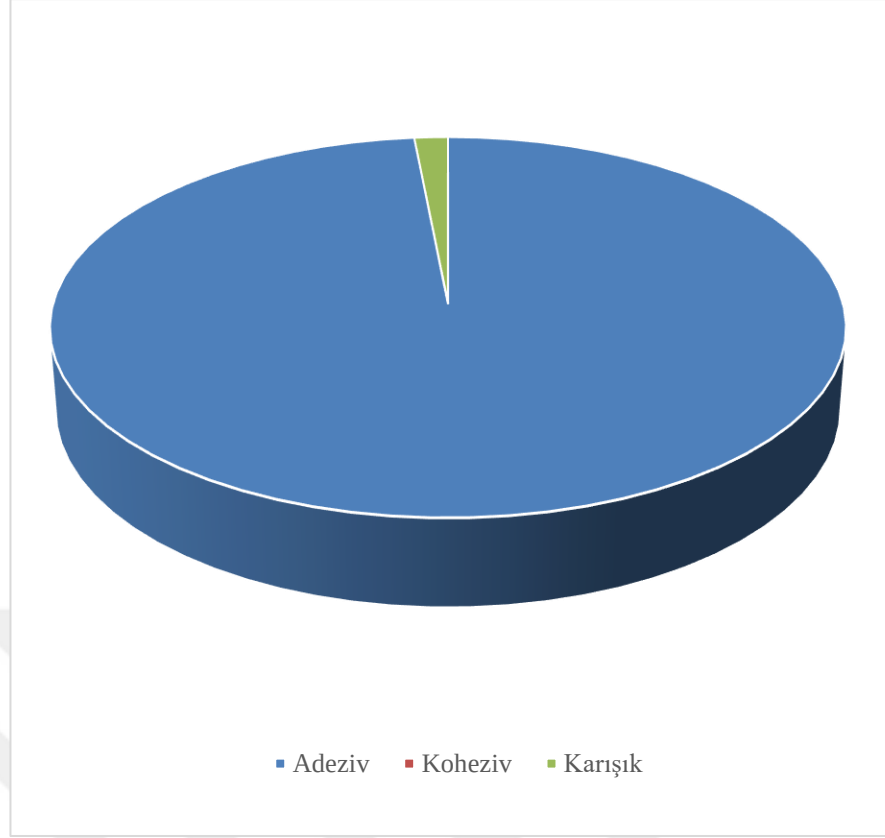
Şekil 4.2. 3B yazıcıyla üretilmiş diş içeren grupların ortalama makaslama bağlanma dayanım değerlerinin (MPa) karşılaştırılması

4.2. Kopma Tipi Analiz Bulguları

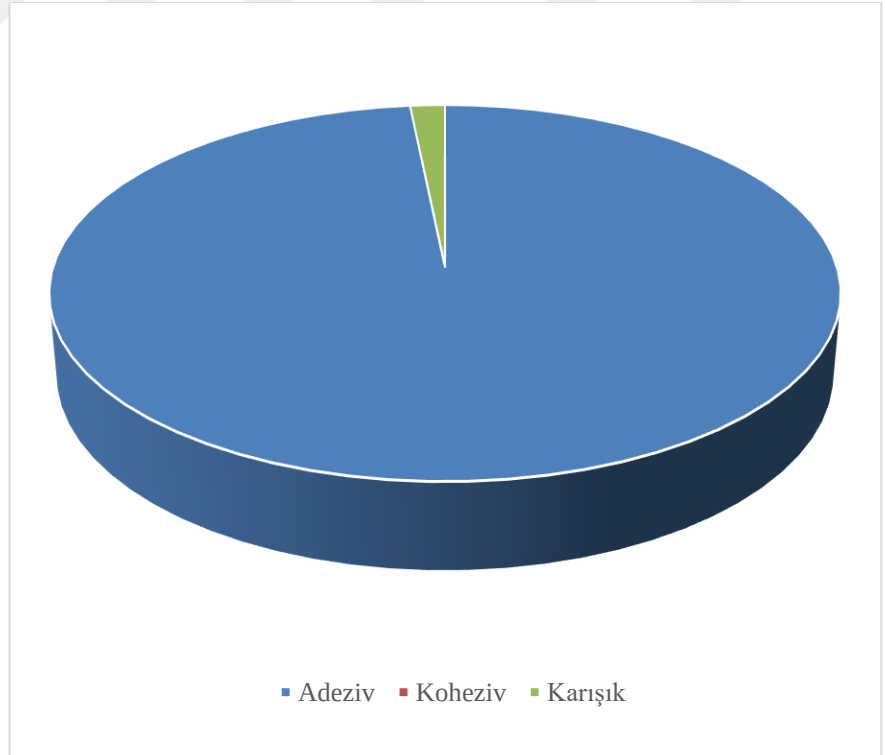
CC ve PSP gruplarındaki örneklerin tümünde adeziv kopma gözlemlenmiştir. CS, CSP, PC gruplarında 9 adeziv ve 1 karışık tip kopma belirlenmiştir. PSM grubunda 8 adeziv ve 2 karışık tip kopma gözlemlenirken; CSM ve PS gruplarında 7 adeziv ve 3 karışık tip kopma tespit edilmiştir. Hiçbir örnekte koheziv kopma gözlemlenmemiştir (Tablo 4.3). Prefabrik diş test gruplarındaki kopma tipleri % 90 adeziv, % 10 karışık olarak dağılım gösterirken; 3B yazıcıyla üretilmiş diş test gruplarında % 85 adeziv, % 15 karışık olarak dağılım göstermiştir (Şekil 4.3 ve Şekil 4.4).

Tablo 4.3. Kopma tipi analiz bulguları ve dağılımları

Grup	Adeziv	Koheziv	Karışık
CC	10	0	0
	100%	0%	0%
CS	9	0	1
	90%	0%	10%
CSM	7	0	3
	70%	0%	30%
CSP	9	0	1
	90%	0%	10%
PC	9	0	1
	90%	0%	10%
PS	7	0	3
	70%	0%	30%
PSM	8	0	2
	80%	0%	20%
PSP	10	0	0
	100%	0%	0%



Şekil 4.3. Prefabrik diş içeren gruplardaki kopma tipi yüzdelik dağılımları



Şekil 4.4. 3B yazıcıyla üretilmiş diş içeren gruplardaki kopma tipi yüzdelik dağılımları

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada, prefabrik ve 3B yazıcı ile üretilmiş yapay dişlere uygulanan farklı yüzey işlemlerinin 3B yazıcıyla üretilmiş protez kaidelerine bağlanma dayanımını nasıl etkilediği araştırılmıştır. Çalışmadan elde edilen bulgular, 3B yazıcıyla üretilmiş dişlerin bağlanma dayanımının, prefabrik dişlere kıyasla daha yüksek olduğunu ortaya koymuştur. Bu durum, "prefabrik ve 3B yazıcıyla üretilen dişlerin, 3B yazıcıyla üretilen kaidelere olan bağlanma dayanımları arasında fark olmayacağı" şeklindeki hipotezin reddedilmesiyle sonuçlanmıştır. Ayrıca, farklı yüzey işlemlerinin hem prefabrik hem de 3B yazıcıyla üretilmiş dişlerin eklemeli üretimle elde edilen protez kaideleri ile olan bağlanma dayanımını etkilediği tespit edilmiştir. Bu bulgu da "farklı yüzey işlemi uygulanmış yapay dişlerin 3B yazıcıyla üretilen kaidelere olan bağlanma dayanımları arasında fark olmayacağı" şeklindeki hipotezin reddedilmesine yol açmıştır. Özetle, çalışmada hem yapay diş üretim yönteminin hem de farklı yüzey işlemlerinin, dişlerin eklemeli yöntemle üretilen protez kaidelerine olan bağlanma dayanımı üzerinde önemli bir etkisi olduğu sonucuna varılmıştır.

3B baskı teknolojisinin kökeni ilk hızlı prototipleme teknolojisi olan SLA'nın üretildiği 1980'li yıllara uzansa da dental uygulamalara özel 3B baskı teknolojilerinin kullanımına 2000'li yıllarda başlanmıştır (85). Diş hekimliğinde 3B baskı teknolojisinin en önemli avantajlarından biri hastanın anatomisine göre vakaya özel restorasyonların üretilmesine olanak tanımasıdır. Ağız içi tarayıcılarla hastaya dair elde edilen verilerin tasarım programına aktarılmasıyla birlikte son derece kişiselleştirilmiş protez tasarımları yapılabilmektedir (148). 3B baskı ile üretimi cazip hale getiren bir başka avantaj ise üretim maliyetlerindeki azalmadır. Protezlerin klinik içinde üretilme olanağı, daha az seans gerektirmesi, materyal israfının azalması, maliyet ve zaman kullanımını düşürmektedir. Eklemeli üretimin, karmaşık iş akışlarını basitleştirerek üretkenliği ve verimliliği arttırdığı; 3B yazıcıların maliyetindeki düşüş ve tarama teknolojilerindeki gelişmeler sayesinde de geleneksel yöntemlere güçlü bir alternatif haline geldiği belirtilmektedir (85,149). 3B baskı teknolojisiyle protez üretim süreci oldukça kısalmaktadır, gerek görüldüğünde ayarlamalar ve yenilemeler daha hızlı yapılabilmektedir (150). Ayrıca eklemeli üretim ile karmaşık yapıda ürünler yüksek doğruluk ve uyumla üretilmektedir (151,152).

3B baskı teknolojisinin protez üretiminde yaygınlaşması bu avantajların yanında üzerinde çalışılması gereken bazı olası dezavantajlar da getirmektedir. Katmanlı üretimin doğası gereği elde edilen ürünlerdeki merdiven etkisi, üretilen protezlerin daha düşük fleksürel ve kompresif dayanım göstermesi, kullanılan materyallerin konvansiyonel üretimde kullanılanlara göre daha az biyouyumluluğa sahip olabileceği yönünde bulgular olması bu dezavantajlardan bazıları olarak sayılabilir (80,152–154). Ayrıca üretim sürecinin optimizasyonu için doğru materyal seçimi ve yazılım bilgisi gereklidir; bu durum da eğitilmiş eleman ihtiyacı doğurmaktadır (155). 3B baskı teknolojisiyle hareketli protez üretiminde karşılaşılabilecek diğer bir sorun da estetikdir. 3B yazıcıyla üretimde kullanılan yapay diş reçinelerindeki renk spektrumu prefabrik akrilik dişlerin renk seçeneklerine göre oldukça azdır (156). Ayrıca monokromatik oluşları, yüzey pürüzlülüğünün daha fazla olması, renk stabiliteilerinin düşük olması 3B yazıcıyla üretilen yapay dişlerin estetik performansının düşük olmasına neden olmaktadır (17,156,157). Kim ve ark. (17), üç boyutlu yazıcı ve konvansiyonel olarak üretilen tam protezlerin teslim sonrası klinik geri dönüşlerini karşılaştırdıkları retrospektif çalışmada, üç boyutlu yazıcıyla üretilen tam protezlerde konvansiyonel tam protezlere göre hastaların istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek oranda estetik sorun bildirdiklerini raporlamışlardır. Aynı şekilde Ohara ve ark. (158), eklemeli ve konvansiyonel yöntemlerle üretilen tam protezleri kullanan hastalarda hasta memnuniyetini karşılaştırdıkları randomize kontrollü çalışmalarında, konvansiyonel tam protezlerin estetik tatminini daha yüksek bulmuşlardır. Araştırmacılar eklemeli yöntemle üretilen yapay dişlerin tek renk tonuna sahip olmalarının ve renklenmeye daha yatkın olmalarının bu sonucun nedeni olabileceğini belirtmişlerdir. Bu estetik kaygılar, klinisyenlerin bir kısmını 3B yazıcıyla üretilen dişler yerine PMMA esaslı prefabrik dişleri kullanmaya yönlendirmektedir (15). Ancak literatürde, prefabrik PMMA esaslı yapay dişler ve eklemeli yöntemle üretilen dişlerin, eklemeli yöntemle üretilmiş kaidelere bağlanma dayanımını karşılaştıran çalışmalar sınırlıdır. Bu tez çalışmasında, PMMA esaslı prefabrik dişlerin ve 3B yazıcıyla üretilmiş dişlerin, 3B yazıcıyla üretilen kaidelerle olan bağlanma dayanımları incelenmiş ve eklemeli yöntemle üretilmiş dişlerin bağlanma dayanımı prefabrik dişlere göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0,001$). Ayrıca prefabrik diş içeren test gruplarında daha düşük bağlanma kuvveti olarak yorumlanan adeziv kopma oranı daha yüksek (% 90) çıkmıştır. Bu bulgular Aydın ve ark. (159), yaptıkları çalışmayla uyumludur. Araştırmacılar, konvansiyonel

ve eklemeli yöntemle üretilen diş ve kaidelerin farklı kombinasyonlarının bağlanma dayanımlarını karşılaştırdıkları çalışmada en düşük bağlanma dayanımını prefabrik dişler ve 3B yazıcıyla üretilmiş kaideler arasındaki bağlanma dayanımı olarak ölçmüşler ve kopma tiplerini incelediklerinde prefabrik diş-3B yazıcıda üretilmiş kaide örneklerinde diğer gruplardan daha yüksek oranda adeziv kopma gözlemlemişlerdir. Araştırmacılar prefabrik dişlerin eklemeli üretimle üretilen dişlere göre kaideyle olan bağlantı kuvvetinin daha düşük olmasının nedeninin PMMA esaslı prefabrik dişler, bağlanma ajanı ve protez kaidesi reçinesi arasındaki kimyasal yapı farklılıkları ve uyumsuzluğu olabileceğini belirtmişlerdir. Birbirine bağlanan materyaller ve bağlanma ajanının elastik modüllerinin ve termal genleşme katsayılarının birbirinden uzak olmasının bağlantı kuvvetini düşürdüğü düşünülmektedir. Meredith ve ark. (160), bir bağlanma protokolünde adezivin ve substratların elastik modüllerinin farklı olmasının, yapıya kuvvet yüklendiği zaman bağlantı arayüzünde fazla stres birikimine neden olduğunu ve bunun da bağlantı kopmasıyla sonuçlanabileceğini belirtmişlerdir. El-Sheikh ve ark. (161), iki yapının ve bağlanma ajanının termal genleşme katsayılarının farklı olduğu durumda, termal yaşlandırmanın bağlantı arayüzünde strese ve mikroçatlaklara neden olduğu, bunun sonucu olarak da bağlanma dayanımının düştüğünü bildirmişlerdir. Bu çalışmada 3B yazıcıyla üretilen diş ve kaideleri bağlamak için üreticinin önerisi doğrultusunda polimerize olmamış protez kaidesi reçinesi kullanılmış, deney grupları arasında standardizasyonun sağlanması için prefabrik dişleri 3B yazıcıyla üretilen kaidelere bağlamak için de aynı reçine kullanılmıştır. Farklı adezivlerin bağlanma dayanımlarına etkisinin araştırıldığı çalışmalar literatürde sınırlıdır. Çalışmamızda kullanılan bağlanma protokolüyle birlikte prefabrik dişlerin, eklemeli üretim yöntemiyle elde edilen kaideye olan bağlanma dayanımının, 3B yazıcıyla üretilen dişlere kıyasla daha düşük olduğu gözlemlenmiştir.

Eklemeli üretim ile protez üretiminin bir başka dezavantajı ise yapay diş-kaide bağlanma dayanımının düşüklüğü olarak görülmektedir. Hareketli protezler için kaide-diş bağlanma dayanımının düşük olması başa çıkılması gereken önemli bir sorundur çünkü yapay dişlerin kaideden ayrılması, hareketli protezlerde tamir gerektiren durumların % 22-30'unu oluşturmaktadır (13,105,162). Bu durum ek seans ve materyal kullanımı gerektirdiği için verimliliği düşürmekte, hasta konforunu ve memnuniyetini azaltmakta; ayrıca arka bölgeye kıyasla daha çok ön bölgede

meydana gelmesi de estetik sorunlara yol açmaktadır (158). Choi ve ark. (11), konvansiyonel, eklemeli ve eksiltmeli üretimle elde edilen kaide ile dişlerin bağlanma dayanımlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, 3B yazıcıyla üretilen diş ve kaidelerin bağlanma dayanımını, konvansiyonel üretimle ve eksiltmeli üretimle üretilen diş ve kaidelerin bağlanma dayanımından daha düşük bulmuşlardır. Araştırmacılar, konvansiyonel üretim sürecinde ortamdaki serbest monomer seviyesinin 3B yazıcılarla gerçekleştirilen üretime kıyasla 2,5-3 kat daha yüksek olduğunu tespit etmiş ve bu durumun bağlanma dayanımını arttırdığını vurgulamışlardır. Alharbi ve ark. (112), konvansiyonel ve eklemeli üretim yöntemleri ile hazırlanan protez kaideleri ve dişlerin, dinamik ve statik kuvvetlere maruz kaldıkları durumdaki kopma tiplerini karşılaştırmışlardır. Araştırmacılar 3B yazıcıyla üretilen örneklerde daha yüksek oranda karışık tip kopma, konvansiyonel olarak üretilen örneklerde ise daha yüksek oranda koheziv tip kopma gözlemlemişlerdir ve bu bulguyu konvansiyonel yöntemle üretilen örneklerin daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiği şeklinde yorumlamışlardır. Mohamed ve ark. (163), konvansiyonel, eksiltmeli ve eklemeli üretimle üretilen dişler ile kaidelerin bağlanma dayanımlarını karşılaştırdıkları çalışmada, 3B yazıcıyla üretilen diş ve kaidelerin bağlanma dayanımını konvansiyonel yöntemle göre daha yüksek bulmuşlardır. Söz konusu çalışmada kullanılan yüksek çapraz bağlantılı kompozit rezin dişlerin yapısının yüzeyden içeri monomer difüzyonunu kısıtlamasının, konvansiyonel yöntemde ölçülen düşük bağlanma dayanımının nedeni olabileceği belirtilmiştir. Mevcut 3B yazıcı teknolojisi, protez üretiminde yalnızca tek renkli üretime olanak tanımaktadır. Bu durum, kaide ve dişlerin ayrı ayrı üretilerek sonrasında harici bir yapıştırma ajanıyla birleştirilmesini zorunlu kılmaktadır (15). Her iki yapının da önceden polimerize edilmiş olması, güçlü bir bağ oluşumu için gerekli olan kimyasal etkileşimlerin gerçekleşmesini engellemekte ve bu durum bağlanmanın zayıf kalmasına yol açmaktadır (11,15,118,164). Bu noktada eklemeli üretimle üretilen kaidelere yapay dişlerin bağlantısını kuvvetlendirmek için başvurulabilecek yaklaşımlardan biri bağlantı yüzeylerine uygulanan kimyasal ve mekanik yüzey işlemleridir. Bu yüzey düzenlemelerinin en temel amaçları, bağlantı yüzey alanını ve enerjisini arttırmak, mikromekanik retansiyon sağlamak ve kopolimerizasyonu gerçekleştirmektir (106). Bu tez çalışmasında çeşitli mekanik ve kimyasal (kumlama, MMA, plazma) yüzey düzenlemelerinin prefabrik ve eklemeli yöntemle üretilen yapay dişlerin eklemeli yöntemle elde edilen kaidelere olan

bağlanma dayanımına etkisi incelenmiş ve yüzey işlemlerinin bağlanma dayanımına olumlu etkisi olduğu sonucuna varılmıştır.

Hareketli protezlerde kaide-diş bağlantı kuvvetini artırmak amacıyla araştırmacılar çeşitli yüzey işlemlerinin etkilerini incelemişlerdir. Bunların içinde en çok araştırılan uygulamalardan biri Al_2O_3 ile yüzey pürüzlendirmesidir. Helal ve ark. (165), akrilik ve kompozit dişlerin eksiltmeli ve konvansiyonel yöntemlerle üretilen kaidelerle olan bağlanma dayanımına farklı yüzey işlemlerinin etkisini inceledikleri çalışmada kumlama uygulamasının akrilik dişler ile ısıyla polimerize kaideler arasındaki bağlantı kuvvetini arttırdığını; ancak kazımayla üretilen kaidelere bağlanma dayanımına olumlu etkisi olmadığını belirtmişlerdir. Bragaglia ve ark. (166), prefabrik akrilik dişler ile ısıyla polimerize PMMA'nın bağlanma dayanımına farklı yüzey işlemlerinin etkisini inceledikleri çalışmada Al_2O_3 ile yüzey pürüzlendirilmesinin bağlanma dayanımını arttırdığını bildirmişlerdir. Bahrani ve ark. (167), prefabrik dişlerin ısıyla polimerize ve otopolimerize PMMA'yla olan bağlanma dayanımlarına farklı yüzey işlemlerinin etkilerini inceledikleri çalışmada kumlamanın dişlerin her iki kaide materyaline de bağlanmasını anlamlı şekilde arttırdığını raporlamışlardır. Konvansiyonel materyallerde bağlanma dayanımını artırdığı birçok araştırmada gösterilmiş olmasına rağmen, 3B yazıcı ile üretilen materyallerde kumlama işleminin bağlanma dayanımına etkisi sınırlı sayıda çalışmada ele alınmıştır (118,168).

Çalışmamızdan elde edilen bulgulara, 3B yazıcıyla üretilmiş diş gruplarında, diş yüzeylerinin Al_2O_3 partikülleri ile pürüzlendirilmesi kontrol grubuna göre bağlanma dayanımını en çok arttıran yüzey işlemi olurken prefabrik diş gruplarında da bağlanma dayanımını anlamlı derecede arttırdığı gözlemlenmiştir ($p<0,001$). Çalışmamızın sonuçları ile paralel olarak, Boonpitak ve ark. (118), 3B yazıcıyla üretim sürecinde farklı yüzey işlemlerinin diş-kaide bağlanma dayanımına etkisini araştırdıkları çalışmalarında Al_2O_3 partikülleri ile kumlamanın diş yüzeylerinin pürüzlülüğünü arttırdığını, yüzeydeki cilalı yüzeyi kaldırıp yüzey enerjisi daha yüksek olan katmanı açığa çıkarıp adeziv ajanla daha iyi ıslandığını ve böylece bağlanma dayanımının arttığını bildirmişlerdir. Aynı şekilde Pereira ve ark. (169), eklemeli üretim sürecinde farklı yüzey işlemlerinin kaide ve dişlerin bağlanma

dayanımına etkisini araştırdıkları çalışmalarında Al_2O_3 uygulamasının materyallerin yüzey pürüzlülüğünü anlamlı derecede arttırdığını ve böylece bağlanma kuvvetinin yükseldiğini belirtmişlerdir. Li ve ark. (170), 3B yazıcıyla üretilen protez kaidelerinin tamir bağlanma dayanımına farklı yüzey işlemlerinin etkisini inceledikleri çalışmada kaide yüzeyine Al_2O_3 uygulamasının yüzey pürüzlülüğünü arttırdığını, yaptıkları SEM incelemesinde kaide yüzeyi üzerinde çok sayıda mikroçatlak ve kavite oluştuğunu ve bunun da mikromekanik retansiyonu sağlayıp bağlanma kuvvetini arttırdığını belirtmişlerdir. Çalışmamızda da bu bulgularla uyumlu olarak hem prefabrik dişlere hem de 3B yazıcıyla üretilen dişlere yapılan kumlama uygulamasının 3B yazıcıyla üretilen kaidelere olan bağlanma dayanımını arttırdığı gözlemlenmiştir.

Mekanik yüzey işlemlerinin yanı sıra, bağlantı kuvvetini arttırmak amacıyla kimyasal uygulamalar da yıllar içinde değerlendirilmiştir. Kimyasal modifikasyonlar genellikle çeşitli likitlerin kullanımıyla gerçekleştirilir. Bu uygulamaların temel prensibi, polimerize olabilen monomerlerin akrilik dişin yüzeyinde plastikleştirici rol oynaması ve akrilik rezin yapısına yayılmasıdır. Bu monomerlerin yüzeyde oluşturdukları tabaka, diğer monomerlerin difüzyonunu kolaylaştırmaktadır ve bunların polimerizasyonu esnasında, iki polimeri birbirine bağlayan bir polimer zinciri ağı oluşmaktadır (106). Çalışmalarda en çok incelenen kimyasal materyallerden biri MMA monomeri olmuştur. Bahrani ve ark. (167), akrilik dişlerin ısıyla polimerize PMMA ve otopolimerize PMMA ile olan bağlanma dayanımlarına MMA uygulamasının etkisini incelemiş ve bu işlemin bağlanmayı kuvvetlendirdiğini bildirmişlerdir. Sharma ve ark. (171), çapraz bağlantılı akrilik dişler ile kaide materyallerinin bağlanma dayanımına farklı yüzey işlemlerinin etkilerini inceledikleri çalışmada yüzeye MMA uygulanan örneklerin bağlanma dayanımlarını işlem uygulanmayan kontrol gruplarına göre yüksek bulmuşlardır. Madhav ve ark. (172), premolar ve molar akrilik dişlere uygulanan yüzey ajanlarının bağlanma kuvvetine etkisini araştırdıkları çalışmada, monomer uygulamasının bağlanmayı arttırdığını belirtmişlerdir. Farklı iki mekanizmayla yapay diş ve kaide arasındaki bağlanmayı iyileştirdikleri birçok çalışmada gösterilen MMA uygulaması ve Al_2O_3 ile yüzey pürüzlendirmesinin kombine kullanımının bağlanma dayanımına etkisi sınırlı çalışmada ele alınmıştır. Bu tez çalışmasında prefabrik ve eklemeli üretimle

Üretilen dişlere yapılan kumlama sonrası likit monomer uygulamasının eklemeli yöntemle elde edilen kaidelere olan bağlanma dayanımlarına etkisi araştırılmıştır.

Çalışmamızdan elde edilen bulguların analizi sonucunda kumlama sonrası likit monomer uygulamasının hem prefabrik dişlerin hem de 3B yazıcıyla üretilen dişlerin 3B yazıcıyla üretilen kaidelere olan bağlanma dayanımını yükselttiği görülmüştür. Prefabrik diş gruplarında kumlama sonrası monomer uygulaması bağlanma dayanımını en çok arttıran işlem olurken diğer gruplarla arasındaki fark anlamlıdır ($p<0,001$). Bu sonuç Viegas ve ark. (173) yaptıkları çalışmanın bulgularıyla uyumludur. Araştırmacılar akrilik dişlere uygulanan kimyasal ve mekanik yüzey düzenlemelerinin yapay dişlerle ısıyla polimerize PMMA'nın bağlanma dayanımına etkisini inceledikleri çalışmada, kumlama ile pürüzlendirme sonrası likit monomerle yüzeyin ıslatılmasının sinerjistik etki yaparak sadece kumlama veya sadece monomer uygulamasına göre bağlanma dayanımını daha fazla arttırdığını belirtmektedirler. Saavedra ve ark. (174) da benzer şekilde kumlamaı likit monomer uygulamasıyla birleştirmenin, prefabrik PMMA esaslı dişlerin ısıyla polimerize PMMA kaidelere bağlanma dayanımını arttırdığını bildirmişlerdir. Çalışmamızın bulguları, prefabrik PMMA esaslı akrilik diş yüzeyine kumlama işlemi sonrasında likit monomer uygulamasının, eklemeli üretim yöntemiyle elde edilen protez kaidesine bağlanma dayanımını sinerjistik bir etkiyle arttırdığını göstermiştir.

Çalışmamızda elde edilen sonuçlara göre 3B yazıcıyla üretilmiş dişlere kumlama sonrası likit monomer uygulamasının 3B yazıcıyla elde edilen kaidelere olan bağlanma dayanımını arttırdığı görülmüştür. Çalışmamızla uyumlu olarak Larisse ve ark. (168), farklı bağlanma protokollerinin konvansiyonel ve 3B yazıcıyla üretimde kaide ve dişlerin bağlanma dayanımlarına etkisini inceledikleri çalışmalarında kumlama ve MMA'nın bağlanma dayanımını arttırdığını bildirmişlerdir. Boonpitak ve ark. (118), yaptıkları çalışmada 3B yazıcıyla üretilen dişlerin yüzeylerine kumlama sonrası MMA uygulamasının bağlanma dayanımını yüzey işlemi uygulanmayan kontrol grubuna göre arttırdığını gözlemlemişlerdir. Araştırmacılar, kumlama sonrası MMA uygulamasının sadece kumlama veya sadece MMA uygulamasına göre bağlanma dayanımını 1,12 kat arttırdığını bildirmişlerdir. Li ve ark. (170), farklı yüzey işlemlerinin 3B yazıcıyla üretilen kaidelerin tamir bağlanma dayanımına

etkilerini araştırdıkları çalışmada likit metil metakrilat uygulamasının kaide materyali üzerinde beklenen morfolojik değişiklikleri gerçekleştiremediğini ve 3B yazıcıda kullanılan materyallerin yüzeylerinin plastikleştirilmesi için daha kuvvetli organik çözücülerin kullanılması gerektiğini belirtmişlerdir. Bu çalışmayla uyumlu olarak, çalışmamızın bulgularına göre kumlama sonrası likit monomer uygulaması kontrol grubuna göre bağlanma dayanımını arttırsa da sadece kumlama uygulanan gruplara göre ortalama bağlanma dayanım değeri daha düşük kalmıştır.

Polimerler arasındaki bağlantı kuvvetini artırmak amacıyla değerlendirilen yüzey uygulamalarından biri de plazma işlemleridir. Plazma, kısmen iyonlaşmış bir gaz veya gaz karışımı olarak tanımlanabilir (175). Plazmanın, uygulandığı materyalin fiziksel özelliklerinde değişim yaratmadan yüzeyde reaktif molekül grupları yarattığı ve yüzeyin değme açısını düşürerek hidrofilitasını arttırdığı, bu durumun da materyallerin bağlanabilme özelliklerini geliştirdiği düşünülmektedir (130,176). Nishigawa ve ark. (177), otopolimerize tamir rezininin protez kaidesiyle olan bağlanma dayanımına plazma uygulamasının etkisini inceledikleri çalışmada plazma uygulamasının bağlanma dayanımını arttırdığını bildirmişlerdir. Plazmanın zirkonya, poliariletereterketon (PEEK) veya dentin yüzeyinin bağlanma özelliklerine etkisini inceleyen çok sayıda çalışma olmasına karşın yapay diş ve kaidelerin bağlanma dayanımlarına etkisini inceleyen çalışmalar çok az sayıdadır. Uygulanan materyalde fiziksel veya termal değişiklik yaratmaması ve uygulanması için çevresel kirlilik yaratacak kimyasal ürün gerektirmemesi nedeniyle non termal plazma uygulaması materyallerin bağlanma özelliklerini geliştirme konusunda potansiyel vadetmektedir. Bu tez çalışmasında prefabrik ve eklemeli üretimle üretilen yapay dişlerin eklemeli üretimle üretilen kaidelere olan bağlanma dayanımına kumlama sonrası non termal argon plazma uygulamasının etkisi incelenmiştir.

Çalışmamızdan elde edilen bulguların analizi sonucunda 3B yazıcıyla üretilen dişlerin yüzeyine uygulanan kumlama sonrası plazma işleminin 3B yazıcıyla üretilen kaidelere olan bağlanma dayanımını düşürdüğü görülmüştür. Ayrıca, prefabrik diş yüzeyine uygulanan kumlama sonrası argon plazma işleminin, kontrol grubuna kıyasla bağlanma dayanımını artırırsa da yalnızca kumlama işlemine göre ortalama bağlanma dayanımında düşüşe neden olduğu gözlemlenmiştir. Klaiber ve ark. (131),

prefabrik yapay dişlerin ve eksiltmeli üretimde kullanılan PMMA kaide materyalinin geleneksel PMMA'ya bağlanma dayanımına farklı yüzey işlemlerinin etkisini inceledikleri çalışmada oksijen ve nitrojen plazmanın yapay dişin yüzey pürüzlülüğünü azalttığını; oksijen plazmanın yapay dişlerin geleneksel PMMA'ya bağlanma dayanımını artırırken nitrojen plazmanın bağlanma dayanımını düşürdüğünü bildirmişlerdir. Aljudy ve ark. (130), akrilik yapay diş ve ısıyla polimerize PMMA'nın bağlanma dayanımına plazma işleminin etkisini inceledikleri çalışmada hem oksijen plazmanın hem argon plazmanın bağlanma dayanımını arttırdığını bildirmişlerdir. Şahin ve ark. (178), konvansiyonel ve dijital olarak elde edilen protez kaidelerinin tamir bağlanma dayanımına farklı yüzey işlemlerinin etkilerini inceledikleri çalışmalarında non termal plazma uygulamasının eklemeli yöntemle üretilen kaidelerin tamir bağlanma dayanımına olumlu etkisi olmadığını bildirmişlerdir. Plazma uygulamasının, polimerin bağlanma özelliklerini iyileştirmesi; organik kalıntıların temizlenmesi, yüzeyde moleküler değişikliklerin gerçekleşmesi, hidroksil ve karboksil gibi aktif grupların oluşumu ve O/C oranının artışıyla yüzey enerjisinin yükselmesi yoluyla sağlanmaktadır (175). Ancak yüzeyde oluşabilecek C=O grupları veya apolar amin/amid grupları yüzey enerjisini düşürebilir (176). Ayrıca plazma içinde bulunan CH₄, C₂H₆ gibi organik monomerlerin plazma içinde polimerizasyonu sonucunda polimer yüzeyinde ince bir film tabakası oluşabilmektedir (175). Bu durum da kumlamanın yarattığı yüzey düzensizliklerini azaltabilir. Sonuç olarak çalışmamızda uygulanan parametrelerle birlikte kumlama sonrası non termal argon plazma uygulamasının prefabrik ve 3B yazıcıyla üretilen yapay dişlerin 3B yazıcıyla üretilen protez kaidelere olan bağlanma dayanımını olumsuz etkilediği gözlemlenmiştir.

Geleneksel hareketli protezlerde kaide-diş bağlantısı, kaidenin polimerizasyonu sırasında, kaide yüzeyindeki serbest monomerlerin diş yüzeyinden difüze olup polimerize olması yoluyla iç içe geçmiş bir polimer ağı oluşturmaya sonucunda gerçekleşmektedir (14). Vallittu ve ark.'nın (105) belirttiğine göre, yapay dişler ile protez kaide rezinleri arasındaki kimyasal bağ, monomerlerin protez kaidesinin polimer yapısından yapay dişin polimer matrisine nüfuz etmesine dayanır. Bu difüzyonun hızı ve miktarını etkileyen faktörler, protez kaidesi ile yapay diş arasındaki bağlantının dayanıklılığını belirleyici bir rol oynamaktadır. Diş yüzeyinin kontaminasyonu, ortam sıcaklığı ve dişin polimerik matriks yapısı, bu faktörler

arasında önemli unsurlar olarak değerlendirilebilir (103,105). PMMA esaslı dişlerdeki çapraz bağların artışının, difüzyonun ve bağlantının olumsuz yönde etkilenmesine yol açtığını belirten çalışmalar mevcuttur. Takahashi ve ark. (111) ile Suzuki ve ark. (61), dişlerin çapraz bağlantı oranı arttıkça akrilik dişler ile protez kaide rezinleri arasındaki bağlanma gücünün düştüğünü belirtmişlerdir. Choi ve ark. (11), yaptıkları çalışmada doldurucusuz PMMA esaslı prefabrik dişlerin kaideyle olan bağlanma dayanımını, çift çapraz bağlantılı ve nano dolduruculu PMMA dişlere göre daha yüksek bulmuşlardır. Bu tez çalışmasında çapraz bağlantılı PMMA esaslı prefabrik dişler kullanılmıştır.

Günlük yaşantıdaki ağız içi ısı değişiklikleri ve sıvı maruziyeti protetik materyallerin bağlanma dayanımlarını etkilemektedir. Artan su emilimi polimer taneciklerinin arasındaki mesafeyi açıp bağlantıyı olumsuz etkilerken, termal stres ise genleşme ve büzölmeye neden olup bağlantı arayüzünde mikroçatlaklara sebep olmaktadır (128,173,179). Farklı üretim teknikleri ve yüzey işlemlerinin bağlanma dayanımına etkisine dair klinik olarak karşılaştırılabilir veriler elde etmek için test edilen materyallerin bu ağız içi koşullara maruz bırakılması önemlidir. Termal döngü uygulaması, ağız içi koşulları laboratuvar şartlarında taklit etmek için kullanılan yaşlandırma yöntemlerinden birisidir. Materyallerin 5-55 °C sıcaklığa sahip su banyolarına sırayla daldırılmasıyla bir devir tamamlanmış olur. Larisse ve ark. (168), farklı bağlanma protokollerinin eklemeli ve konvansiyonel üretimle üretilen kaide ve dişlerin bağlanma dayanımına etkisini inceledikleri çalışmada örnekleri 10000 devire tabi tutmuşlar ve bütün grupların bağlanma dayanımlarının termal döngü sonucu düştüğünü belirtmişlerdir. Pereira ve ark. (169), eklemeli üretimle üretilen diş ve kaidelerin bağlanma dayanımlarına farklı yüzey işlemlerinin etkilerini inceledikleri çalışmada devir sayısını 2000 olarak uygulamışlar, termal yaşlandırmanın eklemeli üretimdeki bağlanma dayanımını etkilemezken; konvansiyonel yöntemde bağlanma kuvvetini düşürdüğünü belirtmişlerdir. Marra ve ark. (132), farklı geleneksel akrilik diş ve kaidelerin bağlanma dayanımına termal döngünün etkisini araştırdıkları çalışmalarında materyalleri 5000 devir termal döngüye maruz bırakmışlar ve bu devir sayısındaki termal yaşlandırmanın bağlanma kuvvetini düşürdüğünü bildirmişlerdir. Literatürde termal döngü süresi ve devir sayısı ile ilgili bir standardizasyon bulunmamaktadır, bu durum çalışmaların karşılaştırmasını

güçleştirmektedir (132). Bu tez çalışmasında, *in vivo* koşulları yansıtabilmek amacıyla tüm örneklerle 5000 devir termal döngü uygulanmıştır.

Yapay diş ve protez kaidesi arasındaki bağlanma kuvvetini ölçmek için birden fazla test yöntemi vardır. Bu test yöntemlerinden en sık kullanılanları makaslama, mikromakaslama, gerilim ve mikrogerilim testleri olarak sayılabilir (106). Makaslama bağlanma dayanım testinin, fonksiyon sırasında protezlerin maruz kaldığı yükleri daha iyi simüle ettiği belirtilmektedir (180–182). Ayrıca makaslama testi, bağlanma prosedürü tamamlandıktan sonra örnekleri teste uygun hale getirmek için ekstra işlemler gerektirmemektedir. Bu durum, makaslama testinin diğer testlerle karşılaştırıldığında daha az teknik hassasiyet gerektiren, kolayca uygulanabilen standart bir yöntem olarak öne çıkmasını sağlamaktadır (183). Bu avantajlarından dolayı yapay diş ve kaide arasındaki bağlanma dayanımını inceleyen çalışmaların çoğunda makaslama bağlanma dayanım testi kullanılmıştır, bu nedenle bu tez çalışmasında literatürle daha kolay karşılaştırma yapabilmek için makaslama bağlanma dayanım testi kullanılmıştır.

Bu çalışmanın bazı limitasyonları bulunmaktadır. Termal döngü uygulaması ile pH değişimi ve tükürük maruziyeti gibi ağız içi koşulların tamamının taklit edilememesi bu sınırlamalardan birisidir. Bütün ağız içi koşulları yansıtabilmek için *in vivo* çalışmalara ihtiyaç vardır. Çalışmanın bir diğer sınırlaması ise sadece PMMA esaslı çapraz bağlantılı prefabrik dişler kullanılmasıdır. Prefabrik diş tipi, kaideyle olan bağlantı kuvvetini etkileyebilir. Farklı prefabrik diş tiplerinin 3B yazıcıyla üretilen protez kaidelerine bağlantısını inceleyen çalışmalara ihtiyaç vardır. Bu tez çalışmasında LCD tipi 3B yazıcı kullanılmış olup, baskı parametreleri ve kütleme sonrası protokolleri üreticinin talimatları doğrultusunda uygulanmıştır. Yazıcı tipi, baskı açısı, katman kalınlığı ve son polimerizasyon süreci üretilen materyalin fiziksel, mekanik ve yüzey özelliklerini etkileyebilmektedir. Bu faktörlerin bağlanma dayanımı üzerine etkisi gelecekteki çalışmaların konusu olarak ele alınabilir. Eklemeli üretimle üretilen hareketli protezlerde kaide ve dişleri bağlamak için belirli bir protokol bulunmaması literatürdeki çalışmaların karşılaştırılmasını zorlaştırmaktadır. Standart bir bağlantı protokolünün belirlenebilmesi için farklı bağlanma ajanlarıyla yapılacak çalışmalara ihtiyaç vardır.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

1. Prefabrik diş içeren grupların (CC, CS, CSM, CSP) makaslama bağlanma değerleri 3B yazıcıyla üretilen diş içeren gruplardan (PC, PS, PSM, PSP) istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur.
2. Prefabrik diş içeren gruplarda (CC, CS, CSM, CSP) 90% oranında adeziv, 10% oranında karışık tip başarısızlık gözlemlenmiştir.
3. 3B yazıcıyla üretilen diş içeren gruplarda (PC, PS, PSM, PSP) 85% oranında adeziv, 15% oranında karışık tip başarısızlık gözlemlenmiştir.
4. Prefabrik diş içeren gruplarda bütün yüzey işlemleri makaslama bağlanma değerini arttırırken, bağlanma değeri en yüksek olan grup kumlama sonrası likit metil metakrilat uygulaması yapılan grup (CSM) olmuştur. Diğer gruplarla arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır.
5. Eklemeli yöntemle üretilmiş diş içeren grupları içerisinde makaslama bağlanma değeri en yüksek olan grup kumlama uygulaması yapılan grup (PS) olmuştur.
6. 3B yazıcıyla üretilen diş grupları içeren gruplarda kumlama sonrası likit metil metakrilat uygulaması yapılan grubun (PSM) makaslama bağlanma değeri kontrol grubuna kıyasla yüksek ölçülürken, kumlama sonrası argon plazma uygulaması yapılan grubun (PSP) makaslama bağlanma değeri kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşük bulunmuştur.

Yapay dişlerin üretim yöntemi ve yüzeylerine uygulanan farklı yüzey işlemleri, 3B yazıcıyla üretilen protez kaideleriyle olan bağlanma dayanımlarını etkilemektedir. 3B yazıcıyla üretilen kaideyle birlikte 3B yazıcıyla üretilen dişlerin kullanılması önerilebilir. Prefabrik dişlerin bağlanma dayanımını arttırmak için kumlama sonrası likit metil metakrilat; 3B yazıcıyla üretilen dişlerin bağlanma dayanımını arttırmak için kumlama uygulaması etkili görünmektedir. Çalışmamızın sonuçları farklı materyal ve baskı parametrelerinin kullanıldığı daha kapsamlı ve *in vivo* çalışmalarla desteklenmelidir.

KAYNAKLAR

1. Boucher CO. Complete denture prosthodontics—The state of the art. *J Prosthet Dent.* 2004;92(4):309–15.
2. Academy of Prosthodontics. The glossary of prosthodontic terms. Mosby; 1999.
3. Rueggeberg FA. From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. *J Prosthet Dent.* 2002;87(4):364–79.
4. Pero AC, Barbosa DB, Marra J, Ruvolo-Filho AC, Compagnoni MA. Influence of microwave polymerization method and thickness on porosity of acrylic resin. *J Prosthodont.* 2008;17(2):125–9.
5. Straioto FG, Ricomini Filho AP, Fernandes Neto AJ, Del Bel Cury AA. Polytetrafluorethylene added to acrylic resins: mechanical properties. *Braz Dent J.* 2010;21:55–9.
6. Alhareb AO, Akil HM, Ahmad ZA. PMMA denture base composites reinforced by nitrile rubber and ceramic fillers. *Polym Polym Compos.* 2016;24(1):71–80.
7. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J.* 2009;28.
8. Maeda Y, Mitoura M, Tsutsumi S, Okada M, Nokubi T. A CAD/CAM System for Removable Denture. Part I: Fabrication of Complete Dentures.
9. Fang JH, An X, Jeong SM, Choi BH. Development of complete dentures based on digital intraoral impressions—Case report. *J Prosthodont Res.* 2018;62(1):116–20.
10. Cleto MP, Silva MDD, Nunes TSBS, Viotto HEC, Coelho SRG, Pero AC. Evaluation of shear bond strength between denture teeth and 3D-printed denture base resin. *J Prosthodont.* 2022.
11. Choi JJE, Uy CE, Plaksina P, Ramani RS, Ganjigatti R, Waddell JN. Bond strength of denture teeth to heat-cured, CAD/CAM, and 3D printed denture acrylics. *J Prosthodont.* 2020;29(5):415–21.
12. Schneider RL, Curtis ER, Clancy JMS. Tensile bond strength of acrylic resin denture teeth to a microwave-or heat-processed denture base. *J Prosthet Dent.* 2002;88(2):145–50
13. Darbar UR, Huggett R, Harrison A. Denture fracture--a survey. *Br Dent J.* 1994;176(9):342–5.

14. Patil SB, Naveen BH, Patil NP. Bonding acrylic teeth to acrylic resin denture bases: a review. *Gerodontology*. 2006;23:131–9.
15. Goodacre BJ, Goodacre CJ. Additive manufacturing for complete denture fabrication: A narrative review. *J Prosthodont*. 2022;31(S1):47–51.
16. Kane B, Shah KC. In vitro analysis of shear stress: CAD milled vs printed denture base resins with bonded denture tooth. *J Prosthodont*. 2022.
17. Kim TH, Huh JB, Lee J, Bae E, Park CJ. Retrospective comparison of postinsertion maintenances between conventional and 3D printed complete dentures fabricated in a predoctoral clinic. *J Prosthodont*. 2021;30(S2):158–62.
18. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' science of dental materials. Elsevier Health Sciences; 2012.
19. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. Quintessence Chicago; 2002.
20. Craig RG. Restorative dental materials. Mosby; 1980.
21. Braden M, Clarke RL, Nicholson J, Parker S. Polymeric dental materials. Springer Science & Business Media; 2012.
22. Khindria SK, Mittal S, Sukhija U. Evolution of denture base materials. *J Indian Prosthodont Soc*. 2009;9:64–9.
23. Rasidi MQZBM. Review on history of complete denture. *Res J Pharm Technol*. 2016;9(8):1069–72.
24. Greener EH, Harcourt JK, Lautenschlager EP. Materials science in dentistry. 1972.
25. Price CA. A history of dental polymers. *Aust Prosthodont J*. 1994;8:47–54.
26. McCabe JF, Walls AWG. Applied dental materials. John Wiley & Sons; 2013.
27. Stafford GD, Bates JF, Huggett R, Handley RW. A review of the properties of some denture base polymers. *J Dent*. 1980;8(4):292–306.
28. Dhir G, Berzins DW, Dhuru VB, Periathamby AR, Dentino A. Physical properties of denture base resins potentially resistant to *Candida* adhesion. *J Prosthodont*. 2007;16(6):465–72.
29. Ali U, Karim KJBA, Buang NA. A review of the properties and applications of poly (methyl methacrylate)(PMMA). *Polymer Rev*. 2015;55(4):678–705.
30. Alla R, Raghavendra KN, Vyas R, Konakanchi A. Conventional and contemporary polymers for the fabrication of denture prosthesis: part I–overview, composition and properties. *Int J Appl Dent Sci*. 2015;1(4):82–9.
31. Çalikkocaoğlu S. Tam protezler./Cilt I. 4 Baskı. Ankara; 2004.

32. Zafar MS. Prosthodontic applications of polymethyl methacrylate (PMMA): An update. *Polym (Basel)*. 2020;12(10):2299.
33. ISO. 20795-1: 2013 Dentistry—Base Polymers—Part 1: Denture Base Polymers. Geneva, Switzerland; 2013.
34. Combe EC. Notes on dental materials. 1986.
35. Aguirre BC, Chen JH, Kontogiorgos ED, Murchison DF, Nagy WW. Flexural strength of denture base acrylic resins processed by conventional and CAD-CAM methods. *J Prosthet Dent*. 2020;123(4):641–6.
36. Grant A. Problems with polymers in dentistry. *Br Polym J*. 1978;10(4):241–4.
37. Ulusoy M, AK A. Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. Cilt II. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi; 2003. p. 687–9.
38. Park BW, Kim NJ, Lee J, Lee HH. Technique for fabricating individualized dentures with a gingiva-shade composite resin. *J Prosthet Dent*. 2016;115(5):547–50.
39. Baba NZ. Materials and processes for CAD/CAM complete denture fabrication. *Curr Oral Health Rep*. 2016;3:203–8.
40. Al-Dwairi ZN, Tahboub KY, Baba NZ, Goodacre CJ. A comparison of the flexural and impact strengths and flexural modulus of CAD/CAM and conventional heat-cured polymethyl methacrylate (PMMA). *J Prosthodont*. 2020;29(4):341–9.
41. Raszewski Z. Acrylic resins in the CAD/CAM technology: A systematic literature review. *Dent Med Probl*. 2020;57(4):449–54.
42. Alhallak K, Hagi-Pavli E, Nankali A. A review on clinical use of CAD/CAM and 3D printed dentures. *Br Dent J*. 2023;1–5.
43. Infante L, Yilmaz B, McGlumphy E, Finger I. Fabricating complete dentures with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dent*. 2014;111(5):351–5.
44. Alp G, Murat S, Yilmaz B. Comparison of flexural strength of different CAD/CAM PMMA-based polymers. *J Prosthodont*. 2019;28(2)–5.
45. Baba NZ, Goodacre BJ, Goodacre CJ, Müller F, Wagner S. CAD/CAM complete denture systems and physical properties: A review of the literature. *J Prosthodont*. 2021;30(S2):113–24.
46. De Mendonça AF, Furtado de Mendonça M, White GS, Sara G, Littlefair D. Total CAD/CAM supported method for manufacturing removable complete dentures. *Case Rep Dent*. 2016;2016:1259581.

47. Lee Y, Kwon KR, Pae A, Noh K, Paek J, Hong SJ. Rehabilitation of fully edentulous patient using Ceramill full denture system (FDS). *J Korean Acad Prosthodont*. 2019;57(3):232–7.
48. Alsandi Q, Ikeda M, Arisaka Y, Nikaido T, Tsuchida Y, Sadr A, et al. Evaluation of mechanical and physical properties of light and heat polymerized UDMA for DLP 3D printer. *Sensors*. 2021;21(10):3331.
49. Revilla-León M, Sadeghpour M, Özcan M. An update on applications of 3D printing technologies used for processing polymers used in implant dentistry. *Odontology*. 2020;108(3):331–8.
50. Mudliar VL, Tieh MT, Aarts JM, Paras A, Choi JJE. Wear of modern denture teeth—A systematic review. *Oral*. 2022;2(1):95–111.
51. Ye Y, Sun J. Simplified complete denture: a systematic review of the literature. *J Prosthodont*. 2017;26(4):267–74.
52. Ghazal M, Yang B, Ludwig K, Kern M. Two-body wear of resin and ceramic denture teeth in comparison to human enamel. *Dent Mater*. 2008;24(4):502–7.
53. Powers JM, Sakaguchi RL. Gypsum products and investment. In: Craig's restorative dental materials. 12th ed. St Louis: Mosby Elsevier; 2006. p. 313–36.
54. Arafa KA. Effects of different complete denture base materials and tooth types on short-term phonetics. *J Taibah Univ Med Sci*. 2016;11(2):110–4.
55. Preis V, Hahnel S, Behr M, Rosentritt M. Contact wear of artificial denture teeth. *J Prosthodont Res*. 2018;62(2):252–7.
56. Heintze SD, Zellweger G, Grunert I, Muñoz-Viveros CA, Hagenbuch K. Laboratory methods for evaluating the wear of denture teeth and their correlation with clinical results. *Dent Mater*. 2012;28(3):261–72.
57. Nam NE, Shin SH, Lim JH, Shim JS, Kim JE. Effects of artificial tooth brushing and hydrothermal aging on the mechanical properties and color stability of dental 3D printed and CAD/CAM materials. *Materials*. 2021;14(20):6207.
58. Hao Z, Yin H, Wang L, Meng Y. Wear behavior of seven artificial resin teeth assessed with three-dimensional measurements. *J Prosthet Dent*. 2014;112(6):1507–12.
59. Van Noort R, Barbour ME. Introduction to dental materials-E-Book. Elsevier Health Sciences; 2023.
60. Salzmann JA. Applied dental materials. 4th ed. Philadelphia: FA Davis Company; 1973. p. 360.

61. Suzuki S, Sakoh M, Shiba A. Adhesive bonding of denture base resins to plastic denture teeth. *J Biomed Mater Res*. 1990;24(8):1091–103.
62. Chung YJ, Park JM, Kim TH, Ahn JS, Cha HS, Lee JH. 3D printing of resin material for denture artificial teeth: chipping and indirect tensile fracture resistance. *Materials*. 2018;11(10):1798.
63. Renne W, Wolf B, Kessler R, McPherson K, Mennito AS. Evaluation of the marginal fit of CAD/CAM crowns fabricated using two different chairside CAD/CAM systems on preparations of varying quality. *J Esthet Restor Dent*. 2015;27(4):194–202.
64. Duret F, Preston JD. CAD/CAM imaging in dentistry. *Curr Opin Dent*. 1991;1(2):150–4.
65. Liu PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent*. 2005;26(7):507–13.
66. Feuerstein P. Can technology help dentists deliver better patient care? *J Am Dent Assoc*. 2004;135:11S–16S.
67. Christensen GJ. Computerized restorative dentistry: state of the art. *J Am Dent Assoc*. 2001;132(9):1301–3.
68. Mangano F, Gandolfi A, Luongo G, Logozzo S. Intraoral scanners in dentistry: a review of the current literature. *BMC Oral Health*. 2017;17:1–11.
69. Punj A, Bompolaki D, Garaicoa J. Dental impression materials and techniques. *Dent Clin North Am*. 2017;61(4):779–96.
70. Zimmermann M, Mehl A, Mörmann WH, Reich S. Intraoral scanning systems— a current overview. *Int J Comput Dent*. 2015;18(2):101–29.
71. Quaas S, Rudolph H, Luthardt RG. Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations. *J Dent*. 2007;35(12):903–8.
72. Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc*. 2006;137(9):1289–96.
73. Abduo J, Lyons K, Bennamoun M. Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. *Int J Dent*. 2014;2014:783948.
74. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*. 2008;204(9):505–11.

75. Li P, Lambart AL, Stawarczyk B, Reymus M, Spintzyk S. Postpolymerization of a 3D-printed denture base polymer: Impact of post-curing methods on surface characteristics, flexural strength, and cytotoxicity. *J Dent*. 2021;115:103856.
76. Goodacre CJ, Garbacea A, Naylor WP, Daher T, Marchack CB, Lowry J. CAD/CAM fabricated complete dentures: concepts and clinical methods of obtaining required morphological data. *J Prosthet Dent*. 2012;107(1):34–46.
77. Keating AP, Knox J, Bibb R, Zhurov AI. A comparison of plaster, digital and reconstructed study model accuracy. *J Orthod*. 2008;35(3):191–201.
78. Vaezi M, Chianrabutra S, Mellor B, Yang S. Multiple material additive manufacturing—Part 1: a review of technologies producing complex geometry parts with different materials. *Virtual Phys Prototyp*. 2013;8(1):19–50.
79. Berman B. 3-D printing: The new industrial revolution. *Bus Horiz*. 2012;55(2):155–62.
80. Masood SH, Rattanawong W, Iovenitti P. A generic algorithm for a best part orientation system for complex parts in rapid prototyping. *J Mater Process Technol*. 2003;139(1–3):110–6.
81. Denry I, Kelly JR. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res*. 2014;93(12):1235–42.
82. Liu Q, Leu MC, Schmitt SM. Rapid prototyping in dentistry: technology and application. *Int J Adv Manuf Technol*. 2006;29:317–35.
83. Caussin E, Moussally C, Le Goff S, Fasham T, Troizier-Cheyne M, Tapie L, et al. Vat photopolymerization 3D printing in dentistry: A comprehensive review of actual popular technologies. *Materials*. 2024;17.
84. Jindal P, Juneja M, Bajaj D, Siena FL, Breedon P. Effects of post-curing conditions on mechanical properties of 3D printed clear dental aligners. *Rapid Prototyp J*. 2020;26(8):1337–44.
85. Tian Y, Chen C, Xu X, Wang J, Hou X, Li K, et al. A review of 3D printing in dentistry: Technologies, affecting factors, and applications. *Scanning*. 2021;2021:9950131.
86. Kessler A, Hickel R, Reymus M. 3D printing in dentistry—State of the art. *Oper Dent*. 2020;45(1):30–40.
87. Gibson I, Rosen DW, Stucker B, Khorasani M, Rosen D, Stucker B, et al. Additive manufacturing technologies. 17th ed. Springer; 2021.

88. Revilla-León M, Özcan M. Additive manufacturing technologies used for processing polymers: current status and potential application in prosthetic dentistry. *J Prosthodont*. 2019;28(2):146–58.
89. Dalal N, Ammoun R, Abdulmajeed AA, Deeb GR, Bencharit S. Intaglio surface dimension and guide tube deviations of implant surgical guides influenced by printing layer thickness and angulation setting. *J Prosthodont*. 2020;29(2):161–5.
90. Liska R, Schuster M, Inführ R, Turecek C, Fritscher C, Seidl B, et al. Photopolymers for rapid prototyping. *J Coat Technol Res*. 2007;4:505–10.
91. Stansbury JW, Idacavage MJ. 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dent Mater*. 2016;32(1):54–64.
92. Hull CW. Apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography. United States Patent, Appl, No 638905, Filed. 1984.
93. Zhou L, Miller J, Vezza J, Mayster M, Raffay M, Justice Q, et al. Additive manufacturing: A comprehensive review. *Sensors*. 2024;24.
94. Camposeo A, Persano L, Farsari M, Pisignano D. Additive manufacturing: applications and directions in photonics and optoelectronics. *Adv Opt Mater*. 2019;7(1):1800419.
95. Maura CRJ, Godinho J, Amorim M, Pinto R, Marques D, Jardim L. Precision and trueness of maxillary crowded models produced by 2 vat photopolymerization 3-dimensional printing techniques. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2021;160(1):124–31.
96. Quan H, Zhang T, Xu H, Luo S, Nie J, Zhu X. Photo-curing 3D printing technique and its challenges. *Bioact Mater*. 2020;5(1):110–5.
97. Groth C, Kravitz ND, Jones PE, Graham JW, Redmond WR. Three-dimensional printing technology. *J Clin Orthod*. 2014;48(8):475–85.
98. Sekmen K, Rehbein T, Johlitz M, Lion A, Constantinescu A. Thermal analysis and shrinkage characterization of the photopolymers for DLP additive manufacturing processes. *Continuum Mech Thermodyn*. 2024;36(2):351–68.
99. Zheng X, Deotte J, Alonso MP, Farquar GR, Weisgraber TH, Gemberling S, et al. Design and optimization of a light-emitting diode projection micro-stereolithography three-dimensional manufacturing system. *Rev Sci Instrum*. 2012;83(12).

100. Kortelainen J, Leino M, Lehtinen T. Troubleshooting and tackling the common problems in vat photopolymerization and FDM 3D printing. *Int J 3D Print Technol Digit Ind.* 2021;5(2):281–92.
101. Zhu Z. Freeform optics for achieving collimated and uniform light distribution in LCD-type UV-curable 3D printing. *IEEE Photonics J.* 2023.
102. Cunningham JL, Benington IC. Bond strength variation of synthetic resin teeth in dentures. *Int J Prosthodont.* 1995;8(1).
103. Schoonover IC, Fischer TE, Serio AF, Sweeney WT. Bonding of plastic teeth to heat-cured denture base resins. *J Am Dent Assoc.* 1952;44(3):285–7.
104. Kurt M, Saraç YŞ, Ural Ç, Saraç D. Effect of pre-processing methods on bond strength between acrylic resin teeth and acrylic denture base resin. *Gerodontology.* 2012;29(2)–62.
105. Vallittu PK, Ruyter IE. The swelling phenomenon of acrylic resin polymer teeth at the interface with denture base polymers. *J Prosthet Dent.* 1997;78(2):194–9.
106. Tzanakakis EG, Pandoleon P, Sarafianou A, Kontonasaki E. Adhesion of conventional, 3D-printed and milled artificial teeth to resin substrates for complete dentures: A narrative review. *Polym (Basel).* 2023;15(11):2488.
107. Huggett R, John G, Jagger RG, Bates JF. Strength of the acrylic denture base tooth bond. *Br Dent J.* 1982;153(5):187–90.
108. Murphy AC, Hill RG. Fracture toughness of tooth acrylics. *J Mater Sci Mater Med.* 2003;14(11):1011–5.
109. Clements JL, Tantbirojn D, Versluis A, Cagna DR. Do denture processing techniques affect the mechanical properties of denture teeth? *J Prosthet Dent.* 2018;120(2):246–51.
110. Meloto CB, Rodrigues-Garcia R, Canales GT, Rizzatti-Barbosa CM. Effect of surface treatments on the bond strength of different resin teeth to complete denture base material. *Acta Odontol Latinoam.* 2013;26(1):37–42.
111. Takahashi Y, Chai J, Takahashi T, Habu T. Bond strength of denture teeth to denture base resins. *Int J Prosthodont.* 2000;13(1).
112. Alharbi N, Alharbi A, Osman R. Mode of bond failure between 3D-printed denture teeth and printed resin base material: effect of fabrication technique and dynamic loading. In vitro study. *Int J Prosthodont.* 2021;34(6).

113. Morrow RM, Matvias FM, Windeler AS, Fuchs RJ. Bonding of plastic teeth to two heat-curing denture base resins. *J Prosthet Dent*. 1978;39(5):565–8.
114. Spratley MH. An investigation of the adhesion of acrylic resin teeth to dentures. *J Prosthet Dent*. 1987;58(3):389–92.
115. Rupp NW, Bowen RL, Paffenbarger GC. Bonding cold-curing denture base acrylic resin to acrylic resin teeth. *J Am Dent Assoc*. 1971;83(3):601–6.
116. Barpal D, Curtis DA, Finzen F, Perry J, Gansky SA. Failure load of acrylic resin denture teeth bonded to high impact acrylic resins. *J Prosthet Dent*. 1998;80(6):666–71.
117. Kurt M, Saraç YŞ, Ural Ç, Saraç D. Effect of pre-processing methods on bond strength between acrylic resin teeth and acrylic denture base resin. *Gerodontology*. 2012;29(2)–62.
118. Boonpitak K, Wongkamhaeng K, Sanpanyawai P, Somsat N, Aunaumporn A, Klaisiri A. Comparative effect of different surface treatments on the shear bond strength between 3D-printed artificial acrylic teeth and 3D-printed denture base resins [Internet]. *J Int Dent Med Res*. 2022;15.
119. Chai J, Takahashi Y, Takahashi T, Habu T. Bonding durability of conventional resinous denture teeth and highly crosslinked denture teeth to a pour-type denture base resin. *Int J Prosthodont*. 2000;13(2).
120. Sorensen SE, Fjeldstad E. Bonding of plastic teeth to acrylic resin denture base material. *J Dent Res*. 1961;40(4):776–9.
121. Krishna VP, Premalatha A, Babu PJ, Raju DS, Kumar MP, Rao DB. Effect of various chemicals on the bond strength of acrylic tooth and denture base—An in vitro comparative study. *J Int Oral Health*. 2014;6(1):100.
122. Ariff FTM, Yunus N, Baig MR. The effect of mechanical roughening and chemical treatment on shear bond strength of urethane dimethacrylate denture base resin. *Int J Adhes Adhes*. 2011;31(2):112–8.
123. Akin H, Kirmali O, Tugut F, Coskun ME. Effects of different surface treatments on the bond strength of acrylic denture teeth to polymethylmethacrylate denture base material. *Photomed Laser Surg*. 2014;32(9):512–6.
124. Akin H, Tugut F, Guney U, Akar T. Shear bond strength of denture teeth to two chemically different denture base resins after various surface treatments. *J Prosthodont*. 2014;23(2):152–6.

125. Fletcher-Stark ML, Chung K, Rubenstein JE, Raigrodski AJ, Mancl LA. Shear bond strength of denture teeth to heat-and light-polymerized denture base resins resin. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*. 2011;20(1):52–9.
126. Marchack BW, Yu Z, Zhao XY, White SN. Adhesion of denture tooth porcelain to heat-polymerized denture resin. *J Prosthet Dent*. 1995;74(3):242–9.
127. Sayed ME, Lunkad H, Fageeh I, Jaafari M, Tawhari A, Muaidi T, et al. Comparative evaluation of compressive bond strength between acrylic denture base and teeth with various combinations of mechanical and chemical treatments. *Coatings*. 2021;11(12):1527.
128. AlZaher ZA, Almaskin DF, Qaw MS, Abu Showmi TH, Abualsaud R, Akhtar S, et al. Chemo-mechanical approach to improve repair bond strength of denture teeth. *Int J Dent*. 2020;2020:8870361.
129. Corsalini M, Di Venere D, Pettini F, Stefanachi G, Catapano S, Boccaccio A, et al. A comparison of shear bond strength of ceramic and resin denture teeth on different acrylic resin bases. *Open Dent J*. 2014;8:241.
130. Aljudy HJ. Effect of plasma treatment of acrylic denture teeth and thermocycling on the bonding strength to heat-cured acrylic denture base material. *J Baghdad Coll Dent*. 2013;25:6–11.
131. Klaiber D, Spintzyk S, Geis-Gerstorfer J, Klink A, Unkovskiy A, Huettig F. Bonding behavior of conventional PMMA towards industrial CAD/CAM PMMA and artificial resin teeth for complete denture manufacturing in a digital workflow. *Materials*. 2021;14(14):3822.
132. Barbosa DB, Barão VAR, Monteiro DR, Compagnoni MA, Marra J. Bond strength of denture teeth to acrylic resin: effect of thermocycling and polymerisation methods. *Gerodontology*. 2008;25(4):237–44.
133. Silva CS, Machado AL, Chaves CAL, Pavarina AC, Vergani CE. Effect of thermal cycling on denture base and autopolymerizing relined resins. *J Appl Oral Sci*. 2013;21(3):219–24.
134. Chai J, Takahashi Y, Takahashi T, Habu T. Bonding durability of conventional resinous denture teeth and highly crosslinked denture teeth to a pour-type denture base resin. *Int J Prosthodont*. 2000;13(2).

135. Goiato MC, Dos Santos DM, Baptista GT, Moreno A, Andreotti AM, Bannwart LC, et al. Effect of thermal cycling and disinfection on colour stability of denture base acrylic resin. *Gerodontology*. 2013;30(4):276–82.
136. Rahaman Ali AAA, John J, Mani SA, El-Seedi HR. Effect of thermal cycling on flexural properties of microcrystalline cellulose-reinforced denture base acrylic resins. *J Prosthodont*. 2020;29(7):611–6.
137. Çakmak G, Donmez MB, Akay C, Abou-Ayash S, Schimmel M, Yilmaz B. Effect of thermal cycling on the flexural strength and hardness of new-generation denture base materials. *J Prosthodont*. 2023;32(S1):81–6.
138. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*. 1999;27(2):89–99.
139. De Munck J, Van Landuyt K, Coutinho E, Poitevin A, Peumans M, Lambrechts P, et al. Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to Class-I cavity-bottom dentin after thermo-cycling. *Dent Mater*. 2005;21(11):999–1007.
140. Ayaz DF, Tağtekin D, Yanıkoğlu F. Dentine bağlanma ve değerlendirme metodları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2011;2011(4):49–56.
141. ISO. TS 11405: Dental materials—testing of adhesion to tooth structure. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization ISO Central Secretariat; 2003.
142. Sirisha K, Rambabu T, Ravishankar Y, Ravikumar P. Validity of bond strength tests: A critical review-Part II. *J Conserv Dent Endod*. 2014;17(5):420–6.
143. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater*. 2010;26(2)–21.
144. Elmas MS, Başaran EG, İzgi AD. Diş hekimliğinde kullanılan bağlanma dayanımı test metotları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2021;31(2):283–8.
145. Çankaya N, Sökmen Ö. Polimerler-kil nanokompozitlerinde kullanılan bazı yüzey analiz yöntemleri. *Teknik Bilimler Dergisi*. 2021;11(1):20–32.
146. Kreplak L, Richter K, Aebi U, Herrmann H. Electron microscopy of intermediate filaments: teaming up with atomic force and confocal laser scanning microscopy. *Methods Cell Biol*. 2008;88:273–97.

147. Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NHF. Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *J Oral Rehabil*. 1995;22(6):421–7.
148. Dhull KS. Revolutionary advances: exploring the applications of 3D printing in dentistry. *Acad J Med*. 2023;6(1):1–7.
149. Campbell L, Lau A, Pousett B, Janzen E, Raschke SU. How infill percentage affects the ultimate strength of a 3D-printed transtibial socket. *Can Prosthet Orthot J*. 2018;1(2).
150. Rezaie F, Farshbaf M, Dahri M, Masjedi M, Maleki R, Amini F, et al. 3D printing of dental prostheses: current and emerging applications. *J Compos Sci*. 2023;7(2):80.
151. Jeong YG, Lee WS, Lee KB. Accuracy evaluation of dental models manufactured by CAD/CAM milling method and 3D printing method. *J Adv Prosthodont*. 2018;10(3):245–51.
152. Kim SY, Shin YS, Jung HD, Hwang CJ, Baik HS, Cha JY. Precision and trueness of dental models manufactured with different 3-dimensional printing techniques. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2018;153(1):144–53.
153. Pantea M, Ciocoiu RC, Greabu M, Ripszky Totan A, Imre M, Țâncu AMC, et al. Compressive and flexural strength of 3D-printed and conventional resins designated for interim fixed dental prostheses: an in vitro comparison. *Materials*. 2022;15(9):3075.
154. Kwon JS, Kim JY, Mangal U, Seo JY, Lee MJ, Jin J, et al. Durable oral biofilm resistance of 3D-printed dental base polymers containing zwitterionic materials. *Int J Mol Sci*. 2021;22(1):417.
155. Loges K, Tiberius V. Implementation challenges of 3D printing in prosthodontics: a ranking-type delphi. *Materials*. 2022;15(2):431.
156. Anadioti E, Musharbash L, Blatz MB, Papavasiliou G, Kamposiora P. 3D printed complete removable dental prostheses: a narrative review. *BMC Oral Health*. 2020;20:1–9.
157. Charoenphol K, Peampring C. Fit accuracy of complete denture base fabricated by CAD/CAM milling and 3D-printing methods. *Eur J Dent*. 2023;17(3):889–94.
158. Ohara K, Isshiki Y, Hoshi N, Ohno A, Kawanishi N, Nagashima S, et al. Patient satisfaction with conventional dentures vs. digital dentures fabricated using 3D-printing: a randomized crossover trial. *J Prosthodont Res*. 2022;66(4):623–9.

159. Aydin N, Kavrama FU, Yosuncigir H, Ucar Y. A comparison of the shear bond strength between denture teeth and denture base resins manufactured either conventionally or with a 3D printer.
160. Meredith HJ, Wilker JJ. The interplay of modulus, strength, and ductility in adhesive design using biomimetic polymer chemistry. *Adv Funct Mater.* 2015;25(31):5057–65.
161. El-Sheikh MM, Powers JM. Tensile bond strength of porcelain teeth to denture resin before and after aging. *Int J Prosthodont.* 1998;11(1).
162. Huggett R, John G, Jagger RG, Bates JF. Strength of the acrylic denture base tooth bond. *Br Dent J.* 1982;153(5):187–90.
163. Mohamed A, Takaichi A, Kajima Y, Takahashi H, Wakabayashi N. Bond strength of CAD/CAM denture teeth to a denture base resin in a milled monolithic unit. *J Prosthodont Res.* 2023;67(4):610–8.
164. Han SY, Moon YH, Lee J. Shear bond strength between CAD/CAM denture base resin and denture artificial teeth when bonded with resin cement. *J Adv Prosthodont.* 2020;12(5):251.
165. Helal MA, Al-Gazzar AE, Abas M, Akhtar S, Gad MM, Al-Thobity AM. Comparative effect of different surface treatments on the shear bond strength of two types of artificial teeth bonded to two types of denture base resins. *J Prosthodont.* 2022;31(5):427–33.
166. Bragaglia LE, Prates LHM, Calvo MCM. The role of surface treatments on the bond between acrylic denture base and teeth. *Braz Dent J.* 2009;20:156–61.
167. Bahrani F, Khaledi AAR. Effect of surface treatments on shear bond strength of denture teeth to denture base resins. *Dent Res J (Isfahan).* 2014;11(1):114.
168. Larisse A, Pereira C, Falcão R, Porto De Freitas C, Tercio M, Grangeiro V, et al. Targeting bonding protocols to increase the bond between acrylic resin or 3D printed denture bases and prefabricated or 3D printed denture teeth.
169. Pereira AK de HC, Costa RTF, Leão R de S, Casado BG da S, Batista AUD, Moraes SLD. Effectiveness of different surface treatments on bond strength between 3D-printed teeth and denture base. *J Prosthodont.* 2024.
170. Li P, Kraemer-Fernandez P, Klink A, Xu Y, Spintzyk S. Repairability of a 3D printed denture base polymer: effects of surface treatment and artificial aging on the shear bond strength. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2021;114:104227.

171. Sharma E, Kumar M, Sharma R, Bansal A, Katoch S. Comparative evaluation of bond strength between ridge lap surface of acrylic teeth and denture base resin: an in vitro study. *Dent J Adv Stud*. 2019;7(1):12–8.
172. Madhav GV, Raj S, Yadav N, Mudgal I, Mehta N, Tatwadiya R. Shear bond strength of acrylic teeth to acrylic denture base after different surface conditioning methods. *J Contemp Dent Pract*. 2013;14(5):892–7.
173. Viegas MM, Bhat VS, Shetty SK. Effect of mechanical and chemical surface treatment on bond strength of acrylic denture teeth to heat cure acrylic resin—an in vitro study. *IP Ann Prosthodont Restor Dent*. 2021;7(3).
174. Saavedra G, Valandro LF, Leite FPP, Amaral R, Özcan M, Bottino MA, et al. Bond strength of acrylic teeth to denture base resin after various surface conditioning methods before and after thermocycling. *Int J Prosthodont*. 2007;20(2).
175. Chan CM, Ko TM, Hiraoka H. Polymer surface modification by plasmas and photons. *Surf Sci Rep*. 1996;24(1–2):1–54.
176. Zhang H, Fang J, Hu Z, Ma J, Han Y, Bian J. Effect of oxygen plasma treatment on the bonding of a soft liner to an acrylic resin denture material. *Dent Mater J*. 2010;29(4):398–402.
177. Nishigawa G, Maruo Y, Oka M, Okamoto M, Minagi S, Irie M, et al. Effect of plasma treatment on adhesion of self-curing repair resin to acrylic denture base. *Dent Mater J*. 2004;23(4):545–9.
178. Sahin Z, Ozer NE, Akan T, Kılıcarslan MA, Karaagachoglu L. The effect of various surface treatments on the repair bond strength of denture bases produced by digital and conventional methods. *Odontology*. 2024;112(3):782–97.
179. Abd El Hameed HM. An-invitro comparison of thermocycling effect on micro-hardness and micro-tensile bond strength of nano composite denture teeth. *Egypt Dent J*. 2019;65(2-April (Fixed Prosthodontics, Dental Materials, Conservative Dentistry & Endodontics)):1495–501.
180. Prpic V, Catic A, Kraljevic Simunkovic S, Bergman L, Cimic S. The shear bond strength between milled denture base materials and artificial teeth: a systematic review. *Dent J (Basel)*. 2023;11(3):66.
181. Palitsch A, Hannig M, Ferger P, Balkenhol M. Bonding of acrylic denture teeth to MMA/PMMA and light-curing denture base materials: the role of conditioning liquids. *J Dent*. 2012;40(3):210–21.

182. Koodaryan R, Hafezeqoran A. Effect of surface treatment methods on the shear bond strength of auto-polymerized resin to thermoplastic denture base polymer. *J Adv Prosthodont*. 2016;8(6):504–10.
183. Colebeck AC, Monaco Jr EA, Pusateri CR, Davis EL. Microtensile bond strength of different acrylic teeth to high-impact denture base resins. *J Prosthodont*. 2015;24(1):43–51.



ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Atilla Recai	Uyruğu	Türk
Soyadı	ÖZME	Tel no	
Doğum tarihi		e-posta	

Eğitim Bilgileri

Mezun olduğu kurum		Mezuniyet yılı
Lise	TED Ankara Koleji	2011
Lisans	Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2017
Yüksek Lisans		
Doktora		

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre (yıl-yıl)
Arş. Gör.	Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2019-2020

Yabancı Dilleri	Sınav türü	Puanı
İngilizce	Ankara Üniversitesi Tömer Tıpdil Sınavı	85

Proje Deneyimi

Proje Adı	Destekleyen kurum	Süre (Yıl-Yıl)

Burslar-Ödüller:
Yayınlar ve Bildiriler: