



T.C.

AYDIN ADNAN MENDERES ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

UZMANLIK TEZİ

**YÜZEY İŞLEMLERİ VE YAŞLANDIRMANIN 3B
YAZICI İLE ÜRETİLMİŞ DENEYSEL YUMUŞAK ASTAR
MATERYALİ-KAİDE PLAĞI BAĞLANTISINA ETKİSİ**

Dt. Ceren Bahar TUNÇ

Uzmanlık TEZİ

DANIŞMAN

Dr.Öğr. Üyesi Göknil ALKAN DEMETOĞLU

AYDIN-2025

T.C.
AYDIN ADNAN MENDERES ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ

**YÜZEY İŞLEMLERİ VE YAŞLANDIRMANIN 3B
YAZICI İLE ÜRETİLMİŞ DENEYSEL YUMUŞAK ASTAR
MATERYALİ-KAİDE PLAĞI BAĞLANTISINA ETKİSİ**

HAZIRLAYAN
Ceren Bahar TUNÇ

DANIŞMAN
Dr.Öğr. Üyesi Göknil ALKAN DEMETOĞLU

Bu tez Aydın Adnan Menderes Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından DHF-25006 proje numarası ile desteklenmiştir.

AYDIN-2025

KABUL VE ONAY

Protetik Diş Tedavisi Uzmanlık Programı çerçevesinde yürütölmüş olan bu çalışma aşğıdaki jüri tarafından ‘Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi’ olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi:21.11.2025

Jüri Başkanı	Prof. Dr. Musa Şamil AKYIL	Aydın Adnan Menderes Üniversitesi Diş Hekimliği Faköltesi
Üye	Dr. Öğr. Üyesi Onur Doğan Dağ	Trakya Üniversitesi Diş Hekimliği Faköltesi
Üye	Doç.Dr. Yener OKUTAN	Aydın Adnan Menderes Üniversitesi Diş Hekimliği Faköltesi
Üye	Dr. Öğr. Üyesi Hüseyin ŞEKER	Aydın Adnan Menderes Üniversitesi Diş Hekimliği Faköltesi
Üye (Tez danışmanı)	Dr. Öğr. Üyesi Göknil ALKAN DEMETOĞLU	Aydın Adnan Menderes Üniversitesi Diş Hekimliği Faköltesi

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince güler yüzüyle beni motive eden, bilgi ve tecrübesiyle yol gösteren, karşılaştığım her durumda çözüm üretmek için özveriyle destek sağlayan, yardımseverliği ve içtenliğiyle bana örnek olan; tez sürecimde sunduğu tüm rehberlik, katkı ve emekleri için değerli danışman hocam Dr. Öğr. Üyesi Göknil ALKAN DEMETOĞLU'na,

Uzmanlık eğitimimin başından itibaren mesleki ve akademik gelişime her yönüyle katkıda bulunan, klinik deneyimleriyle uzmanlık sürecim boyunca bana vizyon katan ve bilgi birikimleriyle rehberlik eden Aydın Adnan Menderes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın kıymetli öğretim üyeleri Prof. Dr. Şamil AKYIL, Doç. Dr. Yener OKUTAN, Doç. Dr. Esra TALAY ÇEVLİK ve Dr. Öğr. Üyesi Hüseyin ŞEKER'e,

Eğitim süresince tüm sorularıma sabırla yanıt veren, mesleki bilgi ve tecrübesine her zaman güvendiğim, desteğini hiçbir zaman esirgemeyen ve her daim yanımda olan kıymetli dostum Uzm. Dt. Büşra BOZDOĞAN'a, birlikte geçirdiğimiz bu uzmanlık eğitimi sürecinde bilgi ve deneyimlerini paylaşarak yanımda olan gösterdikleri sabır ve motivasyon için değer verdiğim sevgili arkadaşlarım Dt. Osman KAYA ve Dt. Şeyma KURTULUŞ' a,

Tüm eğitim hayatım boyunca maddi ve manevi desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen, erdemli ve dürüst bir hekim olmamda en büyük paya sahip olan; bugün, ayakları üzerinde durabilen başarılı bir kadın hekim olarak bana verebilecekleri en kıymetli hediyeği armağan eden, evlatları olmaktan her zaman gurur duyduğum değerli annem Münevver TUNÇ ve babam Nail TUNÇ'a her koşulda yanımda olup desteğini esirgemeyen canım kardeşim Muhammet Emir TUNÇ'a,

Sevgisiyle kalbimi kuşatan, beni her daim seveceğine emin olduğum, varlığıyla bana her daim güç ve huzur veren, tüm bu zorlu uzmanlık eğitimi ve tez sürecimde desteğini hiçbir zaman esirgemeyen, aynı mesleği şunda ve bir ömür boyu icra etmekten gurur duyduğum, hayatımda “iyi ki” dediğim sevgilim Dt. Ekrem SÜPÜRGEÇİ'ye

Sonsuz teşekkür ederim...

İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY	3
TEŞEKKÜR	4
İÇİNDEKİLER.....	5
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	8
ŞEKİLLER DİZİNİ	12
RESİMLER DİZİNİ	13
TABLolar DİZİNİ.....	15
ÖZET	16
ABSTRACT	17
1.GİRİŞ.....	18
2.GENEL BİLGİLER.....	20
2.1 Üç Boyutlu (3B) Baskı	20
2.1.1 Üç Boyutlu (3B) Baskı Yöntemleri	21
2.1.1.1 Diş Hekimliğinde Kullanılan 3B Baskı Yöntemleri.....	21
2.2 Protetik Diş Tedavisinde Üç Boyutlu (3B) Baskı Yöntemi	25
2.2.1. Üç Boyutlu(3B) Baskı Yöntemi ve Kaide Materyalleri	28
2.3 Astar Materyalleri.....	31
2.3.1 Yumuşak Astar Materyalleri	31
2.3.1.2.1. Hazırlanış Şekillerine Göre	35
2.3.1.2.3.6.2. Isı ile Polimerize Olan Silikon Esaslı Yumuşak Astar Materyalleri	41
2.3.2. Sert Astar Materyalleri	44
2.3.3 Doku Düzenleyiciler.....	44
2.4.Yumuşak Astar Materyalinin Kaide Plağı ile Bağlantısı.....	45

2.4.1. Yumuşak Astar Materyalinin Kaide Plağı ile Bağlantısının Değerlendirilmesinde Kullanılan Kavramlar	46
2.4.2 Yumuşak Astar Materyalinin Kaide Plağı ile Bağlantısının Değerlendirilmesinde Kullanılan Test Yöntemleri	48
2.4.3. Yumuşak Astar Materyalinin Kaide Plağı ile Bağlantısında Kopma Tipleri	50
2.4.4 Yumuşak Astar Materyalinin Kaide Plağı ile Bağlantısını Arttırmaya Yönelik Yüzey İşlemleri.....	50
2.4.5. Yumuşak Astar Materyalinin Kaide Plağı ile Bağlantı Dayanımını Değerlendirmede Kullanılan Yaşlandırma Yöntemleri.....	54
2.4.6. Kaide Plağı ve Yumuşak Astar Materyalinin Yüzeylerini İncelemek Amacıyla Kullanılan Yüzey Analiz Yöntemleri	55
3.GEREÇ VE YÖNTEM.....	57
3.1 Örneklerin Hazırlanması.....	60
3.1.1 Üç Boyutlu Yazıcıda Kaide Plaklarının ve Deneysel Yumuşak Astar Materyallerinin Üretilmesi	61
3.1.2 Isı ile Polimerize Olan Akrilik Örneklerin Hazırlanması	63
3.2. Üç Boyutlu Yazıcı ile Üretilmiş Kaide Plağı ve Deneysel Yumuşak Astar Materyallerinin Bağlantı Yüzeylerine Farklı Yüzey İşlemlerinin Uygulanması	65
3.2.1. 3B Kontrol Grubu (C).....	66
3.2.2. Hidroflorik Asit Uygulanması (HF)	66
3.2.3. Kumlama ile Yüzey Pürüzlendirmesi (K)	67
3.2.4. Er;YAG Lazer Yüzey İşlemi (L)	68
3.2.5. Geleneksel Grup (G).....	69
3.3. Örnekle Yüzeylerinin Taramalı Elektron Mikroskopuyla (SEM) İncelenmesi.....	69
3.4. Üç Boyutlu Yazıcı ile Üretilmiş Kaide Plağı Örneklerinin ve Deneysel Yumuşak Astar Materyallerinin Birbirine Bağlanması	70
3.5. Örneklerin Termal Siklus ile Yaşlandırılması	71
3.6. Çekme Bağlanma Dayanımı Testinin Uygulanması	72
3.7. Verilerin İstatiksel Analizi.....	74

4. BULGULAR	75
4.1 Çekme Bağlanma Dayanımı Bulguları.....	75
4.1.1 3B Baskı ile Üretilen Kaide Plağı- Deneysel Yumuşak Astar Materyali Gruplarının Çekme Bağlanma Dayanımı Bulguları.....	75
4.1.1.1 Farklı Yüzey İşlemlerinin 3B Baskı ile Üretilen Kaide Plağı ile Deneysel Yumuşak Astar Materyali Çekme Bağlanma Dayanımına Etkisinin Değerlendirilmesi.....	76
4.1.1.1.1 Yaşlandırma Uygulanmayan 3B Baskı Gruplarında Farklı Yüzey İşlemlerinin Değerlendirilmesi	76
4.1.1.1.2 Yaşlandırma Uygulanan 3B Baskı Gruplarında Farklı Yüzey İşlemlerinin Değerlendirilmesi	78
4.1.1.2 Yaşlandırmanın 3B Baskı ile Üretilen Kaide Plağı ile Deneysel Yumuşak Astar Materyali Çekme Bağlanma Dayanımına Etkisinin Değerlendirilmesi	80
4.1.3 3B Baskı Kaide Plağı–Deneysel Yumuşak Astarın Çekme Bağlanma Dayanımının, Isı ile Polimerize Akrilik Kaide Plağı–Daimi Yumuşak Astar Materyali ile Karşılaştırılması.....	81
4.2 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi Bulguları.....	87
4.3 Kopma Tiplerinin Değerlendirilmesi.....	93
5.TARTIŞMA.....	96
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	121
KAYNAKLAR.....	122
EKLER	139

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

A	: Alan
ABS	: Akrilonitril butadin stiren
Al₂O₃	: Alüminyum oksit
ANOVA	: Varyans analizi
ASTM	: Amerikan Test ve Malzeme Derneği (American Society for Testing and Materials)
B	: Çekme bağlanma direnci
Bis-GMA	: Bisfenol A-glisidil metakrilat
BJT	: Bağlayıcı püskürtme (Binder jetting)
CAM	: Bilgisayar Destekli Üretim (Computer Aided Manufacture)
CAD	: Bilgisayar Destekli Tasarım (Computer Aided Design)
C	: 3B kontrol grubu
CDLP	: Devamlı direkt ışık işleme
°C	: Santigrat
DED	: Yönlendirilmiş enerji biriktirme (Directed energy deposition)
DLP	: Direkt ışık işleme
DMD	: Dijital Mikroayna Aygıtı
DMLS	: Direkt Metal Lazer Sinterleme
dk	: Dakika
DUP	: Direkt UV baskı

Er:YAG	: Erbiyum katkılı İttriyum Alüminyum Garnet Lazer
F	: Kuvvet
FDA	: Amerika Birleşik Devletleri Gıda ve İlaç Dairesi (Food and Drug Administration)
FDM	: Birleştirilmiş yığma modeli (Fused Deposition Modelling)
FFT	: Kaynaşmış filament üretimi (Fused Filament Fabrication)
G	: Geleneksel grup
HF	: Hidroflorik asit
Hz	: Hertz
K	: Kumlama grubu
KO	: Kareler ortalaması
KT	: Kareler toplamı
L	: Lazer grubu
MEX	: Malzeme ekstrüzyonu (Material extrusion)
mj	: Milijoule
MMA	: Metilmetakrilat
mm	: Milimetre
MPa	: Megapaskal
µm	: Mikrometre
N	: Newton
nm	: Nanometre
PC	: Polikarbonat

PEI	: Polietermit
PEMA	: Polietilmetakrilat
PLA	: Polilaktik asit
PMMA	: Polimetilmetakrilat
PVC	: Polivinil klorür
PVA	: Polivinil asetat
P	: Paskal
°	: Derece
SD	: Serbestlik derecesi
SEM	: Taramalı elektron mikroskopu
SHL	: Sac laminasyon (Sheet lamination)
SLA	: Stereolitografi
SLM	: Seçici Lazer Eritme
SLS	: Seçici Lazer Sinterleme
sn	: Saniye
SS	: Standart sapma
Tg	: Cam geçiş sıcaklığı
UA	: Üretan akrilat
UDMA	: Üretan dimetakrilat
UV	: Ultraviyole
VPP	: Kazan fotopolimerizasyonu (Vat photopolymerization)

W	: Watt
x	: Çarpı
=	: Eşittir
±	: Artı eksi
%	: Yüzde
3B	: Üç boyutlu



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Dijital ışık işleme(DLP) (a), Streolitografi (SLA)(b) (14).....	23
Şekil 2. Birleştirilmiş yığma modeli (FDM) (14)	24
Şekil 3. Çekme bağlanma dayanımı testi	48
Şekil 4. Makaslama bağlanma dayanımı testi	49
Şekil 5. Sıyırılma bağlantı dayanımı testi	49
Şekil 6. Çalışmanın iş akışının şematik olarak gösterimi.....	58
Şekil 7. Yaşlandırma uygulanmayan 3B baskı gruplarının çekme bağlanma dayanımı verilerine ait ortalama ve standart sapmaları gösteren bar grafiği.....	77
Şekil 8. Yaşlandırma uygulanan 3B baskı gruplarına ait çekme bağlanma dayanımı verileri ortalama ve standart sapmaları gösteren bar grafiği.....	78
Şekil 9. Yaşlandırma uygulanan ve uygulanmayan 3B baskı gruplarına ait çekme bağlanma dayanımı ortalama ve standart sapmaları gösteren bar grafiği	80
Şekil 10. Yaşlandırma uygulanmayan geleneksel ve 3B grupların çekme bağlanma dayanımı verilerine ait ortalama ve standart sapmaları gösteren bar grafiği.....	82
Şekil 11. Yaşlandırma uygulanan geleneksel ve 3B grupların çekme bağlanma dayanımı değerlerine ait ortalama ve standart sapmaları gösteren bar grafiği.....	84
Şekil 12. Yaşlandırma uygulanan ve uygulanmayan geleneksel grup ve 3B baskı gruplarının çekme bağlanma dayanımı verilerine ait ortalama ve standart sapmaları gösteren bar grafiği	85

RESİMLER DİZİNİ

Resim 1. 3B yazıcıda üretilen kaide plağı örnekleri (a),(b)	61
Resim 2. 3B yazıcıda üretilen deneysel yumuşak astar materyali örnekleri (a), (b).....	61
Resim 3. Kaide plağı örneklerinin üç boyutlu yazıcıda üretilmesi(a), Kaide plağı örneklerine post-polimerizasyon işlemi uygulanması(b).....	62
Resim 4. Deneysel yumuşak astar materyali örneklerinin üç boyutlu yazıcıda üretilmesi (a), Deneysel yumuşak astar materyali örneklerine post-polimerizasyon işleminin uygulanması (b)	63
Resim 5. Isı ile polimerize olan akrilik kaide materyali Duracyrl Heat-cure ve silikon esaslı yumuşak astar materyali Molloplast-B.....	64
Resim 6. Isı ile polimerize olan akrilik örnekler	65
Resim 7. Asit ile yüzey pürüzlendirilmesinde kullanılan BISCO %4'lük hidroflorik asit (HF)	66
Resim 8. Deneysel yumuşak astar materyali örneklerine HF uygulaması (a), Asit uygulanmış bir deneysel yumuşak astar materyali (b)	67
Resim 9. Çalışmada kullanılan kumlama cihazı ve 110 μm Al_2O_3 kumu.....	68
Resim 10. 3B kaide plağı örneklerinin 110 μm Al_2O_3 partikülleri ile kumlanması	68
Resim 11. Lazer yüzey işleminde kullanılan Er;YAG lazer ve parametre değerleri (a), Örneklere Er:YAG lazer uygulaması(b).....	69
Resim 12. Çalışmamızda kullanılan taramalı elektron mikroskobu	70
Resim 13. Üç boyutlu yazıcı ile üretilmiş kaide plağı örneklerinin ve deneysel yumuşak astar materyallerinin birbirine bağlanması (a) ve parametre değerleri (b).....	71
Resim 14. Birbirine bağlanmış nihai örnekler (a), (b)	71
Resim 15. Çalışmada kullanılan termal siklus cihazı	72
Resim 16. Universal test cihazı (a) ve test düzeneği (b)	73
Resim 17. Çalışmada kullanılan stereomikroskop	74
Resim 18. 3B kontrol grubuna ait X500 büyütme SEM görüntüleri	87
Resim 19. 3B kontrol grubuna ait X2000 büyütme SEM görüntüleri	87
Resim 20. Yüzey işlemi yapılmamış deneysel yumuşak astar materyali örneğinin X500 büyütme SEM görüntüleri	88

Resim 21. Yüzey işlemi yapılmamış deneysel yumuşak astar materyali örneğinin X2000 büyütme SEM görüntüleri	88
Resim 22. Asit grubuna ait X500 büyütme SEM görüntüleri	89
Resim 23. Asit grubuna ait X2000 büyütme SEM görüntüleri.....	89
Resim 24. Kumlama grubuna ait X500 büyütme SEM görüntüleri.....	90
Resim 25. Kumlama grubuna ait X2000 büyütme SEM görüntüleri.....	90
Resim 26. Lazer grubuna ait X500 büyütme SEM görüntüleri	91
Resim 27. Lazer grubuna ait X2000 büyütme SEM görüntüleri	91
Resim 28. Geleneksel gruba ait bir örneğin X500 büyütme SEM görüntüleri	92
Resim 29. Geleneksel gruba ait bir örneğin X2000 büyütme SEM görüntüleri	92
Resim 30. X20 büyütme altında adeziv tip görüldüğü yumuşak astar materyali yüzeyi (a) ve kaide yüzeyi (b)	94
Resim 31. X20 büyütme altında koheziv kopma tipinin görüldüğü yumuşak astar materyali yüzeyi	95
Resim 32. X20 büyütme altında mix kopma tipinin görüldüğü yumuşak astar materyali yüzeyi (a) ve kaide yüzeyi (b)	95

TABLÖLER DİZİNİ

Tablo 1. Yeşil renk:3B baskı yöntemlerinden dental uygulaması olanlar, Mavi renk: 3B baskı yöntemlerinden dental uygulaması olmayanlar (1, 2)	22
Tablo 2. 3B baskı teknolojisi ve üretilen seramik türleri (30)	26
Tablo 3. Kaide materyalleri için 3B baskı yöntemleri (54)	29
Tablo 4. Çalışma basamakları.....	57
Tablo 5. Çalışmada kullanılan materyaller	59
Tablo 6. Çalışmada kullanılan cihazlar.....	60
Tablo 7. Çalışmada kullanılan Materyal, yüzey işlemleri ve grup kodları.....	65
Tablo 8. Çekme bağlanma dayanımı (MPa)verilerine ait tanımlayıcı istatistikler	75
Tablo 9. Çekme bağlanma dayanım değeri verileri (MPa) için iki yönlü ANOVA analizi sonuçları	76
Tablo 10. Yaşlandırma uygulanmayan 3B baskı gruplarının çekme bağlanma dayanımı verilerine ait One-way ANOVA analiz sonuçları.....	77
Tablo 11. Yaşlandırma uygulanan 3B baskı gruplarının çekme bağlanma dayanımı verilerine ait One-way ANOVA analiz sonuçları.....	79
Tablo 12. Yaşlandırma uygulanan 3B baskı grupları arası çekme bağlanma dayanım (MPa) verilerinin karşılaştırılması	79
Tablo 13. 3B grupları arasında yaşlandırmanın çekme bağlanma dayanım verilerine etkisinin (MPa) karşılaştırılması	81
Tablo 14. Çekme bağlanma dayanımı (MPa)verilerine ait tanımlayıcı istatistikler	82
Tablo 15. Yaşlandırma uygulanmayan geleneksel ve 3B baskı gruplarının çekme bağlanma dayanımı verilerine ait One-way ANOVA analiz sonuçları.....	83
Tablo 16. Yaşlandırma uygulanan geleneksel ve 3B baskı gruplarının çekme bağlanma dayanımı verilerine ait One-way ANOVA analiz sonuçları.....	84
Tablo 17. Yaşlandırma uygulanan geleneksel ve 3B baskı grupları arasında çekme bağlanma dayanım (MPa) verilerinin karşılaştırılması	85
Tablo 18. Gruplar arasında yaşlandırmanın çekme bağlanma dayanım verilerine etkisinin (MPa) karşılaştırılması	86
Tablo 19. Başarısızlık tiplerinin gruplara göre oranları.....	93

ÖZET

YÜZEY İŞLEMLERİ VE YAŞLANDIRMANIN 3B YAZICI İLE ÜRETİLMİŞ DENEYSEL YUMUŞAK ASTAR MATERYALİ- KAİDE PLAĞI BAĞLANTISINA ETKİSİ

**Tunç Ceren Bahar, Aydın Adnan Menderes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Uzmanlık Tezi, Aydın, 2025**

Amaç: Bu in-vitro tez çalışmasında, üç boyutlu (3B) baskı yöntemiyle üretilen kaide plağı ile deneysel yumuşak astar materyali arasındaki bağlantısı üzerine; farklı yüzey işlemleri ve termal yaşlandırmanın etkileri incelenmiş; elde edilen sonuçlar geleneksel yöntemle hazırlanan örneklerle karşılaştırılmıştır.

Gereç ve Yöntem: 80 adet 3B baskı örneği dört gruba ayrılmıştır: Asit grubuna %4 HF, kumlama grubuna Al₂O₃, lazer grubuna Er:YAG lazer uygulanmış, kontrol grubuna işlem yapılmamıştır. Geleneksel grup için 20 örnek, ısı ile polimerize akrilik rezin ve Molloplast-B ile hazırlanmıştır. Her gruptan fazladan birer örnek SEM için üretilmiş ve incelenmiş, örneklerin yarısı 5.000 termal döngüye tabi tutulmuştur. Tüm örnekler çekme testi yapılarak maksimum gerilim değerleri kaydedilmiş, başarısızlık tipleri stereomikroskopla değerlendirilmiştir. Veriler ANOVA, t-testi ve Bonferroni post-hoc testiyle analiz edilmiştir (p<0,05)

Bulgular: Yaşlandırma uygulanmayan gruplar arasında bağlanma dayanımında fark görülmezken, yaşlandırma sonrası 3B kontrol grubunun değerleri, kumlama ve lazer gruplarından daha yüksek, asit grubuyla benzer bulunmuştur. Geleneksel ve 3B baskı grupları arasında fark saptanmamış, yaşlandırmanın yalnızca lazer grubunda bağlanma dayanımını azalttığı belirlenmiştir.

Sonuçlar: 3B baskı kaide plağı ile deneysel yumuşak astar materyali arasında yüzey işlemi uygulanmadan da yeterli bağlantı elde edilebildiği belirlenmiştir. %4'lük HF asidi uygulaması benzer sonuçlar göstermiş, mekanik yüzey işlemleri ise bağlantı dayanımını olumsuz etkilemiştir. 3B baskı gruplarının geleneksel yöntemlerle karşılaştırılabilir performans sergilemesi, dijital üretim tekniklerinin klinik açıdan uygulanabilir bir alternatif olabileceğini göstermektedir.

Anahtar Kelimeler: 3B baskı, yumuşak astar materyali, yüzey işlemleri

ABSTRACT

**THE EFFECT OF SURFACE TREATMENTS AND AGING ON
THE BOND STRENGTH BETWEEN 3D-PRINTED
EXPERIMENTAL SOFT LINER MATERIAL AND DENTURE
BASE**

**Tunc Ceren Bahar, Aydın Adnan Menderes University Faculty of Dentistry
Department of Prosthodontics Master Thesis, Aydın, 2025**

Aim: This in-vitro thesis study evaluated the effects of different surface treatments and thermal aging on the bond between a three-dimensional (3D) printed denture base and an experimental soft liner material, and compared the results with conventionally fabricated specimens.

Materials and Methods: Eighty 3D-printed specimens were divided into four groups: the acid group was treated with 4% hydrofluoric acid (HF), the sandblasting group with Al₂O₃ particles, and the laser group with Er:YAG laser irradiation, while the control group received no treatment. Additionally, 20 conventional specimens were prepared using heat-polymerized acrylic resin and Molloplast-B. One extra specimen from each group was produced for SEM analysis, and half of the specimens underwent 5,000 thermal cycles. All samples were subjected to tensile testing to record maximum stress values, and failure types were examined under a stereomicroscope. Data were analyzed using ANOVA, t-test, and Bonferroni post-hoc test (p<0.05).

Results: No significant difference was found among the non-aged groups; however, after thermal aging, the 3D control group exhibited higher bond strength than the sandblasting and laser groups, with similar values to the acid group. No significant difference was observed between conventional and 3D-printed groups, and aging negatively affected only the laser group.

Conclusions: Adequate bonding between the 3D-printed denture base and experimental soft liner was achieved even without surface treatment. The 4% HF acid group showed comparable results, while mechanical surface treatments reduced bond strength. The comparable performance of 3D-printed and conventional groups suggests that digital manufacturing techniques may offer a clinically viable alternative.

Keywords: 3D printing, soft liner material, surface treatments

1.GİRİŞ

Üç boyutlu (3B) baskı teknolojileri, bilgisayar destekli tasarım (CAD) ile oluşturulan dijital modelleri kullanarak kişiselleştirilmiş nesnelerin otomatik üretimini sağlayan yenilikçi bir üretim yöntemidir. Geleneksel teknikler ve CAD-CAM (Bilgisayar destekli tasarım ve üretim) sistemleriyle karşılaştırıldığında birçok avantaj sunan bu teknoloji, hızlı üretim, yüksek hassasiyet ve kişiselleştirilebilme imkânı gibi özellikleriyle öne çıkar. Diş hekimliğinde birçok alanda kullanılan 3B baskı teknolojisi, özellikle protetik diş tedavisinde üretim sürecini kolaylaştırarak daha verimli ve başarılı sonuçlar elde edilmesini mümkün kılar (1, 2).

Protetik diş tedavisinde 3B baskı teknolojisinin sunduğu geniş olanaklar tartışılmaz bir gerçektir. Klinisyenler, tek bir seansta dijital tarama yaparak hastaya özel protezi hızla üretebilir, bu da hem zaman hem de maliyet açısından büyük bir avantaj sağlar. Bunun yanı sıra, minimum malzeme kullanımı ve aynı anda birden fazla protezin üretilebilmesi, bu teknolojinin öne çıkan faydalarındandır. Bu yenilikçi yöntem, tedavi süreçlerini daha verimli hale getirirken hasta memnuniyetini de artırmaktadır (1).

Yumuşak astar materyalleri, protezlerin neden olduğu kronik ağrıları engellemek ve destekleyici yapıları korumak amacıyla kullanılan akrilik veya elastomerik polimerlerdir. Yumuşak astar materyalleri; ileri düzeyde kemik kaybı, ince ve dayanıksız mukozal doku, kemik andırkatları, bruksizm, doğuştan veya sonradan oluşan ağız defektleri, ağız kuruluğu (kserostomi) gibi durumların tedavisinde kullanılmasının yanı sıra, birinci ve ikinci aşama implant cerrahisi sonrası geçici protezlerin modifikasyonunda da önemli bir rol oynamaktadır (3). Yumuşak astar materyali ile protez kaidesi arasındaki bağ kuvveti çok önemlidir, çünkü zayıf bir bağ, bakteri birikimine, renklenmeye, oral hijyeninin bozulmasına ve astar malzemesinin nihai olarak ayrılmasına neden olabilir (4, 5).

Mevcut literatürde, 3B baskı teknolojisiyle üretilen protez kaidesine uygulanan yüzey işlemlerinin, geleneksel yumuşak astar malzemeleriyle olan bağlanma kuvvetini etkilediğini

gösteren çeşitli çalışmalar bulunmaktadır. Bu araştırmalarda, metilmetakrilat, aseton, kloroform ve etil asetat gibi kimyasal yüzey işlemlerinin yaygın olarak kullanıldığı görülmektedir. Ayrıca, yüzeyin aşındırıcı zımpara kağıdı, alüminyum oksit (Al_2O_3) partikülleri veya yüksek güçlü lazerle pürüzlendirilmesi gibi mekanik işlemler de sıklıkla tercih edilmektedir (6-9)

Bununla birlikte, literatürde 3B yazıcı ile üretilmiş bir yumuşak astar materyali kullanılarak yapılan bir bağlantı dayanımı çalışması bulunmamaktadır. Bu in-vitro tez çalışmasının amacı, 3B yazıcı ile üretilmiş kaide plağı ve ilk defa kullanılan deneysel 3B yazıcı üretimi yumuşak astar materyali arasındaki bağlantı dayanımına; farklı yüzey işlemlerinin (Al_2O_3 ile kumlama, Er:YAG lazer ile pürüzlendirme, hidroflorik asit uygulaması) ve yaşlandırmanın etkisini değerlendirmek, ısı ile polimerize edilen geleneksel kaide plağı-daimi yumuşak astar materyali arasındaki bağlantı dayanımı ile karşılaştırmaktır.

Bu tez çalışmasının hipotezleri şu şekildedir:

(H₀₁): Farklı yüzey işlemlerinin 3B yazıcıda üretilen kaide plağı - deneysel yumuşak astar materyali arasındaki bağlantı dayanımına etkisi yoktur.

(H₀₂): Yaşlandırmanın farklı yüzey işlemi uygulanmış 3B yazıcıda üretilen kaide plağı - deneysel yumuşak astar materyali arasındaki bağlantı dayanımına etkisi yoktur.

(H₀₃): 3B yazıcıda üretilen kaide plağı- deneysel yumuşak astar materyali bağlantı değerleri ile ısı ile polimerize olan akrilik kaide plağı - daimi yumuşak astar materyali bağlantı değerleri arasında fark yoktur.

2.GENEL BİLGİLER

2.1 Üç Boyutlu (3B) Baskı

Eklemeli üretim, diğer adıyla 3B baskı, modern ve yenilikçi bir üretim teknolojisidir. Bu yöntem, bilgisayar destekli tasarım (CAD) modelleri kullanılarak standart malzemelerden, otomatik süreçler yardımıyla kişiye özel üç boyutlu nesneler oluşturmayı mümkün kılar (10-12). 3B baskının temel prensibi, küçük hacimli elemanların birleştirilmesi, bağlanması, sinterlenmesi veya polimerize edilmesi yoluyla, katman katman karmaşık geometrilere sahip katı nesnelerin üretilmesidir (13).

Bu üretim tekniğinde, metal ve alaşımları, polimerler, termoplastikler, kompozitler, seramik matrisli kompozitleri ve seramikler kullanılan ham maddeler arasındadır (10, 12-14).

3B baskı teknolojisi, ilk olarak Dr. Hideo Kodama'nın çalışmalarıyla başlamış ve 1986 yılında Charles Hull'un stereolitografi (SLA) yöntemini tanıtmasıyla büyük bir ivme kazanmıştır. 1990 yılında ise Scott Crump, ergiyik yığılma modelleme (FDM) teknolojisinin patentini alarak bu alandaki gelişmelere önemli bir katkıda bulunmuştur. O zamandan beri, 3B baskı teknolojisi sürekli olarak ilerlemekte ve farklı üretim yöntemleri ile geniş uygulama alanlarıyla günümüzde de gelişimini sürdürmektedir (10, 15, 16).

Diş hekimliğinde 3B baskı teknolojisi, protetik diş tedavisinden ağız ve çene cerrahisine, oral implantolojiden ortodonti, endodonti ve periodontolojiye kadar geniş bir yelpazede kullanılmaktadır (17).

Geleneksel yöntemler ve eksiltmeli üretim teknolojileriyle kıyaslandığında, 3B baskı birçok önemli avantaja sahiptir. Kişiselleştirme seçeneği, dijital nesnelerin daha hızlı ve kolay üretilmesi, ekonomik olabilmesi ve yüksek hassasiyet, 3B baskı teknolojisinin en büyük avantajlarından. Tüm 3B baskı yöntemlerinin en büyük avantajı, karmaşık iş akışlarını basitleştirerek aynı anda birden fazla üretim yapılabilmesidir. Avantajlarının yanı sıra, yüksek

üretim ve malzeme maliyetleri ile zaman alıcı son işlem basamağı 3B baskı teknolojisinin dezavantajları arasında yer almaktadır (18-20) .

2.1.1 Üç Boyutlu (3B) Baskı Yöntemleri

2010 yılında, Amerikan Test ve Malzemeler Derneği'ne (ASTM) bağlı F42 komitesi 'nin, 3B baskı teknolojilerini sınıflandırdığı ilk çalışmaya göre, 3B baskı teknolojisi yedi temel kategoriye ayrılmıştır (13):

- Kazan fotopolimerizasyonu (Vat photopolymerization (VPP))
- Malzeme ekstrüzyonu (Material extrusion (MEX))
- Malzeme püskürtme (Material jetting (MJT))
- Bağlayıcı püskürtme (Binder jetting (BJT))
- Toz yataklı füzyon (Powder-bed fusion (PBF))
- Yönlendirilmiş enerji biriktirme (Directed energy deposition (DED))
- Sac laminasyon (Sheet lamination (SHL))

2.1.1.1 Diş Hekimliğinde Kullanılan 3B Baskı Yöntemleri

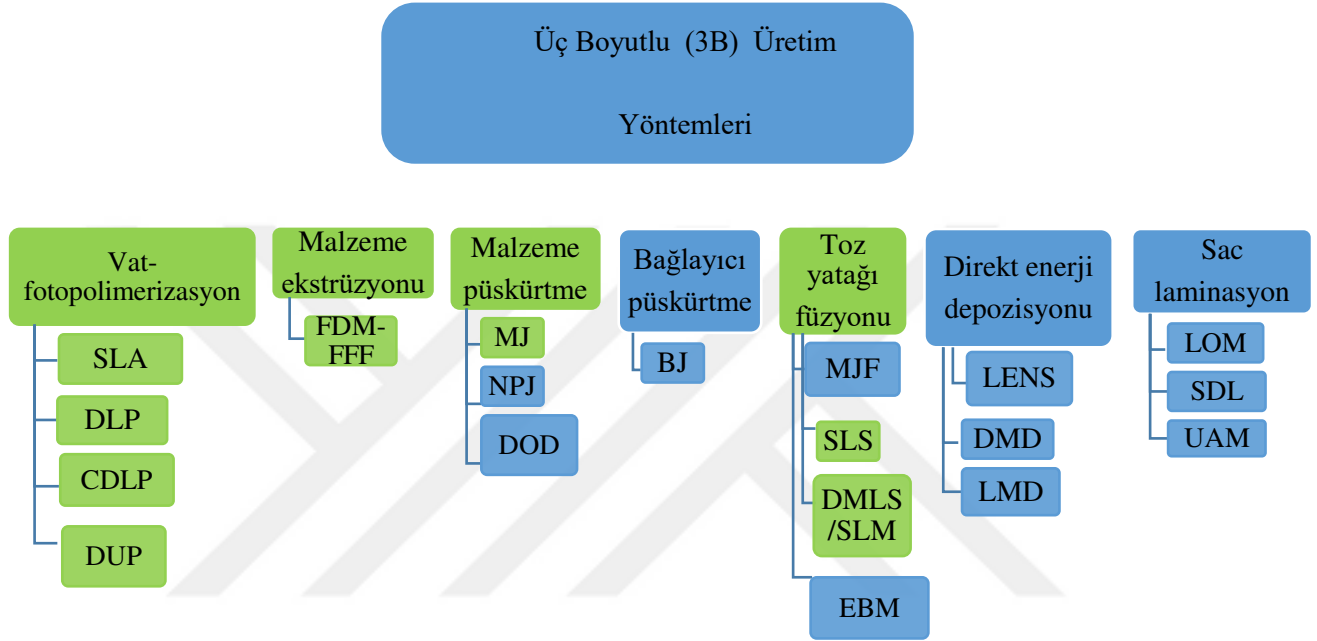
Diş hekimliğinde kullanılan 3B baskı yöntemleri aşağıdaki gibidir (Tablo 1) (21) :

- ❖ Kazan fotopolimerizasyonu (VPP)
 - Stereolitografi (SLA)
 - Direkt ışık işleme (DLP)
 - Devamlı direkt ışık işleme (CDLP)
 - Direkt UV baskı(DUP)
- ❖ Malzeme ekstrüzyonu (MEX)
 - Birleştirilmiş yığma modeli (Fused Deposition Modelling) (FDM) // Kaynaşmış filament üretimi (Fused Filament Fabrication (FFF))
- ❖ Materyal püskürtme (MJT)
 - PolyJet

❖ Toz yataklı füzyon (PBF)

- Seçici Lazer Sinterleme (SLS).
- Direkt Metal Lazer Sinterleme (DMLS) / Seçici Lazer Eritme (SLM)

Tablo 1. Yeşil renk:3B baskı yöntemlerinden dental uygulaması olanlar, Mavi renk: 3B baskı yöntemlerinden dental uygulaması olmayanlar (1, 2)

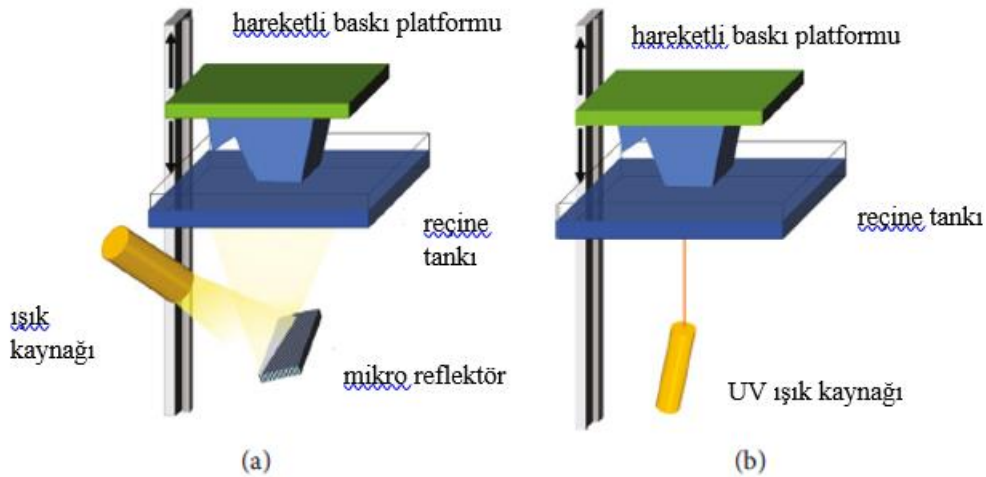


Stereolitografi (SLA)

Foto-kürleme tabanlı baskı tekniklerinden biri olan SLA, en eski ve en yaygın kullanılan 3B baskı teknolojilerinden biridir. 1986 yılında Charles Hull tarafından patenti alınan SLA teknolojisi genellikle büyük hacimli modellerin yazdırılmasında kullanılmaktadır. Sistem, ışığa duyarlı sıvı reçineyi içeren bir hazne, modelin oluşturulacağı bir yapı platformu ve reçineyi katman katman sertleştiren ultraviyole (UV) lazerden oluşur (12). SLA tekniğinde kullanılan UV ışınının dalga boyu 355 nm'dir (22).SLA tekniği lazer ışının hareketine bağlı sertleşme oranı nedeniyle düşük baskı hızına sahiptir (12).

Dijital ışık işleme (DLP)

Günümüzde diş hekimliğinde en yaygın kullanılan 3B baskı yöntemlerinden biri DLP teknolojisidir. Bu sistemde de SLA ile benzer şekilde ham madde olarak foto polimer resin kullanılmaktadır. DLP yazıcıların tasarımı SLA yazıcılara benzese de temel fark, kullanılan ışık kaynağında görülmektedir (Şekil 1) (12). SLA'dan farklı olarak kürleme işlemi dijital ışık projektörü tarafından sağlanmaktadır. SLA yazıcılarda lazer ışını kullanılırken, DLP yazıcılarda 380 nm ve 405 nm dalga boylarına sahip kısa dalga ışık, Dijital Mikroayna Aygıtı (DMD) aracılığıyla yönlendirilerek uygulanır (22). Tüm fotopolimer reçineye tek seferde ışık verildiğinden, DLP baskı süreci SLA'ya kıyasla daha hızlıdır (20). DLP, minimum 25 µm boyutunda baskı yapabilen yüksek çözünürlüklü bir baskı tekniğidir (22). Model, cerrahi kılavuz, splint, geçici restorasyon üretiminde DLP teknolojisi sıklıkla kullanılmaktadır (20).

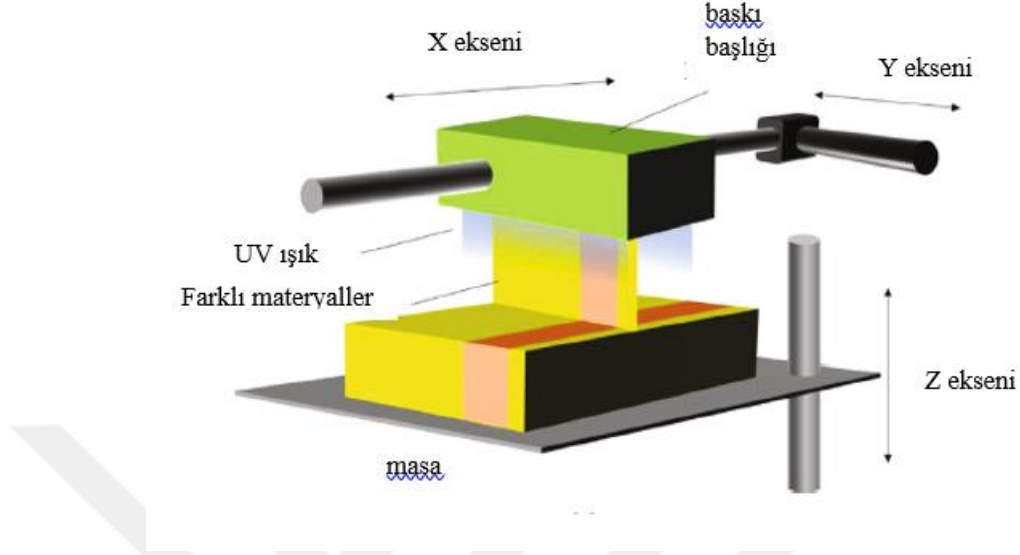


Şekil 1. Dijital ışık işleme(DLP) (a), Streolitografi (SLA)(b) (14)

Birleştirilmiş yığma modeli/ Kaynaşmış filament üretimi(FDM/FFF)

Birleştirilmiş yığma modeli, ticari olmayan adıyla kaynaşmış filament üretimi (FFF), temel olarak termoplastik malzemeler kullanarak 3B nesneler üretmeye dayanan bir yöntemdir. Bu süreçte, robotik bir yapıştırıcı gibi çalışan ekstrüder tabanca, eriyen malzemeyi katmanlar halinde şekillendirir (Şekil 2) (23). FDM tekniğinde üretimde katman kalınlığı 200 µm olduğundan, diğer hassas üretim tekniklerine kıyasla obje yüzeyleri daha pürüzlü ve

basamaklı bir yapıya sahiptir. Sistemin en büyük avantajı düşük maliyetli olması ve malzeme konusunda herhangi bir kısıtlama bulunmamasıdır (24).



Şekil 2. Birleştirilmiş yığma modeli (FDM) (14)

Polyjet

Multijet (MJP) teknolojisi, birden fazla püskürtme başlığının eş zamanlı çalışmasıyla nesneleri katman katman oluşturan bir 3B baskı yöntemidir. 2000 yılında Objet firması tarafından patentlenen bu teknik, yaygın olarak "Polyjet" adıyla da bilinmektedir (22). Bu yöntemin dikkat çekici özelliği, beş farklı malzeme türünün bir arada kullanılabilmesi ve 500.000'den fazla renk kombinasyonu ile çok malzemeli 3B baskı yapılabilmesidir (25). Polyjet teknolojisiyle 14 μ m'ye kadar katman kalınlığıyla baskı yapılabilmesi, üretilen nesnelerin yüksek hassasiyet ve detay doğruluğuna sahip olmasını sağlar (26).

Seçici lazer sinterleme/eritme (SLS /SLM)

Toz yatağı füzyonu tekniklerinden seçici lazer sinterleme (SLS) ve seçici lazer eritme (SLM) tekniğinde, nesneleri toz halindeki malzemenin lazer radyasyonu ile eritilmesi veya sinterlenmesi yoluyla üretilmektedir. Her iki yöntemde aynı temel üretim prensibinde katman katman baskı yapılmaktadır. İki teknik arasındaki temel fark, SLS tekniğinde katmanların kısmi eritme yöntemiyle sinterlenerek birbirine kaynaştırılması iken, SLM tekniğinde kullanılan tozun doğrudan işlem noktasında tamamen eritilmesidir. Bu tekniklerde paslanmaz çelik, kobalt ,krom ve titanyum gibi metallerin yanısıra seramikler de hammadde olarak

kullanılabilmektedir. En çok kullanılan metaller arasında Co-Cr ve titanyum yer almaktadır (27, 28).

2.2 Protetik Diş Tedavisinde Üç Boyutlu (3B) Baskı Yöntemi

Son yıllarda büyük bir gelişim gösteren 3B üretim teknolojisi, protetik diş tedavisinde yenilikçi tasarım ve üretim süreçleri sunan geniş bir uygulama alanına sahiptir. Klinisyenin tek seansta tarama ve baskı işlemini gerçekleştirebilmesi, hem zaman hem de maliyet açısından önemli bir avantaj sağlamaktadır. Gelişen teknolojiyle beraber 3B baskı yöntemi, tam protezlerden kron- köprü restorasyonlara, oklüzal splintlerden ölçü kaşıklarına kadar pek çok uygulamaya olanak sağlamaktadır. 3B baskı yönteminin protetik diş tedavisindeki kullanım alanları şu şekildedir (29) ;

- Seramik restorasyonların üretimi
- Model oluşturma
- Kişiye özel ölçü kaşıkları üretimi
- İmplant yerleştirme için cerrahi kılavuz üretimi
- Geçici kron ve köprülerin hazırlanması
- Tam protez üretimi
- Oklüzal splint hazırlanması
- Epitez ve obturatör protezlerin üretimi
- Mum modelleme
- Metal altyapı üretiminde kullanımı

Protetik diş tedavisinde seramik restorasyonlar, çeşitli 3B baskı yöntemleriyle üretilmektedir. Zirkonya, feldspatik porselen ve alümina gibi materyaller, 3B baskı teknolojisiyle şekillendirilerek restorasyonlar elde edilmektedir. Bu üretim yöntemleri, diş hekimliğinde daha hassas, estetik ve dayanıklı seramik sunma imkanı sağlamaktadır (30). 3B baskı teknolojisi, işlenebilir bloklara olan ihtiyacı azaltmanın yanı sıra, çapak giderme

maliyetlerini düşürerek eksiltmeli üretim yöntemlerinin sınırlamalarını aşmada önemli bir avantaj sağlamaktadır. Tablo2 'de mevcut olan 3B baskı yöntemleri ve üretilen seramik türleri gösterilmektedir (30).

Tablo 2. 3B baskı teknolojisi ve üretilen seramik türleri (30)

3B Baskı Teknolojisi	Seramik Türü
Stereolitografi	Zirkonya Alümina
Materyal ekstrüzyon	Feldspatik porselen Zirkonya
Toz yataklı füzyon	Feldspatik porselen
Inkjet baskı	Zirkonya
Binder jetting	Feldspatik porselen

Günümüzde seramik kron üretiminde kullanılmak üzere zirkonya bazlı reçineler geliştirilmiştir. 3B üretim yöntemiyle üretilen zirkonya, yalnızca monolitik formda değil, aynı zamanda altyapı malzemesi olarak da kullanılmaktadır. Porselen ile yeterli bağlanma mukavemetine sahiptir. Mevcut literatürde, hem monolitik olarak üretilen hem de kendiliğinden glazeli zirkonyalara yer verilmektedir (31, 32).

Geleneksel yöntemlerde, model oluşturmak için fabrikasyon ölçü kaşıkları ve çeşitli ölçü materyalleri kullanılarak ağız içinden ölçü alınır. Dental kaşıklar ve modeller, hastanın ağız içindeki sert ve yumuşak dokularının ayrıntılarını yansıtan önemli araçlardır. Teknolojinin gelişmesiyle birlikte, 3B yazıcılar kullanılarak kişiye özel ölçü kaşıkları üretmek mümkün hale gelmiştir . Yüksek hassasiyet, kısa işlem süresi ve kolay programlama ile kişiselleştirme avantajları sayesinde bu yöntem giderek daha fazla tercih edilmektedir (12).Geleneksel yöntemlerle üretilen ölçü kaşıkları ile 3B yazıcıdan üretilen ölçü kaşıklarının doğruluğunu karşılaştıran bir çalışmada 3B yazıcılar kullanılarak yapılan kaşıkların doğruluğunun belirgin şekilde arttığı gözlemlenmiştir. Bu gelişmeler, özellikle kişiye özel ölçü kaşıklarının ve modellerinin daha yüksek hassasiyetle üretilmesine ve dental uygulamalarda daha başarılı sonuçlar elde edilmesine imkan tanımaktadır (33).

Geçici kron ve köprülerin marjinal uyumu, mekanik stabiliteyi, dayanıklılığı ve çevredeki yumuşak dokuların sağlığını sağlamak için kritik öneme sahiptir. Geçici restorasyonlardaki yetersiz uyum, plak birikimine, mikrosızıntıya, kenarların renk değişimine, estetik sorunlara, diş hassasiyetine, çürüklere ve periodontal hastalıklara neden olabilir (34). Günümüzde, 3B baskı ile üretilen geçici kronların mükemmel kenarlara ve iç yapıya sahip olduğu belirlenmiştir (35).

Son zamanlarda, farklı 3B baskı yöntemleri hareketli bölümlü protezlerin üretiminde popüler hale gelmiştir. İskelet yapılarının üretilmesinde sıklıkla stereolitografi (SLA), dijital ışık işleme (DLP), seçici lazer sinterleme (SLS), seçici lazer eritme (SLM) teknikleri kullanılmaktadır. Yeni dijital iş akışı, refrakter dökümde oluşabilecek deformasyonların elimine edilmesi ve iskelet yapılarının optimal adaptasyonunun sağlanması sayesinde, basınç kaynaklı mukozal lezyonların ve rezidüel alveolar kret rezorpsiyonunun önlenmesine olanak tanımaktadır(12, 36). Kim ve ark. yaptığı çalışmada 3B yazıcıda üretilen iskelet yapısı, geleneksel döküm yöntemiyle üretilen iskelet yapısına benzer doğruluk gösterdiği ve klinik olarak kabul edilebilir olduğu belirtilmiştir (37). Bir diğer çalışma sonuçlarına göre; orta damak derinliği bulunan hastalarda geleneksel, DLP ve SLM yöntemleri arasında anlamlı bir fark yok iken, derin damak derinliği bulunan hastalarda SLM tekniğinin en yüksek doğruluk parametresini verdiği gösterilmiştir (38).

3B baskı yöntemlerinin protetik diş tedavisindeki bir diğer kullanımı da maksillofasiyal protezlerin üretilmesidir. Bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD-CAM) teknolojilerindeki gelişmelerle birlikte, maksillofasiyal protezlerin üretimi için olanaklar ortaya çıkmıştır. Bulb yapısının ve alttan kesilmiş alanların karmaşık ayrıntıları, 3B baskı veya frezeleme teknikleri kullanılarak dijital olarak tasarlanabilir ve üretilir (39).

Oklüzal splint, temporomandibular eklem artraljisi, kas miyaljisi ve brüksizm gibi temporomandibular disfonksiyon belirtilerinin tedavisinde kullanılan, yüksek oklüzal kuvvetlere dayanıklı materyallerden üretilen intraoral apareylerdir. 3B baskı teknolojisi ile aynı anda birden fazla splint üretimi, üretim verimliliğini büyük ölçüde artırırken zaman ve maliyet tasarrufu sağlamaktadır (40). Bununla birlikte, 3B baskı materyallerinin antistres ve yaşlanmaya karşı direnç özellikleri, geleneksel veya frezelenmiş rezinlere kıyasla daha düşük olduğundan, bu durum uzun dönemli kullanımda olumsuz sonuçlara yol açabilir (40-42).

2.2.1. Üç Boyutlu(3B) Baskı Yöntemi ve Kaide Materyalleri

Son yıllarda dijital teknolojiler kullanılarak üretilen protezler, artan bir popülerlik kazanmıştır. Mevcut farklı CAD/CAM yazılımları ve protokolleri nedeniyle, protezlerin dijital üretim süreçleri çeşitlilik gösterebilir (43). Dijital diş hekimliği, tedavi süresini kısaltırken elektronik verilerin güvenli şekilde saklanmasına imkân tanır. CAD/CAM ve 3B baskı teknolojileri sayesinde protez kaideleri tek parça hâlinde, yüksek hassasiyetle üretilmekte; bu da işlem basamaklarını azaltarak hata riskini en aza indirmektedir (44).

Üç boyutlu üretimde en sık kullanılan rezinler polimetilmetakrilat (PMMA), akrilonitril butadin stiren (ABS), polikarbonat (PC), polilaktik asit (PLA) ve polietermittir. (PEI)(45). Akrilik polimer içeren rezinler polimerizasyon yöntemlerine göre ısı ile polimerize, fotopolimerize ve otopolimerize olmak üzere üç sınıfa ayrılmaktadır (46, 47). PMMA esaslı akrilik rezinler, özellikle ısı ile polimerize edilenler, hareketli protezlerin kaide materyali olarak yaygın kullanım alanı bulmaktadır. Bu materyal, üretim kolaylığı, düşük maliyet, hafiflik, biyouyumluluk, ağız ortamındaki stabilitesi ve kabul edilebilir estetik özellikleri nedeniyle tercih edilmektedir. Ancak, boyutsal değişiklikler, eğilme ve kırılma mukavemeti gibi mekanik açıdan yetersizlikler ile polimerizasyon sonrası büzülme gibi dezavantajları da mevcuttur (45-47).

Günümüzde, 3B baskıyla protez kaidelerinin üretiminde kullanılan iki ana baskı yöntemi DLP ve SLA teknolojileridir (48). Bu tekniklerde, protez kaidesi fotopolimer reçine kullanılarak üretilmektedir. Özellikle ışıkla polimerize edilen PMMA rezinlerin üç boyutlu üretiminde özellikle DLP teknolojisi tercih edilmektedir. Bunun ışığa duyarlı rezinlerin formülasyonunda, akrilik oligomerler, monomerler, reaktif seyrelticiler ve foto başlatıcıların doğru belirlenmesinin kritik öneme sahip olması olarak belirtilmektedir (49). Bunun yanında ışıkla polimerize olana PMMA rezinlerin yüksek büzülme oranı ve ısı ile sertleşen PMMA rezine göre zayıf mekanik özelliklerinin bulunması dezavantajları arasında yer almaktadır (49).

Bisfenol A-glisidil metakrilat (Bis-GMA) ve ürethan dimetakrilat (UDMA) içeren ışıkla polimerize kompozit rezinler, yüksek biyouyumlulukları ve kullanım kolaylıkları nedeniyle diş hekimliğinde yaygın şekilde kullanılmaktadır (49, 50). Ancak üç boyutlu baskı ile

üretilebilen üretan akrilat (UA) bazlı fotopolimer rezinler ve polimer kompozitler ise hâlen araştırma aşamasındadır (49, 51). Tzeng ve ark., %40 alifatik üretan akrilatın DLP tekniği ile basılabilir protez kaide rezin materyali olarak kullanılabilirliğini bildirmişlerdir (49).

Hipoalerjenik protez kaide materyalleri, MMA monomerinin yol açtığı alerjik reaksiyon riskini azaltmak amacıyla geliştirilmiştir (52). Bu amaçla, diüretan dimetakrilat, poliüretan, polietilentereftalat ve polibutilentereftalat gibi alternatif hipoalerjenik rezinler kullanılmış ve MMA içermeyen, ışıkla polimerize olabilen üç boyutlu baskı için uygun materyaller piyasaya sunulmuştur (49).

Bir diğer tam protez üretiminde kullanılan 3B baskı teknolojisi, fotopolimerlerin çok malzemeli püskürtme yöntemini kullanan PolyJet teknolojisidir (53). Bu yöntem, birden fazla rengin aynı anda basılmasını sağlayarak protez kaidesi ve dişlerin birlikte üretilmesine imkan tanımaktadır (20). Tablo 3'te kaide plağı üretiminde kullanılan 3B baskı yöntemleri gösterilmiştir.

	Stereolitografi	Dijital ışık işleme	Multijet/PolyJet baskı
Kısaltma	SLA	DLP	-
Üretim süresi	Genellikle DLP'den daha uzun	Kısa baskı döngüleri	Renk kombinasyonları baskı döngülerini uzatır
Işık kaynağı	UV LAZER	Özel ışık projektörleri	UV ışığı
Banyo tankı	Evet	Evet	Hayır
Destek yapısı	Evet	Evet	Hayır

**Ta
blo
3.**
Kai
de
mat
ery
alle
ri
için
3B
bas
kı
yön
tem

leri (54)

Protez kaidesinin ağız mukozasıyla uyumu, protezin genel başarısını belirleyen önemli bir faktördür. Yapılan çalışmalar, protez kaidesinin dokuya uyumunun tutuculuğu arttırdığını göstermektedir (44). Araştırmalar, 3B baskı yöntemiyle üretilen protezlerin, frezelenmiş protezlere kıyasla daha düşük doku kaide uyumuna sahip olduğunu ortaya koymuş olsa da, bu farkın klinik açıdan ne kadar önemli olduğu henüz netleşmemiştir (55, 56). 3B baskı ile

Üretilen protez kaidelerinin 100 µm (0.1 mm) içinde klinik olarak kabul edilebilir bir doku yüzeyi adaptasyonu sağladığı bildirilmiştir (55, 57). Literatürde 3B baskı ile üretilen protez kaidelerinde daha düşük uyumun görülmesi post-polimerizasyon işlemi ile polimerizasyon büzülmesinin meydana gelmesi ile açıklanmıştır. Frezelenmiş protezlerde prepolimerize PMMA diskler kullanımı polimerizasyon büzülmesini ortadan kaldırmaktadır (58). 3B baskı ile üretilmiş tam protezlerde en yüksek uyum gösteren noktaların alveolar sırt ve sert damak olduğu, en düşük uyumu gösteren noktaların ise bukkal ve labial falanjlar olduğu bildirilmiştir (1).

3B baskı yöntemiyle üretilen protezlerde doku kaide uyumunun artırılabilmesi için dikkat edilmesi gereken çeşitli faktörler bulunmaktadır. Bu faktörler ;

- Reçinenin doğru karıştırılması
- Yazıcının ışık şiddeti
- Baskı açısı
- Destek yapısının sayısı ve konumu
- Katman kalınlığı
- Kullanılan yazılım
- Son işlem protokolleridir (54).

Stereolitografi veya DLP (Dijital Işık Işleme) sürecinde, "baskı açısı," nesnenin üretim süreci sırasında katmanlar halinde oluşturulurken kullanılan dilimleme yönünü tanımlamaktadır (59, 60). Literatürde, stereolitografi ile basılan protezlerde en yüksek boyutsal doğruluğa ulaşmak için 120 derecelik bir baskı açısının önerilmiştir (61). Baskı açısından bağımsız olarak, dijital ışık işleme yöntemiyle üretilen protezlerin kaide uyumunun her iki çene için de klinik olarak kabul edilebilir olduğu bildirilmiştir. Ancak, en yüksek boyutsal doğruluğu sağlamak için maksillada 135 derecelik, mandibulada ise 100 derecelik baskı açısı önerilmektedir (62).

Katman kalınlığı, protezin genel doğruluğu, yüzey pürüzlülüğü ve mekanik dayanıklılığı üzerinde doğrudan etkili olan önemli bir faktördür. İnce katmanlar, yüzey kalitesini ve detay hassasiyetini artırırsa da baskı süresini uzatabilir. Buna karşın, daha kalın katmanlar üretim süresini kısaltırken yüzey pürüzlülüğünü artırarak kaide uyumunu olumsuz etkileyebilir. Bu nedenle, baskı sürecinde uygun katman kalınlığının belirlenmesi, protezin

doku kaidesine uyumu ve genel başarısı açısından kritik bir rol oynamaktadır. Literatürde 100 µm katman kalınlığının protez adaptasyonu ve retansiyon açısından klinik olarak kabul edilebilir olduğu bildirilmiştir (63).

2.3 Astar Materyalleri

Astar materyalleri, hareketli protezlerin ve obturatörlerin dokuya temas eden yüzeylerine uygulanan, protez ile oral mukozanın uyumunu arttırmayı amaçlayan elastik rezin bazlı bir ara tabaka materyalleridir. Kullanım sırasında yumuşak dokuda travma meydana gelmesi halinde, protezin dokuya bakan yüzeylerinin astar materyalleri ile desteklenmesi, hem protezin doku uyumunu artırmakta hem de travmatize edici etkisini azaltmada oldukça etkili bir yöntem olarak öne çıkmaktadır (64-66) Bu amaçla kullanılabilecek üç çeşit materyal bulunmaktadır (65);

1. Yumuşak Astar Materyalleri
2. Sert Astar Materyalleri
3. Doku Düzenleyiciler

2.3.1 Yumuşak Astar Materyalleri

Yumuşak astar materyalleri, sahip oldukları esneklik ve yumuşaklık özellikleri sayesinde tam ve bölümlü protezlerde, proteze gelen kuvvetlerin dengeli bir şekilde dağıtılmasını sağlamak ve atrofik bölgelerde oluşan oklüzal yükleri azaltmak amacıyla kullanılan yumuşak polimerlerdir (66).

Diş hekimliğinde kullanılan yumuşak astar materyallerinin en eski örneği, 1869 yılında Twitchell tarafından kullanılan ve 'velum' olarak adlandırılan doğal kauçuktur (67). Matthews, 1945 yılında kronik mukozal yanma şikayeti olan hastalar için polivinilklorid tozu ile di-n-bütülfitalat plastikleştiricinin karışımından oluşan ilk sentetik reçineyi kullanmıştır (68). 1940'ların sonlarında Lammie ve Storer, 35 birim metil metakrilat ile 65 birim bütül ester akrilik asit karışımından elde ettikleri materyali 'Plastupalate' adıyla ticarileştirmiştir. Silikon

(polidimetilsiloksan) esaslı yumuşak astar materyalleri ise 1960’larda kullanılmaya başlanmıştır (67).

Yumuşak astar materyalleri, protezin muko-kemik dokusu üzerindeki travmatize edici etkisini azaltarak proteze olan uyumu artırılmasında etkindirler. Bu materyaller, protezlerin doku yüzeyinin tamamına veya belirli bir bölümüne uygulanarak hastaların konforunu artırmada önemli bir rol oynamaktadır (69, 70).

Yumuşak astar materyallerinin sahip olması gereken özellikler şu şekildedir (64):

- Uygulaması kolay olmalıdır.
- İşlem sırasında minimal boyut değişikliği göstermeli ve bu değişimler akrilik protez kaide materyali ile aynı oranda olmalıdır.
- Su emilimi minimum seviyede olmalıdır.
- Tükürük içerisinde minimal çözünme göstermelidir.
- Yumuşaklığını ve elastikiyetini devamlı korumalıdır.
- Kullanım boyunca ayrılması için kaideye iyi bağlanmalıdır.
- Kopmaya karşı koymak için yeterli yırtılma direncine sahip olmalıdır.
- Çiğneme kuvvetleri altında ve temizlenmesi sırasında ezilmemeli, bozulmamalı, kopma ve çatlama göstermemelidir.
- Hastanın uzun süre kullanabilmesi için kokusuz ve tatsız olmalıdır.
- Protez kaidesinin rengi ile uyumlu ve estetik olarak kabul edilebilir olmalıdır.
- Rengi stabil kalmalı ve zamanla lekelenme olmamalı; yemeklerden, içeceklerden, tütün vs. etkilenmemelidir.
- Kolay temizlenebilmelidir.
- Esnekliği ve yüzey yapısı protez temizleyicilerinden etkilenmemelidir.
- Sonradan şekil, hacim, boyut değişikliği göstermemelidir.
- Toksik olmamalı; destek dokularda alerji, yanma ve irritasyona sebep olmamalıdır.
- Sağlığa zararlı maddeler içermemelidir.

- Protez kaidesinin yapısını bozmamalı, kaideyi zayıflatmamalı, kaidede distorsiyona neden olmamalıdır.
- Protez kaidesinin direncini azaltmamak için minimal kalınlıkta dahi yumuşak ve esnek olmalıdır.
- Mikroorganizmaların birikmesine izin verecek şekilde pörözite göstermemelidir.
- Mikroorganizmalardan ve bunların metabolitlerinden etkilenmemelidir.
- Yüzey ıslanabilirliği iyi olmalı, viskozitesi uygun olmalıdır.
- Abrazyona karşı dirençli olmalıdır.
- Tesviye ve polisajı kolay yapılabilmelidir.
- Tamiri kolay olmalıdır.

2.3.1.1. Yumuşak Astar Materyallerinin Endikasyonları

Yumuşak astar materyallerinin kullanım endikasyonları şu şekildedir (64, 71-74):

- Kaide plağından tahriş olan ince, hiperemik, gevşek mukoza varlığında
- İleri derecede atrofik mukoza, vuruks ve kronik ağrıya sahip vakalarda
- Uzun süreli protez kullanımına bağılı irritasyonda ve sağılığı bozulmuş dokularda doku iyileştirici olarak
- Aşırı kemik rezorpsiyonuna bağılı olarak mandibular kanalın ve mental foramenin yüzeye çok yakın olduğı durumlarda
- Alveol kemik yüzeyinin özellikle kret tepesinde keskin kenarlar ve sivri çıkıntılar gösterdiği durumlarda
- Kemik andırkatları olan vakalarda
- Palatal orta rafenin sert olduğı vakalarda, hastaya sıkıntı veren genial tüberküllerde, mandibular torus ve keskin mylohyoid sırtların rölyefinde
- Obturatör gerektiren konjenital veya kazanılmış defektlerde
- Sistemik hastalıkların destek dokular üzerindeki olumsuz etkilerinin önlenmesinde
- Ağız kuruluğı vakalarında

- Radyoterapi gören kişilerde doku travmalarının engellenmesinde
- Protez yapımında kayıt plakları ve geçici protez kaidelerinin stabilizasyonunda
- Nötral bölgenin belirlenmesinde
- Diş destekli tam protezlerde aşırı yüklerden kaçınmak amacıyla gingival marjin bölgesinde oluşturulan ölü boşluklarda
- Fonksiyonel ölçü malzemesi olarak
- Bruksizm vakalarında
- Protez kaidesine alerjide izolasyon amacıyla
- İmplant cerrahisinden sonra eski protezlerin kullanımında implantlara yük gelmemesi amacıyla
- Cerrahi işlemler ve çekimler sonrası immediat protezlerde geçici besleme maddesi olarak
- Cerrahi ve periodontal splintlerin altında, doku ile splint arasında ara tabaka olması amacıyla
- Labial periodontal protez yapımında, elastik diş eti maskesi yapımında
- Doğal dişli bir kavsin karşısına yapılmış tek tam protezlerde yüksek çiğneme kuvvetine bağlı oluşan aşırı basınçların azaltılmasında ve protezde görülen kırıkların önlenmesinde
- Protezde vuruş ve aşırı basınç alan bölgelerin belirlenmesinde

2.3.1.2 Yumuşak Astar Materyallerinin Sınıflandırılması

Geçmişten günümüze, yumuşak astar malzemelerinin çeşitli aşamalardan geçtiği, birçoğunun artık kullanılmadığı, bazılarının ise günümüze kadar ulaştığı görülmektedir. Bununla birlikte, hâlâ ideal bir astar materyali bulunmasına yönelik çalışmalar devam etmektedir. Aynı zamanda, gelişen teknolojiyle birlikte geleneksel yumuşak astar materyallerinin yanı sıra, deneysel olarak geliştirilen yumuşak astar materyalleri de

araştırmaya açık bir materyal sınıfı olarak dikkat çekmektedir. Yumuşak astar materyalleri şu şekilde sınıflandırılabilir (64, 69, 70, 73):

1.Hazırlanış şekillerine göre:

- Oda sıcaklığında polimerize olanlar (Otopolimerize)
- Isıyla polimerize olanlar
- Işıkla polimerize olanlar

2.Kullanım amaçlarına göre:

- Geçici amaçla kullanılanlar
- Daimi amaçla kullanılanlar

3.Kimyasal yapılarına göre:

- Doğal kauçuk ve türevleri
- Polivinil reçineler
- Hidrofilik polimerler
- Poliüretanlar
- Akrlil esaslı yumuşak astar materyalleri
 - ❖ Oda ısısında polimerize olan akrilik esaslı yumuşak astar materyalleri
 - ❖ Isı ile polimerize olan akrilik esaslı yumuşak astar materyalleri
- Silikon esaslı yumuşak astar materyalleri
 - ❖ Oda ısısında polimerize olan silikon esaslı yumuşak astar materyalleri
 - ❖ Isı ile polimerize olan silikon esaslı yumuşak astar materyalleri
- Polisülfazinler

4. Üç boyutlu (3B) baskı teknoloji ile üretilen deneysel yumuşak astar materyalleri

2.3.1.2.1. Hazırlanış Şekillerine Göre

2.3.1.2.1.1.Oda Sıcaklığında Polimerize Olanlar (Otopolimerize)

Oda sıcaklığında polimerize olan (otopolimerize) yumuşak astar materyalleri, akrilik ve silikon esaslı olmak üzere iki grupta incelenmektedir. Bu materyaller, hasta ağzında doğrudan uyumlanabilmeleri, kolay uygulanabilir olmaları ve ekonomik açıdan avantaj sağlamaları nedeniyle ısıyla sertleşen astar materyallerine alternatif olarak değerlendirilmektedir. Ayrıca, iyileşme sürecinde protezin uyumunu artırmak ve doku sağlığını desteklemek amacıyla doku iyileştirici olarak da kullanılmaktadırlar. Ancak, esneklikleri, boyutsal stabiliteleri ve ıslanabilirlikleri zamanla azalma eğiliminde olup, pöröz bir yapı kazanmaları, kirlenmeleri ve enfekte olma riskleri gibi fiziksel ve mikrobiyolojik dezavantajları nedeniyle klinikte genellikle geçici olarak tercih edilmektedirler (64).

2.3.1.2.1.2. Isıyla Polimerize Olanlar

Isıyla polimerize olan yumuşak astar materyalleri, akrilik ve silikon esaslı olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır. Bu materyaller, oda sıcaklığında polimerize olan astar materyallerine kıyasla daha yüksek yırtılma direnci, kaide plağına daha güçlü bağlanma ve daha düşük su absorpsiyonu özelliklerine sahiptir. Bu özellikler sayesinde, renk ve boyut değişiklikleri, elastikiyet kaybı ve kötü koku oluşumu daha az görülmektedir. Bu avantajları nedeniyle, uzun süreli kullanım için tercih edilmektedirler (64, 74, 75).

2.3.1.2.1.3 Işıkla Polimerize Olanlar

Işıkla polimerize olan astar materyalleri, sertleşme özellikleri sayesinde klinisyenlere yeterli çalışma süresi sunarken, polimerizasyon öncesinde astarlama işleminin doğruluğunu kontrol etme imkânı da sağlamaktadır (73).

2.3.1.2.2 Kullanım Amaçlarına Göre

2.3.1.2.2.1. Geçici Amaçla Kullanılanlar

Geçici amaçla kullanılan astar materyalleri, oda sıcaklığında hazırlanmakta olup, ISO 10139 standartlarına göre kullanım süreleri 1 saat ile 30 gün arasında değişmektedir (76). Bu materyaller, protezler yenilenene veya daimi astarlama yapılana kadar eski protezlerin uyumlanmasını, rahat kullanımını, tutuculuğunu ve destek dokuların düzenlenmesini sağlamaktadır. Ancak zamanla yapısal bozulmalar meydana gelmekte, yüzeyleri düzensizleşmekte ve pürüzlü hale gelmesi nedeniyle mikroorganizmaların tutunma riskini artırmaktadır (64, 77).

Kısa süreli kullanılan yumuşak astarlar aynı zamanda, cerrahi prosedürler veya diagnostik işlemler sonrasında immedat protezlerde ve diğer geçici durumlarda bir aya kadar kullanılan “doku düzenleyiciler” ve “geçici yumuşak astarlar” olarak tanımlanmaktadır (78).

2.3.1.2.2.2. Daimi Amaçla Kullanılanlar

Günümüzde kullanılan daimi yumuşak astar materyalleri, akrilik ve silikon esaslı olup, çiğneme sırasında oluşan kuvvetleri absorbe ederek protezden bazal dokulara aktarılan enerjiyi azaltmak amacıyla uygulanmaktadır (64, 77). ISO 10139 standartlarına göre, 30 günden daha uzun süre kullanılan astar materyalleri daimi kullanım amaçlı olarak sınıflandırılmaktadır; ancak bu tür materyallerde zamanla yapısal bozulmaların meydana gelebileceği bildirilmektedir (79).

2.3.1.2.3 Kimyasal Yapılarına Göre

2.3.1.2.3.1. Doğal Kauçuk ve Türevleri

Doğal kauçuk ve türevlerinin kullanımı, ağız sıvılarını hızla absorbe etmeleri, hazırlanmasının zor olması, kısa sürede dokularla uyumsuzluk göstermesi ve kaide materyaline yeterince bağlanamaması gibi dezavantajlar nedeniyle günümüzde terk edilmiştir (80).

2.3.1.2.3.2. Polivinil Reçineler

Polivinil reçineler, polivinil klorür (PVC) ve polivinil asetat (PVA) olmak üzere iki şekilde kullanıma sunulmuştur (77). Ağız ortamında polivinil klorid daha kırılğan bir materyal olmasının yanı sıra polivinil asetat aşırı derecede esnek ve bükülebilir özelliktedir. Günümüzde kullanımları terk edilmiştir (64).

2.3.1.2.3.3. Hidrofilik Polimerler

Oda sıcaklığında şekillendirilebilmeleri, kolayca uyumlandırılabilirmeleri, tesviye ve polisaj işlemlerine dayanıklı olmaları ve 37 °C’de klinik uyum sağlamaları nedeniyle başlangıçta ideal yumuşak astar materyali olarak değerlendirilmiştir. Ağız dışında sert olan bu materyaller, ağız içinde su emerek yumuşar. Hacminin %20’si kadar su absorbe edebilen bu materyaller, yetersiz boyutsal stabilite, hızlı renk değişimi, yırtılma ve kaideden ayrılma gibi önemli dezavantajlara sahiptir (64, 74).

2.3.1.2.3.4. Poliüretanlar

Akril kaide plağına bağlanmaları oldukça zor olup, özel laboratuvar işlemleri gerektirmektedir. Buna rağmen, yeterli bağlantı gösterememeleri ve yiyecek, içecek ve tütünden hızla etkilenecek birkaç ay içinde koyu kahverengi renk değişikliği göstermeleri gibi nedenlerle, bu materyaller yumuşak astar olarak günümüzde kullanılmamaktadır (64, 77).

2.3.1.2.3.5. Akrilik Esaslı Yumuşak Astar Materyalleri

Hazırlanış şekillerine göre, hem ısı ile hem de kendiliğinden polimerize olan akrilik esaslı yumuşak astar materyalleri, toz ve likitten oluşur. Toz, temel olarak etil metakrilat içeren kopolimer partiküllerinden oluşurken, likit içeriğinde metil metakrilat monomer ve

plastikleştiriciler bulunur. Plastizör olarak genellikle fitalat esteri içerirler. Plastikleştiricilerin eklenmesiyle, rezinler elastomerik özellik kazanır ve ağızda yumuşaklıklarını korur. Ancak akrilik esaslı yumuşak astar materyallerinin en önemli sorunlarından biri, plastikleştiricilerin zaman içinde çözünmesidir. Bu maddeler azaldıkça esneklikleri düşer ve materyal zamanla sertleşir. Akrilik içerikli yumuşak astar materyali ile akrilik kaide kimyasal olarak benzer yapıda olduğundan, bağlantıyı sağlamak için yapıştırmacı ajana ihtiyaç duyulmamaktadır (81, 82).

2.3.1.2.3.5.1 Oda Isısında Polimerize Olan Akrilik Esaslı Yumuşak Astar Materyalleri

Bu materyallerin toz içeriğinde polimetil veya polietil metakrilat bulunurken, likit içeriğı ise %60-80 oranında dibütil fitalat gibi plastizerler ve %6-40 oranında etil alkolden oluşmaktadır (83). Oda ısısında polimerize olan yumuşak astar materyalleri ağız içerisinde birkaç hafta ile birkaç ay arasında kullanılabilir. Klinik pratiğinde tek seansta kullanılması avantajlı bir durum olsa da yüksek miktarda artık monomer içeriğı en önemli dezavantajları arasında yer almaktadır (84). ViscoGel (Dentsply, ABD), Ivoseal (Ivoclar, Germany), Kerr Fitt (Kerr Dental, ABD) ve Coe Soft (GC, Japan) oda ısısında polimerize olan akrilik esaslı yumuşak astar materyallerine örnektir (85).

2.3.1.2.3.5.2 Isı ile Polimerize Olan Akrilik Esaslı Yumuşak Astar Materyalleri

Piyasada genellikle toz-likit sistemleri şeklinde bulunan yumuşak astar materyalleri, toz içeriğı olarak polietil veya polibütil metakrilat polimerleri, peroksit başlatıcı ve pigment, likit içeriğı olarak ise bütülmetakrilat monomeri ve fitalat esterinden oluşan plastikleştiriciler içerir (78). Monomerin sertleşmeye geçiş sıcaklığı, plastikleştirici oranına bağlıdır. Sertleşmeye geçiş sıcaklığı düşük olan monomer kullanıldığında, plastikleştirici miktarı azaltılabilir. Plastikleştiricilerin artması, materyalin su emiciliğini ve distorsiyon oranını artırır, elastikiyetin zamanla azalmasına ve sertleşmesine yol açar. Bu sorunun önlenmesi için polimerize olan plastikleştiriciler kullanılabilir. Ayrıca, su emiciliğı yüksek olan bu materyallerde bakteriyel kontaminasyon riski de bulunmaktadır. Ancak PMMA akrilik rezin kaidesine mükemmel bağlanabilmesi nedeniyle en çok tercih edilen yumuşak astar

materyallerindendir (82). Vertex Soft (Vertex Dental, Netherlands), Villacryl Soft (Zhermack, Italy), Flexacryl Soft (Lang Dental, ABD) ısı ile polimerize olan akrilik esaslı yumuşak astar materyallerine örnektir (85).

2.3.1.2.3.6 Silikon Esaslı Yumuşak Astar Materyalleri

Silikon esaslı yumuşak astar materyalleri, genellikle (poli) dimetil siloksan ve (poli) etil silikat içerir. İnce grenli silika, materyalin polimerizasyon sonrası dayanıklılığını artırırken boyutsal stabilitesini olumsuz etkiler. Bu materyaller, yumuşaklıklarını plastizer yerine yapılarından alarak uzun süre rezilient özelliklerini korur (78). Kullanımı kolaydır, su emiciliği akrilik esaslı materyallere göre daha düşüktür ve alerji yapmazlar. Ancak zımparalanması ve cilalanması zor olup, bu da yüzeyin pürüzlü hale gelmesine neden olur (77). Pürüzlü yüzeyler, gıda artıklarıyla kontamine olarak mantar ve fungal kolonilerin oluşmasına zemin hazırlar (86). Ayrıca, akrilik kaide ile bağlantıları zayıf olduğu için adeziv kullanımını gerektirir. Silikon esaslı yumuşak astar materyallerinin adezivlerle bağlanma dayanımı geliştirilmeye çalışılmakla birlikte, tam yeterlilik sağlanamamıştır (77). Molloplast B (Detax, Almanya), Ufi Gel SC (Voco, Almanya), Mollosil (Detax, Almanya), Tokuyama Sofreliner S (Tokuyama, Japonya), Mucopren Soft (Kettenbach, ABD) ve GC Reline Soft (GC, ABD), piyasada bulunan örneklerindendir (69).

2.3.1.2.3.6.1. Oda Isısında Polimerize Olan Silikon Esaslı Yumuşak Astar Materyalleri

Günümüz diş hekimliği pratiğinde en sık kullanılan yumuşak astar materyalleri arasında yer alır ve hasta memnuniyeti oldukça yüksektir. Ancak bu materyallerin en büyük dezavantajı, adeziv kullanılmasına rağmen PMMA kaide plağıyla olan bağlantısının zayıf olmasıdır . Ayrıca, temizleme ve polisaj işlemleri zordur ve Candida albicans tutulumu sık görülmektedir. Bununla birlikte, elastik özelliklerini uzun süre koruyabilmeleri en büyük avantajıdır (81, 84, 87). Oda sıcaklığında polimerize olan silikon esaslı yumuşak astar materyalleri kondanse tip ve ilave tip silikonlar olmak üzere iki farklı tipte bulunurlar.

Kondanse tip silikonlar genellikle pat ve likitten oluşur. Pat içeriği poli(dimethyl siloxan) ve dolduruculardan oluşurken, likit içeriği çapraz bağlayıcı ajan olarak tetra etil

silikat ve katalizör olarak dibütil kalay dilaurate içerir. Pat ile likidin karıştırılması sonucu alkol açığa çıkar ve çapraz bağlayıcı ajan, patın lastik kıvamına dönüşmesini sağlar (64, 78).

İlave polimerizasyonlu silikonlar ise, yapısal özellikleri ve sertleşme reaksiyonları açısından ölçü alma işleminde kullanılan materyallere benzerlik gösterir. Bu materyaller genellikle iki pat halinde piyasaya sunulmakta olup, eşit şekilde karıştırılmaları gerekmektedir. Karıştırma işlemi için sıklıkla kartuş/tabanca sistemleri kullanılmaktadır (64). Ufi Gel SC (Voco, Almanya) , oda ısısında polimerize olan ilave tip silikon yumuşak astar materyaline örnektir (88).

2.3.1.2.3.6.2. Isı ile Polimerize Olan Silikon Esaslı Yumuşak Astar Materyalleri

Günümüzde diş hekimliğinde ideal özelliklere yakın olan yumuşak astar materyalleri, ısı ile polimerize olan silikon esaslı materyallerdir (84). Bu materyaller, tek pat halinde bulunur ve yapılarında (poli) dimetil siloksan polimeri, alkil-silan bileşiği çapraz bağlayıcı ajan olarak, benzoil peroksit ise katalizör olarak bulunur. PMMA rezin kaideye diğer silikonlara göre daha iyi adezyon gösterir ve candida tutulumunu daha az yapar (64). Ancak, bu materyalin en büyük dezavantajı düşük yırtılma direncidir. Molloplast B (Detax), Mollomed (Dentax) ve Flexor (Schutz Dental) ısı ile polimerize olan silikon esaslı yumuşak astar materyallerine örnektir (82).

2.3.1.2.3.7 Polisülfazinler

Floroalkil monomerlerinin vinil florür, tetrafloroetilen veya hekzafloroetilen kopolimerleri ile birleşimiyle oluşan yumuşak astar materyali, akrilik rezine iyi adezyon gösterir. Florine edilmiş kopolimerler genellikle yaprak formunda bulunur ve kimyasal stabiliteyi yüksektir, su absorpsiyonu ise minimaldir. Viskoelastik özellikleri de iyidir. Bu materyaller yaygın olarak kullanılmamaktadır (82).

2.3.1.2.4 Üç Boyutlu (3B) Baskı Teknoloji ile Üretilen Deneysel Yumuşak Astar Materyalleri

Üç boyutlu (3B) baskı, bilgisayar destekli yazılımlar aracılığıyla oluşturulan dijital tasarımların, malzemenin ardışık katmanlar halinde biriktirilmesi yoluyla fiziksel nesnelere

dönüştürülmesini sağlayan ve hızla gelişmekte olan bir teknolojidir (14). Hız, doğruluk, tasarım esnekliği ve malzeme kullanımında verimlilik gibi avantajları sayesinde 3B baskının, özellikle protetik diş hekimliği alanında, önümüzdeki yıllarda dijital üretim yöntemleri arasında öncü konuma gelmesi öngörülmektedir. Son dönemde, eklemeli üretim (additive manufacturing) tekniklerine uyumlu dental materyallerin geliştirilmesinde dikkate değer bir artış gözlenmiştir (14).

Piyasada kalıcı ve geçici protetik restorasyonlara yönelik çeşitli 3B baskı reçineleri bulunmakla birlikte, bu tez kapsamında kullanılan yumuşak astar materyali literatürde tanımlanan geleneksel yöntemlerden farklı olarak 3B baskı teknolojisi ile geliştirilmiş deneysel bir reçinedir. Mevcut sınıflamalara doğrudan uymayan bu üretim yaklaşımı, alternatif bir yöntem olarak değerlendirilmiştir. Geleneksel yumuşak astar materyallerinin zamanla sertleşme, renk stabilitesinin bozulması, mikrobiyal kolonizasyon ve protez kaidesinden ayrılma gibi dezavantajları literatürde sıklıkla rapor edilmiştir (89). Bu tür klinik sorunlar, materyal özelliklerinin geliştirilmesine yönelik yenilikçi yaklaşımları gerekli kılmaktadır (90, 91).

Bu tez çalışmasında kullanılan 3B baskı ile üretilmiş deneysel yumuşak astar materyalinin, ince mukozaya sahip hastaların hareketli protezlerinde ve maksillofasiyal protez uygulamalarında kullanıma potansiyeli bulunmaktadır. Ayrıca dijital ölçüm yöntemleriyle birlikte üretim imkânı sunması, hem hasta hem de klinisyen açısından basınçsız, konforlu ve pratik bir ölçü alma ve astarlama süreci sağlayabilir.

2.3.1.3 Yumuşak Astar Materyallerinin Avantajları

- Protez kaidesi altındaki aşırı basınç gelen bölgelerde yastık etkisi ile basıncı absorbe ederek rezidüel kret rezorpsiyonunu azaltırlar.
- Protez tutuculuğunu artırır.
- Çiğneme etkinliğini artırarak maksimum ısırma kuvveti sağlarlar ve kas aktivitesini olumsuz etkilemeden konforlu bir kullanım sunarlar.

- Sağlığını kaybetmiş ancak geri döndürülebilir destek dokular üzerinde vibromasaj etkisi oluşturarak kan dolaşımını uyarırlar, iyileşme süresini hızlandırırlar.
- İmplant cerrahisi sonrası basıncı azaltarak osteointegrasyonu destekler ve iyileşme sürecini hızlandırırlar.
- Destek dokularda hücrel faaliyetlerin devamlılığını sağlayarak doku sağlığını korurlar (64, 73, 74).

2.3.1.4. Yumuşak Astar Materyallerinin Dezavantajları

Protez kaidesi ve astar materyali arasındaki bağlantının bozulması sık karşılaşılan bir sorundur. Kaide ile astar materyali arasındaki bağlantının zayıflaması, mikroorganizma ve artıkların birikmesine neden olarak hijyen sorunlarına yol açabilir (4, 5).

Yumuşak astar materyallerinin etkili bir şekilde stres absorbe edebilmesi için 2-3 mm kalınlıkta olması gerekmektedir. Aksi takdirde, akrilik kaidenin inceltilmesi, protezin erken kırılmasına yol açar. Özellikle kremler arası mesafe 5 mm'den az olduğunda, yumuşak astar kullanımı önerilmez (92). Ayrıca, astar monomeri ve silikon adezivlerinin kaide materyali üzerindeki çözücü etkisi, kaidenin direncini zayıflatarak kırılmalara sebep olabilir (64).

Akrilik esaslı yumuşak astar materyalleri, kullanım sırasında plastizer kaybı nedeniyle zamanla sertleşirken, silikon esaslı yumuşak astar materyalleri plastizer içermez ve yumuşaklıkları doldurucular aracılığıyla sağlanır (93). Bu doldurucular su absorbe ederek materyale daha fazla yumuşaklık kazandırır (94). Silikon esaslı yumuşak astar materyallerinin, akrilik esaslı olanlara göre kullanım sonrasında daha az sertlik değişikliği göstermektedir (95).

Yumuşak astar materyalleri, zamanla protez temizleyicileri, gıdalar ve sigara gibi etkenlerle renk değişimine uğrayabilir (96). Akrilik esaslı yumuşak astar materyallerinde, plastizerlerin uçması nedeniyle kahverengi ve beyaz renk değişimi, silikon esaslı materyallere göre daha fazla görülmektedir (95, 97).

Protez kaidesinin dokuya bakan yüzeylerinin tükürük tarafından yeterince temizlenememesi, mikroorganizma kolonilerinin oluşmasına neden olabilir (98). Yumuşak astar materyallerinin porlu ve pürüzlü yapısı da hijyenin sağlanamamasına yol açarak mantar kolonizasyonunu artırır (79). Özellikle silikon esaslı yumuşak astar materyallerinde Candida gelişimi sık görülür ve en yaygın tür Candida albicans'tır (86).

Yumuşak astar materyallerinin temizliğinde mekanik ve kimyasal yöntemlerin birlikte kullanılması önemlidir. Yumuşak bir diş fırçası ile yapılan mekanik temizlik, efervesan tabletler ile desteklenmelidir (74). Ancak kimyasal protez temizleyiciler, içeriklerindeki peroksit, hipoklorit ve asit gibi aktif bileşenler nedeniyle yumuşak astar materyallerinin yüzey özelliklerinde bozulmalara yol açabilir (99, 100).

Yumuşak astar materyallerinin laboratuvar işlemleri zaman alıcı ve karmaşıktır. Ayrıca, bu materyalle uygulanan protezlerin maliyeti, akrilik kaide materyalinden yapılan protezlere göre daha yüksektir. Cilalanma sorunları yaşayan astar materyalleri, protez uyumlanırken kaide ve astar materyaline zarar verme riski oluşturabilir (77).

2.3.2. Sert Astar Materyalleri

Sert astar materyalleri, hareketli protez kullanan hastalarda mukoza ile kaide plağı arasındaki uyum bozulduğunda, uyumu yeniden sağlamak için kullanılır (77). Soğuk akrilikler sınıfına dahil olan bu materyaller, toz-likit formunda bulunur ve iki alt tipe ayrılır. En büyük fark, likit içeriğidir; biri metil metakrilat, diğeri ise bütül metakrilat içerir. Astarlama öncesinde fazla aşındırma yapılırsa, bu materyallerin düşük cam geçiş sıcaklığı (Tg) nedeniyle protezin boyutsal stabilitesinde bozulmalar meydana gelebilir. Ayrıca, toz ve likit karıştırılırken hava kabarcıklarının hapsolması sonucu materyal porözlü bir yapı alır, bu da hastalar tarafından kabul edilebilirliği şüphelidir (101).

2.3.3 Doku Düzenleyiciler

Doku düzenleyici materyaller, kısa süreli kullanılan yumuşak astar materyalleridir ve genellikle dokular düzenlenene kadar 2-3 günde bir yenilenmesi önerilir. Uzun süre kullanımda, materyal yumuşaklığını kaybederek dokularda daha fazla basınca yol açar (85). Yumuşak dokularda protez travmasına bağlı ödem ve inflamasyon durumlarında, hastanın protezi kullanmayı bırakması mümkün değilse, doku düzenleyici materyallerin kullanılması önerilir (102). Doku düzenleyici materyaller, akrilik esaslı olmalarına rağmen metakrilat monomeri içermez ve polimerizasyon sırasında çapraz bağlanma reaksiyonu oluşturmazlar. Genellikle toz-likit formunda bulunan bu materyallerin tozu polietilmetakrilat (PEMA) polimeri içerirken, likit kısmı etil alkol, aromatik ester karışımı ve plastizerden oluşmaktadır (85). Doku düzenleyici materyaller, stabil olmayan polimer içerikleri nedeniyle ağız içinde su emerek şişer ve elastik özelliklerini kaybederler (67). Zamanla kontamine olabilirler ve sertleşerek mukozayı irrite edebilirler. Ayrıca, poröz yapıları mantar üremesi için uygun bir ortam oluşturur. Tüm bu nedenlerle, bu materyallerin yalnızca geçici bir süre için kullanılması önerilmektedir (82).

2.4.Yumuşak Astar Materyalinin Kaide Plağı ile Bağlantısı

Yumuşak astar materyali ile kaide plağı arasındaki bağlantı dayanımı, protezin uzun ömürlü ve fonksiyonel olabilmesi açısından kritik bir faktördür. Bu bağlantının yetersiz olması, protez yüzeyinde mikrobiyal kolonizasyonun artmasına yol açarak bakteri ve mantar birikimini kolaylaştırabilir. Bunun sonucunda renk değişiklikleri meydana gelebilir, ağız hijyeni olumsuz etkilenebilir ve protez kullanım konforu azalabilir. Ayrıca, zamanla mekanik ve kimyasal etkilere maruz kalan yumuşak astar materyali, bağlantı zayıflığı nedeniyle kaide plağından ayrılabilir (4, 5).

Yumuşak astar materyalinin kaide plağı ile olan bağlantısının başarısız olmasına neden olan çeşitli faktörler bulunmaktadır. Bu faktörler arasında özellikle materyallerin kimyasal bileşimi, astar kalınlığı, kullanılan yapıştırıcının türü, yırtılma direnci ve termal gerilmeler öne çıkmaktadır (94, 103-106). Materyalin kimyasal bileşimi, astar ile kaide plağı arasındaki bağın gücünü doğrudan etkileyebilir. Uygun olmayan formülasyonlar, zayıf adezyona yol açarak bağlantının erken dönemde bozulmasına sebep olabilir. Astar kalınlığı da önemli bir parametredir; çok ince astarlar yeterli mekanik destek sağlayamazken, aşırı kalın astarlar ise gerilme birikimine ve kolay ayrılmaya neden olabilir. Bağlantının güçlendirilmesinde

kullanılan yapıştırıcının kimyasal uyumluluğu ve fiziksel özellikleri büyük önem taşımaktadır. Seçilen yapıştırıcının hem yumuşak astar malzemesiyle hem de kaide plağı ile yüksek adezyon sağlaması gerekmektedir. Aksi takdirde, özellikle çiğneme sırasında ortaya çıkan mekanik kuvvetler nedeniyle zamanla kopmalar ve ayrılmalar meydana gelebilir. Termal gerilmeler de astar materyalinin bağlantı başarısızlığında önemli bir rol oynar. Ağız içindeki sıcaklık değişimleri, astar ve kaide plağı materyallerin farklı genleşme katsayılarına sahip olması nedeniyle iç gerilimlere yol açarak bağın zayıflamasına neden olabilir. Bu faktörlerin tümü göz önünde bulundurularak, astar materyalinin seçiminde hem mekanik hem de kimyasal dayanıklılığın optimize edilmesi gerekmektedir.

Kawano ve ark. göre, 0.44 MPa bağ kuvvetine sahip yumuşak astar materyali, klinik kullanım için yeterli ve kabul edilebilir bir performans sergilemektedir (105). Yumuşak astar materyalinin yeterli bağlantı gösterebilmesi için kalınlığının minimum 2 ile 3 mm arasında olması önerilmektedir (89, 90).

2.4.1. Yumuşak Astar Materyalinin Kaide Plağı ile Bağlantısının Değerlendirilmesinde Kullanılan Kavramlar

Adezyon ve Kohezyon

Birbirleri ile temasta olan farklı materyallerin molekülleri ve atomları arasında oluşan çekim kuvvetine adezyon; tek bir materyalin kendi molekülleri ve atomları arasında oluşan çekime ise kohezyon denir. İki materyali birbirlerine bağlayan, adezyonu meydana getiren tabakaya adeziv; yapıştırılan materyallerin bağlanma yüzeylerine ise adherent denir. İki materyali birbirine bağlayan adeziv elemanların gücü viskozite, ıslatılabilirlik ve yüzey pürüzlülüğüne bağlıdır (91). Kuvvetli bir adezyon meydana gelmesi için iyi bir ıslatma ve düşük temas açıları gereklidir. Adeziv bağlantı mekanik, kimyasal veya her ikisinin kombinasyonu şeklinde meydana gelebilir. Mekanik bağlantıda adeziv ajan bağlanan yüzeylerde bulunan girinti ve çıkıntılara tutunurken; fiziksel bağlantıda çift kutuplar arasında meydana gelen çekim kuvveti sonucunda Van der Waals bağları oluşur. Kimyasal adezyon en güçlü bağlantı şekli olmakla birlikte bağlanma kovalent ve iyonik bağlar yardımıyla meydana gelir (107).

Gerilim ve Gerinim

Bir cisme dışarıdan bir kuvvet uygulandığında, cisimde eşit şiddette ve zıt yönde meydana gelen kuvvetlere gerilim (stress) denir. Gerilim, cismin şekil değiştirmesine veya hareket etmesine yol açar. Gerilim, birim alana uygulanan kuvvetle ölçülür ve birimi N/mm^2 'dir. Bu nedenle gerilimin birimi Pascal (P) olarak ifade edilir. Uygulanan kuvvetin yönüne bağlı olarak üç farklı tipte gerilim oluşur (108).

- Çekme gerilimi (tensile stress): Cisimde uzamaya neden olacak yöndeki yük nedeniyle meydana gelebilecek deformasyona karşı koyan iç kuvvettir.
- Basma gerilimi (compressive stress): Cisimde sıkışmaya veya kısalmaya neden olacak yükün neden olduğu deformasyona karşı gelen kuvvettir.
- Makaslama gerilimi (shear stress): Cismin bir parçasının diğer parçası üzerinde kayma hareketi yapmasına sebep olacak yöndeki kuvvetin neden olduğu deformasyona karşı koyan iç kuvvettir.

Bir cisme kuvvet uygulandığında, uzunlukta meydana gelen değişimin birim uzunluğa oranına "gerinim" denir ve genellikle yüzde olarak ifade edilir. Gerilim ve gerinim, etki ve tepki şeklinde birbirleriyle ilişkilidir. Gerilim ve gerinim arasındaki bu ilişki, çekme gerilimini ölçen cihazlar kullanılarak belirlenir. Bir cisme kuvvet uygulandıktan sonra, kuvvet ortadan kaldırıldığında cismin boyutları başlangıçtaki haline dönüyorsa bu durum elastik deformasyon olarak adlandırılır. Eğer cisim eski boyutlarına dönmezse, bu plastik deformasyon olarak kabul edilir (107, 108).

Elastiklik Limiti ve Orantı Sınırı

Orantı sınırı, materyalin uygulanan kuvvetlere karşı dayanma kapasitesinin sonlandığı, daha fazla kuvvet altında elastik özelliklerini kaybedip kalıcı deformasyona uğramaya başladığı noktadır. Elastiklik limiti ise materyalin elastik deformasyon gösterebildiği en yüksek nokta olarak tanımlanır (81, 107).

Reziliens

Reziliens, bir malzemenin kalıcı deformasyona karşı direncini ifade eder ve malzemeyi orantısal sınıra kadar deforme etmek için gerekli enerji miktarını gösterir. Gerilim-gerilme eğrisinin elastik kısmı altındaki alan, reziliensi temsil eder. Yüksek reziliense sahip malzemeler, deformasyona uğramadan oldukça yüksek miktarda enerjiyi absorbe edebilirler (84, 107).

Bağlantı Dayanımı

Kaide plağı ile yumuşak astar materyali arasındaki bağlantıyı ortadan kaldırmak için gereken maksimum gerilmeye ‘direnç’ denir. Direnç, gerilme cinsine göre çekme direnci, basma direnci veya makaslama direnci şeklinde ifade edilir. Bağlantı direnci, materyale uygulanan kuvvetin yüzey alanına bölünmesi (N/mm^2) ile bulunur (84, 109).

2.4.2 Yumuşak Astar Materyalinin Kaide Plağı ile Bağlantısının Değerlendirilmesinde Kullanılan Test Yöntemleri

Çekme Bağlanma Dayanımı Testi (Tensile Bond Strength Test)

Çekme dayanımı, bir materyalin çekme gerilimine maruz kaldığı süre boyunca dayanabileceği en yüksek kuvveti gösterir. Bu, materyalin maksimum gerilme kapasitesini ifade eder. Çekme bağlanma dayanımı testi, iki yapının yüzeyleri arasındaki yapışma kuvvetini belirlemek için yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir. Genellikle test, birleştirme yapılarını parçalamak ve ayırmak için bağlama kontağı boyunca eşit olarak dağıtılan bir çekme kuvvetinin uygulanmasıyla gerçekleştirilir (Şekil 3) (110).

$$\text{Çekme dayanımı}(N/mm^2, MPa) = F/A$$

F, kopmaadan önceki en yüksek kuvvet (N)

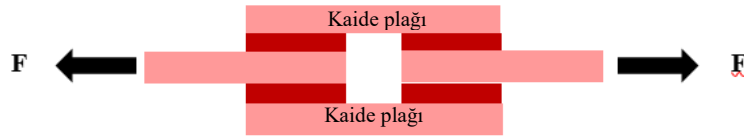
A, bağlanma yüzeyinin genişliği (mm^2)



Şekil 3. Çekme bağlanma dayanımı testi

Makaslama Bağlanma Dayanımı Testi (Shear Bond Strength Test)

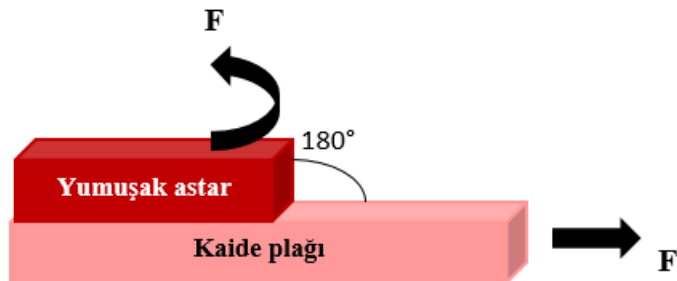
Test örneklerine aynı düzlemde, ancak zıt yönde yük uygulanarak makaslama bağlanma dayanım testi yapılır (Şekil 4). Bu test için adeziv alanın en az 3 mm² olması gereklidir (111). Makaslama testi, uygulanması kolay bir test olmasına rağmen, bağlanma yüzeyinde homojen olmayan streslerin oluşması bir dezavantaj olarak öne çıkmaktadır (112).



Şekil 4. Makaslama bağlanma dayanımı testi

Sıyırılma Bağlanma Dayanımı Testi (Peel Bond Strength Test)

En az birinin esnek olduğu iki materyalin birbirine yapıştırılması, belirli şartlar altında birinin diğerine göre 180°'lik açıyla çekilmesiyle yapılır (Şekil 5). Sıyırılma ve çekme bağlanma dayanımı testleri, uygulanan kuvvetlerin farklı alanlarda etkiler yaratması ve astar materyalinde oluşturdıkları stres dağılımının farklı olması nedeniyle birbirinden ayrılır (79). Çekme bağlanma dayanım testinde gerilim tüm alanı etkilerken, sıyırılma bağlanma dayanım testinde gerilimler bir çizgi boyunca yoğunlaşır. Ayrıca, çekme bağlanma dayanım testinde uygulanan gerilim eş zamanlıdır, oysa sıyırılma bağlanma dayanım testinde ayrılma çizgisi test boyunca yer değiştirir (113). Sıyırılma testi, materyallerin kalınlıkları, bağlanma hataları ve materyallerin uyumundan etkilenir (114).



Şekil 5. Sıyırılma bağlantı dayanımı testi

2.4.3. Yumuşak Astar Materyalinin Kaide Plağı ile Bağlantısında Kopma Tipleri

Literatürde yumuşak astar materyalinin kaide plağı ile bağlantısındaki kopma tipleri şu şekilde sınıflandırılmaktadır (2, 115):

- Koheziv kopma: Astar materyalinin kendi bünyesinde kopması, koheziv kopma olarak tanımlanır. Bu durumda, yumuşak astar materyali ile kaide plağı arasındaki bağlanma dayanımı, astar materyalinin kendi bünyesindeki bağlanmadan daha güçlüdür. Bağlanma dayanımı testinde koheziv kopmanın meydana gelmesi, bağlantı dayanımının doğru şekilde ölçülmesinden çok, materyalin kendi iç yapısı hakkında bilgi verir.
- Adeziv kopma: Adeziv kopma, astar materyali ile kaide plağı arasındaki ara yüzeyde tam bir ayrılmanın gerçekleşmesidir. Yumuşak astar materyalinin kendi molekülleri arasındaki bağlantı direncinin, yumuşak astar materyali ile kaide materyali arasındakinden daha kuvvetli olduğunu gösterir.
- Adeziv - koheziv kopma: Hem adeziv hem de koheziv ayrılmanın gerçekleşmesidir. Yumuşak astar materyali ve kaide plağı arasındaki bağlantının, yumuşak astar maddesinin kendi molekülleri arasındaki bağlantıya yakın değerde olduğunu gösterir.

2.4.4 Yumuşak Astar Materyalinin Kaide Plağı ile Bağlantısını Arttırmaya Yönelik Yüzey İşlemleri

Yumuşak astar materyali ile kaide plağı arasındaki ayrılma, klinikte sıkça karşılaşılan önemli bir sorundur. Materyallerin temel yapısındaki farklılıklar bu ayrılmanın en yaygın nedenidir (116). Yumuşak astar materyalinin kaide plağına bağlanmasını geliştirmek için çeşitli yöntemler tanıtılmıştır. Yeterli bağlanma dayanıklılığı elde etmek amacıyla adeziv ajanlar, alümina ile kumlama, lazer uygulamaları, kimyasal aşındırma, primer ve cam fiberler kullanılmaktadır (72, 116).

2.4.4.1. Al₂O₃ Partikülleriyle Kumlama

Kumlama; adezyonu arttırmak amacıyla astar materyali uygulanmadan önce çeşitli boyutlardaki alüminyum oksit partiküllerinin yüksek basınç altında püskürtülerek akrilik kaide yüzeyinin pürüzlendirilmesi işlemidir (72). Bu işlem, materyalin yüzey alanını, enerji seviyesini ve ıslanabilirliğini artırarak bağlanma kapasitesini güçlendirir. Ayrıca, yüzeydeki kontamine alanları uzaklaştırarak daha sağlıklı bir bağlantı oluşmasına katkı sağlar (117). Diş hekimliğinde kumlama işlemi için; düşük maliyetli olmaları, sertlikleri ve şekilleri nedeniyle çoğunlukla 50-250 µm boyutlarındaki Al₂O₃ partikülleri tercih edilmektedir Al₂O₃ ile kumlama sonucunda oluşan pürüzlendirilmiş ve genişletilmiş yüzey alanı, mikro-mekanik kilitlenmeyi artırarak daha güçlü bir bağlantı oluşmasını sağlar(118). Adezyonu etkileyen faktörler arasında astar materyalinin türü, kullanılan kumların partikül boyutu, püskürtme basıncı ve süresi, uygulanan test yöntemleri, ısıl döngü ve astar materyalinin kalınlığı yer almaktadır (72). Literatürde bağlanma dayanımını arttırmada, kumlamanın etkinliği konusunda tartışmalar mevcuttur. Bazı araştırmalar, yüzey pürüzlülüğünün ve bağlanma yüzey alanının artırılmasının adezyonu güçlendirdiğini öne sürerken, bazı çalışmalar ise protez kaidesine uygulanan mekanik yüzey işlemlerinin adezyonu olumsuz yönde etkileyebileceğini bildirmektedir. Araştırmalar arasındaki çelişkilerin, bağ gücünü etkileyen uygulama yöntemlerindeki farklılıklardan kaynaklandığı düşünülmektedir (72).

2.4.4.2. Asitle Pürüzlendirme

Kimyasal pürüzlendirme, materyalin yüzeyini modifiye etmek amacıyla sıklıkla güçlü asit ve alkali solüsyonların uygulandığı bir işlemdir. Kimyasal dağlama sonrasında fiziksel olarak yüzeyde mikromekanik tutuculuk sağlayacak pürüzlü alanlar elde edilirken aynı zamanda yeni kimyasal fonksiyonel gruplar da oluşmaktadır (119-121). Kimyasal ajanlar, kaide plağında meydana getirdiği düzensizlikler sayesinde astar materyalinin mekanik olarak tutunmasını kolaylaştırarak iki materyal arasındaki bağ kuvvetini artırmaktadır (122). Literatüre göre %36 fosforik asit ile kaide plağının aşındırılmasının optimal bir bağ kuvveti

oluşturduğu belirtilmiştir (123). Fakat literatürde kimyasal ajan kullanımının etkisiz olduğunu gösteren çalışmalar da bulunmaktadır. Bunun nedeni bağlayıcı maddenin yüzey tabakasını çözmemesi ve yüzey alanını genişletememesidir (116).

2.4.4.3. Lazer ile Yüzey Modifikasyonu

Lazer, "Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation" ifadesinin kısaltması olup, uyarılmış radyasyon emisyonu ile ışık şiddetinin güçlendirilmesini ifade etmektedir. Lazerler, kullanılan ortama bağlı olarak farklı gruplara ayrılmaktadır (124). Günümüzde lazerlerin, malzeme yüzeyini değiştirmek için güvenli ve pratik bir yöntem sunduğu gösterilmiştir. Seramikler ve metaller üzerinde ıslanabilirlik özelliklerini değiştirerek yapışma ve bağlanma kapasitesini artırmaktadır (125). Lazer ile yüzey modifikasyonu, yüzey özelliklerini, kimyasal içeriği ve materyalin mikro yapısını değiştirerek adezyonu güçlendirmektedir (126, 127). Lazer ile yüzey modifikasyonunda, uygulanan lazerin tipi, dalga boyu, atım sayısı, enerji ve güç çıkışı gibi lazer parametrelerine bağlı olduğu bildirilmiştir (128).

Er:YAG lazer, 2940 nm dalga boyunda ve darbeli bir dalga formunda çalışan sert doku lazeridir. FDA tarafından sement ve kemik üzerinde kullanımı onaylanmış olan bu lazer tipi diş hekimliğinde çürük temizleme, mine ve dentinde kavite hazırlığında kullanılmaktadır (129). Er:YAG lazer uygulaması, protez kaide reçinesinin yüzeyinde düzensizlikler ve küçük çukurlar oluşturarak yumuşak astar malzemesinin bu boşluklara nüfuz etmesini ve bağ kuvvetinin artmasını sağlamaktadır. Literatürde 10 Hz frekans, 3 W güç ve 300 mJ enerji ile uzun darbeli Er:YAG lazer uygulamasının, kaide plağı ile yumuşak astar materyali arasındaki bağ kuvvetini etkin bir şekilde arttırdığı belirtilmiştir. Yüksek enerjili lazer uygulaması suyun anında buharlaşmasına ve büyük bir hacimsel genişlemeye neden olmaktadır. Bu genişleme, çevredeki malzemenin ablasyonuna yol açarak yüzey alanını artırmaktadır. Bunun aksine çok yüksek enerjili (400 mJ, 4 W) Er:YAG lazer uygulamasının kaide yüzeyine zarar verdiği ve küçük çukurlar yerine büyük boşlukların oluşmasına yol açtığı belirtilmiştir (130).

2.4.4.5. Yüzeye Monomer Uygulaması

Kaide plağı ile yumuşak astar materyali arasındaki bağlanmayı artırmak amacıyla literatürde metilen klorid, kloroform, aseton, MMA monomeri ve izobütil metakrilat monomeri gibi çeşitli kimyasal ajanlar kullanılmıştır. Kimyasal ajan kullanımının kaide materyalinin yüzey yapısını ve kimyasal özelliklerini değiştirerek astar materyali ile olan bağ kuvvetini arttırdığı belirtilmiştir (131-133). Monomer ve aseton uygulamasının, yüzeyde yaklaşık 2 mm çapında çukurlar ve ilerleyen çatlaklar oluşturduğu, bu sayede akrilik protez kaide polimerlerinin şişerek astar materyalinin bu boşluklara daha kolay nüfuz etmesini ve bağ kuvvetinin artmasını sağladığı belirlenmiştir (134). Başka bir çalışmada 180 saniye süresince MMA uygulamasının, akrilik kaide ile astar materyali arasındaki bağ kuvvetini anlamlı bir şekilde artırdığı bulunmuştur (135). Bunların aksine bir başka çalışmada ise MMA monomeri, izobütil metakrilat monomeri, kloroform ve aseton ile yapılan bağlanma yüzeyi işleminin astar materyali ile akrilik kaide arasındaki bağ kuvvetini etkilemediği bildirilmiştir (136).

2.4.4.6. Oksijen Plazma ile Yüzey Modifikasyonu

Şekillendirilebilen madde' anlamına gelen plazma; katı, sıvı ve gazdan sonra maddenin dördüncü hali olarak bilinmektedir. Plazma, elektrotlar aracılığıyla sıcak bir filaman, radyo frekansı, mikrodalga veya elektronlar kullanılarak alternatif bir elektrik alan oluşturularak uygulanabilir. Bu uygulama sırasında gerçekleşen reaksiyonlar, serbest radikal kimyasına dayanır ve plazma işlemi, en kararlı polimerlerde bile yüksek miktarda serbest radikal oluşturma eğilimindedir (137). Literatüre göre oksijen plazma tedavisinin akrilik kaide polimeri ile yumuşak astar materyali arasındaki çekme bağlanma dayanımını arttırmaktadır. Oksijen plazma uygulaması sonucu yüzeyde oluşan reaktif gruplar, hidrofloriteyi artırarak yüzeydeki bağları açmakta, yüzey enerjisini ve ıslanabilirliği yükseltmektedir. Kaide materyalinin yüzeyindeki bu değişiklikler, astar materyalinin yüzeydeki düzensizliklere daha fazla nüfuz etmesini sağlamaktadır (138).

2.4.5. Yumuşak Astar Materyalinin Kaide Plağı ile Bağlantı Dayanımını Değerlendirmede Kullanılan Yaşlandırma Yöntemleri

2.4.5.1. Termal Siklus ile Yaşlandırma

Ağızda yer alan restoratif materyallerin sürekli ısı değişimlerine maruz kalması nedeniyle, termal siklus, yaygın olarak kullanılan yaşlandırma tekniklerinden biri haline gelmiştir. Bu işlem, tekrarlanabilir ve standartlaştırılabilir bir yöntem olup, banyo sıcaklığı, bekletme süresi ve döngü sayısı gibi üç temel parametreye dayanmaktadır. ISO 11405 standartlarına göre uygulanan sıcaklığın 5-55 °C arasında olması gereklidir (139). Termal siklus uygulaması, yumuşak astar materyali ile protez kaidesi arasında sürekli genişleme ve büzülmelere yol açmaktadır. Bu durum, protez astar bağlantı arayüzünde stres birikimi ve termal hacimsel değişikliklerin meydana gelmesine neden olmaktadır (103). Literatürde 5.000 termal döngünün yaklaşık olarak altı aylık ağız içi kullanım süresine karşılık geldiği bildirilmektedir (140).

2.4.5.2. Mekanik Siklus ile Yaşlandırma

Stomatognatik sistemin fonksiyonu ile oluşan hareketlerin çiğneme stimülatörü kullanılarak taklit edilmesi prensibine dayanan yaşlandırma yöntemidir (141). Literatüre göre klinik şartlarda bir yıllık kullanım, çiğneme simülatöründe ortalama 250000 devire denk gelmektedir (142).

2.4.5.3. Suda Bekletme ile Yaşlandırma

Test örneklerinin 37°C suda belirli bir süre bekletilmesi ile uygulanan yaşlandırma yöntemidir (143).

2.4.5.4. Yapay Tükürük İçerisinde Yaşlandırma

Test örneklerinin farklı ısı ve sürelerde, yapay tükürük içerisinde bekletilmesi ile uygulanan yaşlandırma yöntemidir (144).

2.4.6. Kaide Plağı ve Yumuşak Astar Materyalinin Yüzeylerini İncelemek Amacıyla Kullanılan Yüzey Analiz Yöntemleri

2.4.6.1. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Yüksek enerjili elektronların dar bir alana odaklanarak yüzeyi taraması esasına dayanan SEM, odak derinliği, çözünürlük ve görüntü birleştirme gibi avantajları sayesinde diğer görüntüleme yöntemlerine kıyasla araştırmalarda sıkça kullanılmaktadır (145). Taramalı elektron mikroskobu ile görüntüleme için cismin iletken olması veya altın kaplama ile iletken hale getirilmesi gerekir. Elektronların yüzeyle etkileşimi ikincil elektronlar oluşturur ve dedektörler aracılığıyla yüzeyin bileşimi, yapısı ve topografisi hakkında bilgi sağlar. Elektron yoğunluğu arttıkça parlaklık yükselirken, azaldığında karanlık alanlar oluşur. Yüksek çözünürlüklü görüntüler alınabilse de, örneklerin özel hazırlık gerektirmesi ve işlemin yalnızca vakum ortamında gerçekleşmesi dezavantajdır (146, 147).

2.4.6.2 Atomik Kuvvet Mikroskobu

Atomik kuvvet mikroskobu, yüzeyin yüksek çözünürlüklü üç boyutlu görüntülerini alırken, atomik boyuttaki keskin bir uç ile yüzeye uygulanan kuvveti ölçerek yüzey pürüzlülüğüne dair sayısal veri sağlamaktadır (148). Atomik kuvvet mikroskobunun en büyük avantajı, örneklerin renklendirme, kurutma veya kaplama gerektirmeden ve vakumlu bir

ortama ihtiyaç duymadan görüntülenebilmesidir. Ancak, ölçümlerin tekrarlanamaması, andırkatlı alanların belirlenememesi ve yüksek maliyetli olması önemli dezavantajlardır (149, 150).

2.4.6.3 Stereomikroskop

Stereomikroskop, yüzeyden yansıyan ışığı kullanarak düşük büyütme altında örnekleri incelemeye olanak tanıyan bir optik mikroskoptur. Standart ışık mikroskoplarında her iki göz aynı görüntüyü görürken, stereomikroskopta iki objektif ve iki oküler içeren ayrı optik yollar sayesinde sağ ve sol gözlere farklı açılar sunulur, böylece numunenin üç boyutlu görüntüsü elde edilir (151).

2.4.6.4 Profilometre

Kontakt (Mekanik) Profilometreler

Profilometre, materyalin yüzey pürüzlülüğünü iki boyutlu veya üç boyutlu olarak ölçen bir yüzey analiz cihazıdır. Mekanik profilometrelerde, elmas tarayıcı uç materyalin yüzeyinde gezinerek elde edilen verileri dijital olarak hesaplar ve kaydeder (152). İki boyutlu ölçüm yapan bu cihazlar, özellikle derin ve delikli yüzeylere sahip materyallerin pürüzlülüğünü değerlendirmede tercih edilmektedir. Ancak doğrudan yüzeyle temas gerektirdiği için ölçüm hızı yavaş olmakta, ayrıca pürüzlülüğün düşük olduğu yüzeylerde sensör çözünürlüğü yetersiz kalabilmektedir. Bu nedenle daha hassas ölçüm gereksinimlerinde optik yöntemlere ihtiyaç duyulmaktadır (153).

Non-Kontakt (Optik) Profilometreler

Üç boyutlu ölçüm yapan optik profilometreler ise yüzey pürüzlülüğünü temassız olarak inceleme imkânı sunar. Bu özellikleri sayesinde kontakt profilometrelere göre daha hızlı ölçüm yapabilmekte ve yüzeyin genel topografisini yüksek doğrulukla değerlendirebilmektedir (154).

3.GEREÇ VE YÖNTEM

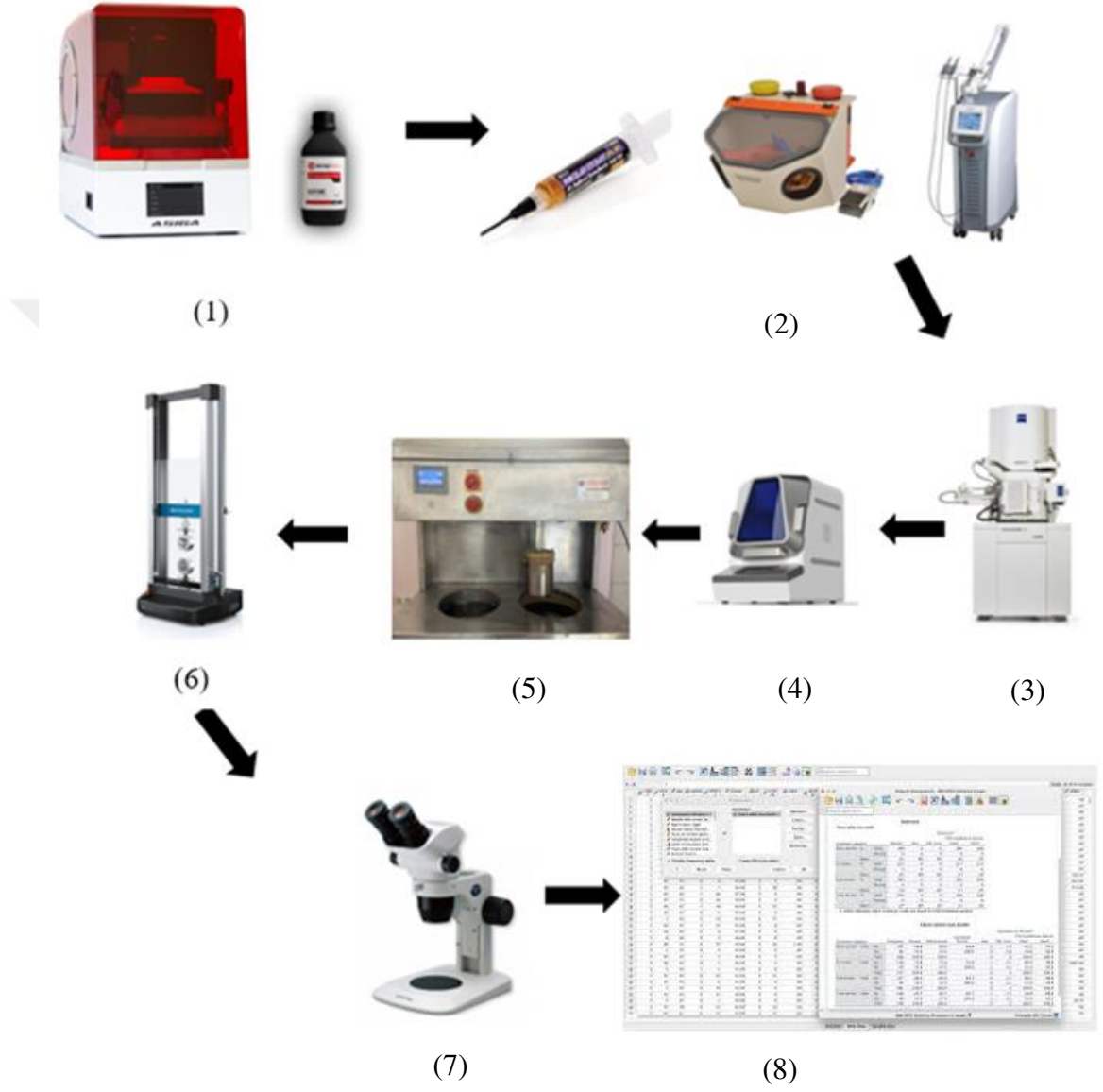
Aydın Adnan Menderes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 18.07.2025 tarihinde yapılan toplantısında, bu tez çalışmasının etik kurul gerektiren bir çalışma olmadığına, toplantıya katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir (ADÜDHF 2025/13) (Ek. 1).

Bu tez çalışmasında farklı yüzey işlemlerinin ve yaşlandırmanın üç boyutlu yazıcı ile üretilmiş deneysel yumuşak astar materyali - kaide plağına olan etkisi değerlendirildi ve 1s1 ile polimerize edilen geleneksel kaide plağı–daimi yumuşak astar materyali arasındaki bağlanma dayanımı ile karşılaştırıldı. Çalışma basamakları Tablo 4'te anlatılarak Çalışmanın iş akışı şematik olarak Şekil 6'da gösterilmiştir. Çalışmada kullanılan materyaller (Tablo 5) ve kullanılan cihazlar (Tablo 6) hakkında bilgi verildi.

Tablo 4. Çalışma basamakları

1. Örneklerinin hazırlanması
2. Üç boyutlu yazıcı ile üretilmiş kaide plağı ve deneysel yumuşak astar materyallerinin bağlantı yüzeylerine farklı yüzey işlemlerinin uygulanması
3. Taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile örneklerin incelenmesi
4. Üç boyutlu yazıcı ile üretilmiş kaide plağı örneklerinin ve deneysel yumuşak astar materyallerinin birbirine bağlanması
5. Örneklerin termal siklus ile yaşlandırılması

6. Çekme bağlanma testinin yapılması
7. Başarısızlık tiplerinin değerlendirilmesi
8. Verilerin istatistiksel analizinin yapılması



Şekil 6. Çalışmanın iş akışının şematik olarak gösterimi

Tablo 5. Çalışmada kullanılan materyaller

Materyal türü	Marka adı	Materyal içeriği	Üretici firma	Lot Numarası
3B baskı kaide plağı reçinesi	ArmaResin Denture Base Resin	Metakrilat bazlı reçine, fotoinsiyatör, modifiye dolgu maddeleri ve pigmentler	ArmaDental, Kocaeli, TÜRKİYE	DNT-MM-0009
Deneyssel yumuşak astar materyali reçinesi		Alifatik üretan diakrilat, morfolin, akrilik asit ester, trimetilolpropan akrilat, monofonksiyonel üretan akrilat	ArmaDental, Kocaeli, TÜRKİYE	-
Isı ile polimerize akrilik kaide materyali	Duracryl Heat- cure	Polimetilmetakrilat, benzoil peroksit, metil metakrilat, etilen glikol dimetakrilat, hidrokinon, renklendirici pigment	SpofaDental., Jičín, ÇEKYA	1223AUG084
Silikon esaslı daimi yumuşak astar materyali	Molloplast-B	Polidimetilsiloksan, organik peroksit, dolgu ve renklendirici pigment	Detax, Ettlingen, ALMANYA	2658547
%4'lük hidroflorik asit	Porcelain Etchant	%4 'lük tamponlanmış hidroflorik asit	Bisco, Schaumburg, AMERİKA	2500000984
110 µm Al ₂ O ₃ partikülleri	Renfert Cobra Aluminum Oxide	110 µm'luk Al ₂ O ₃ partikülleri	Renfert, Hilzingen, ALMANYA	2627732
Silikon esaslı ölçü materyali	Oxasil® Soft Putty	Vinil polisiloksan prepolimer, hihrojen polisiloksan, platin katalizör, silika, renklendirici pigment	Kulzer, Hanau, ALMANYA	10531

Tablo 6. Çalışmada kullanılan cihazlar

Cihaz türü	Cihaz adı/ Model	Üretici Firma
Er:YAG Lazer Cihazı	Fotona Lightwalker AT	Fotona, Ljubljana,SLOVENYA
Kumlama Cihazı	Rotaks İkili Kalem Kumlama Cihazı	Rotaks- Dent, İstanbul, TÜRKİYE
3B DLP Yazıcı	Asiga Max UV	Asiga, Sydney,AVUSTRALYA
UV Kürleme Cihazı	Lilivis Cure	Huvitz, Seul, GÜNEY KORE
UV Kürleme Cihazı	CureM UV Post-Curing Unit	Graphy, Seul,GÜNEY KORE
Universal Test Cihazı	Shimadzu AGS-X	Shimadzu Corp ,Kyoto, JAPONYA
Termal Siklus Cihazı	Gökçeler Makine Termal Siklus Cihazı	Gökçeler Makine,Sivas, TÜRKİYE
Stromikroskop	Olympus SZ61	Olympus Corp, Tokyo, JAPONYA
Taramalı Elektron Mikroskobu	GeminiSEM 500	Carl Zeiss AG ,Oberkochen, ALMANYA

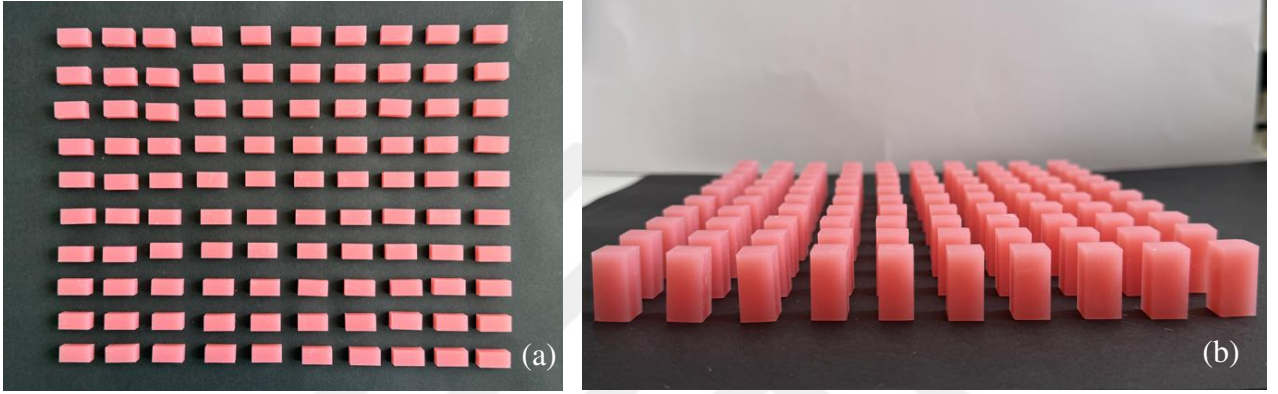
3.1 Örneklerin Hazırlanması

Örnekleme büyüklüğü, G*Power 3.1.9.7 programı kullanılarak hesaplandı. Literatür taraması sonucu, çalışmamıza benzerlik gösteren Viotto ve ark.'nın (6) çalışmasından elde edilen verilere dayanılarak ortak standart sapma 3,271; etki büyüklüğü ise 3,168 olarak belirlendi. %95 güç ve %5 anlamlılık düzeyinde yapılan hesaplama sonucunda, beş grup için toplam 10 örnek yeterli görüldü. Ancak, geçerlilik ve güvenilirliği artırmak ve olası veri kayıplarını önlemek amacıyla her grupta 10 örnek olacak şekilde toplam 50 örnekle çalışma planlandı. Çalışmada termal yaşlandırma parametresinin de değerlendirilebilmesi amacıyla toplam örnek sayısı 100 olarak belirlendi.

Örneklerin boyutları kaide plağı için 10x10x20 mm yumuşak astar materyali için 10x10x3 mm olarak belirlendi.

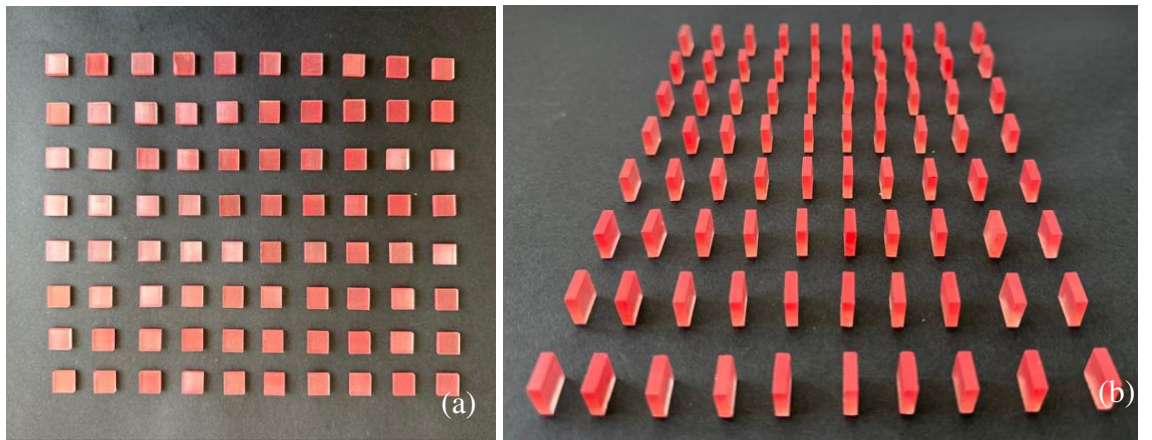
3.1.1 Üç Boyutlu Yazıcıda Kaide Plaklarının ve Deneysel Yumuşak Astar Materyallerinin Üretilmesi

Kaide plağı örnekleri ArmaResin 3D Printing Polymer Resin Denture (ArmaDental, Kocaeli, Türkiye) üç boyutlu yazıcı fotopolimer reçinesi kullanılarak, 10x10x20 mm boyutlarında, her test grubunda 2 parçadan oluşan 20 adet (n=20) test örneği oluşturmak amacıyla tüm gruplarda 40 adet olarak toplamda 160 adet örnek üretildi (Resim 1).



Resim 1. 3B yazıcıda üretilen kaide plağı örnekleri (a),(b)

Deneysel yumuşak astar materyali örnekleri özel olarak formüle edilmiş üç boyutlu yazıcıya uygun fotopolimer reçinesi kullanılarak, 10x10x3 mm boyutlarında tüm gruplarda toplam 80 adet örnek üretildi (Resim 2).



Resim 2. 3B yazıcıda üretilen deneysel yumuşak astar materyali örnekleri (a), (b)

Üç boyutlu yazdırma işlemi, DLP teknolojisine sahip bir 3B yazıcı (Asiga Max UV – 385 nm, Asiga Pty. Ltd., Avustralya) kullanılarak gerçekleştirildi. Yazıcı haznesine fotopolimer reçinesi yerleştirildikten sonra, örnekler önceden belirlenmiş boyutlarda ve 0° baskı açısıyla, katman kalınlığı 50 µm olacak şekilde katmanlar halinde üretildi. Baskı işlemini takiben, örnekler %99'luk izopropanol ile temizlenmiş ve polimerizasyonun tamamlanması amacıyla bir post-kür ünitesinde (Lilivis Cure, 395 nm, Huvitz, Güney Kore) 10 dakika süreyle ilave ışık kürlemesine tabi tutuldu. Örnekler ArmaResin Araştırma Laboratuvarı'nda üretildi. Üretim aşamalarına ait fotoğraflar Resim 3 ve 4'te gösterilmiştir.



Resim 3. Kaide plağı örneklerinin üç boyutlu yazıcıda üretilmesi(a), Kaide plağı örneklerine post-polimerizasyon işlemi uygulanması(b)



Resim 4. Deneysel yumuşak astar materyali örneklerinin üç boyutlu yazıcıda üretilmesi (a), Deneysel yumuşak astar materyali örneklerine post-polimerizasyon işleminin uygulanması (b)

3.1.2 Isı ile Polimerize Olan Akrilik Örneklerin Hazırlanması

10x10x20 mm boyutlarında hazırlanan üç boyutlu baskı örneklerinden C tipi silikon ile ölçü alındı ve silikon indeksler oluşturuldu. Bu indekslerin içine mum damlatıldı ve aynı ölçülerde mum örnekler elde edildi. Mum örnekler su ile yıkanıp soğutulduktan sonra silikon kalıptan çıkarıldı. Muflaların alt parçalarına beyaz alçı döküldü ve çıkarılan mum örnekler akril dökümü için alçı içine yerleştirildi. Alçı sertleştikten sonra izolasyon sağlamak amacıyla yüzeye lak sürüldü. Üst mufla yerleştirildikten sonra tekrar alçı döküldü ve mufla kapatıldı. Kayıp mum tekniği uygulandı; muflalar 100 °C sıcaklıktaki kaynar su banyosunda 15 dakika bekletildi ve mumlar uzaklaştırıldı. Oluşan negatif boşluklar lak ile izole edildi. Üretici firmanın önerdiği şekilde, 3 ölçek toz ve 1 ölçek sıvı oranında karıştırılan Duracryl Heat-cure (Duradent, İzmir, Türkiye) ısı ile polimerize akrilik hamur kıvamına getirildi ve muflaya yerleştirildi. Mufla kapatılarak preslendi. Polimerizasyon için mufla soğuk suya yerleştirildi, ısı kademeli olarak artırıldı ve 100 °C'ye ulaştırıldıktan sonra 90 dakika sıcak su banyosunda bekletildi. Fazla akrilik materyal uzaklaştırıldı. Polimerizasyon tamamlandıktan sonra muflalar oda sıcaklığında soğutuldu. Mufladan çıkarılan örneklerin tesviyesi yapıldı. Toplamda 20 adet test örneği oluşturmak için iki parçadan oluşan 40 adet ısı ile polimerize

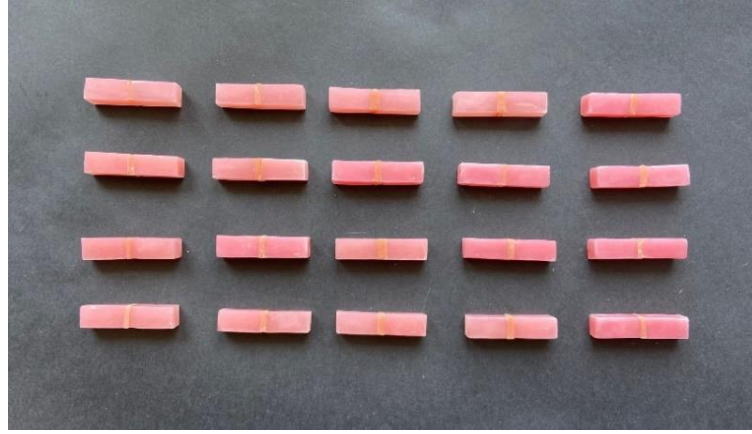
akrilik örnek üretildi. Çalışmada kullanılan akrilik kaide materyali ve daimi yumuşak astar materyali Resim 5’te gösterilmiştir.



Resim 5. Isı ile polimerize olan akrilik kaide materyali Duracryl Heat-cure ve silikon esaslı yumuşak astar materyali Molloplast-B

3.1.2.1. Isı ile Polimerize Olan Akrilik Örnekler Yumuşak Astar Materyali Uygulanması

Hazırlanan iki adet akrilik örneğin arasına silikon esaslı, ısı ile polimerize olan Molloplast B yumuşak astar materyali (Detax, Ettlingen, Almanya) uygulamak amacıyla 3 mm’lik boşluklar oluşturuldu. Molloplast B’nin uygulanacağı akrilik örneklerin bağlantı yüzeylerine, üretici firmanın talimatlarına uygun olarak Primo adeziv sürüldü ve adezivin akriliklere 60 dakika boyunca nüfuz etmesi sağlandı. Adeziv uygulamasının ardından Molloplast B, muflada hazırlanan 3x10x10 mm boyutlarındaki boşluklara yerleştirildi. Mufla 15 dakika süreyle basınç altında preslendi ve daha sonra polimerizasyon işlemi için 100°C’de 120 dakika boyunca kaynatıldı. Polimerizasyonun tamamlanmasının ardından mufla oda sıcaklığındaki su içinde soğutuldu, açıldı ve toplam 20 adet nihai örnek tesviye edilip cilalandı. Nihai örnekler Resim 6’da gösterilmiştir.



Resim 6. Isı ile polimerize olan akrilik örnekler

3.2. Üç Boyutlu Yazıcı ile Üretilmiş Kaide Plağı ve Deneysel Yumuşak Astar Materyallerinin Bağlantı Yüzeylerine Farklı Yüzey İşlemlerinin Uygulanması

Toplam 100 örnek, beş çalışma grubuna ayrıldı. Örneklerin 80'i, üç boyutlu yazıcı kullanılarak üretilen kaide plağı ve deneysel yumuşak astar materyalinden, 20'si ise kontrol grubunu oluşturan, konvansiyonel yöntemle üretilmiş ve ısı ile polimerize edilmiş akrilik kaide plağı ile yumuşak astar materyalinden oluşmaktadır. Çalışma gruplarına uygulanan yüzey işlemleri ve grup kodları Tablo 7' de belirtildi.

Tablo 7. Çalışmada kullanılan Materyal, yüzey işlemleri ve grup kodları

Çalışma Grupları	Yüzey İşlemiYapılan Materyal	Yapılan Yüzey İşlemi
3B kontrol grubu (C) (n=20)	-	Üç boyutlu yazıcı ile üretilen kaide plağı ve deneysel yumuşak astar materyali yüzeylerine herhangi bir yüzey işlemi yapılmadı.
Hidroflorik asit grubu (HF) (n=20)	Üç boyutlu yazıcı ile üretilen deneysel yumuşak astar materyali	% 4 konsantrasyonunda hidroflorik asit (HF) uygulandı.
Kumlama grubu (K) (n=20)	Üç boyutlu yazıcı ile üretilen kaide plağı	110 µm boyutundaki Al ₂ O ₃ partikülleri ile yüzey pürüzlendirildi.
Lazer grubu (L)	Üç boyutlu yazıcı ile	2940 nm dalga boyundaki Er:YAG lazer ile yüzey

(n=20)	üretile kaide plağı	pürüzlendirildi.
Geleneksel grup(G) (n=20)	-	Akrilik ve yumuşak astar materyali yüzeyine işlem yapılmadı.

3.2.1. 3B Kontrol Grubu (C)

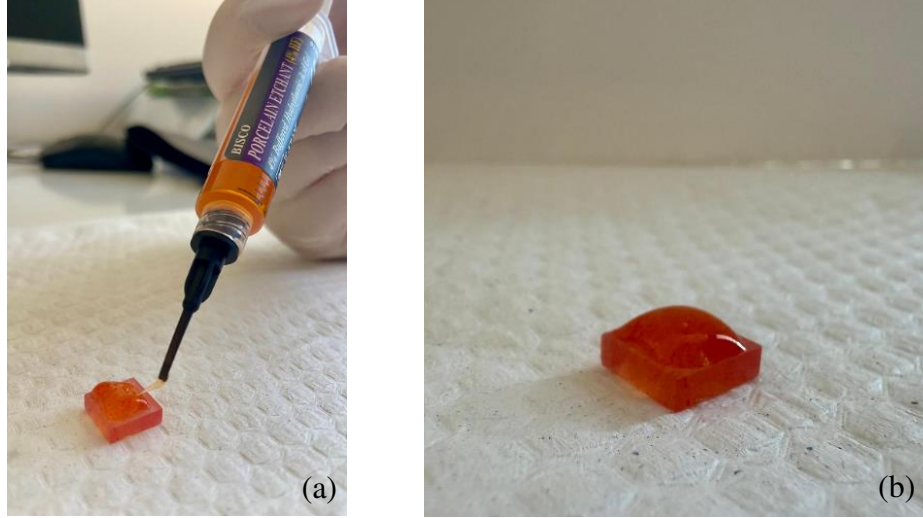
Üç boyutlu yazıcı ile üretilen kaide plağı ve deneysel yumuşak astar materyali grubunda kaide plağı ve deneysel yumuşak astar materyali örneklerinin bağlantı yüzeylerine herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadı.

3.2.2. Hidroflorik Asit Uygulanması (HF)

Yüzey işlemi olarak asit işlemi uygulanacak deneysel yumuşak astar materyali örneklerinin bağlantı yüzeylerine % 4 konsantrasyonunda hidroflorik asit (HF) 120 sn boyunca uygulandı. Asit uygulanan yüzeyler hava-su spreyi ile yıkandıktan (120 sn) sonra 10 sn süreyle kurutuldu (155). Çalışmada kullanılan %4'lük HF Resim 7'de ve uygulama aşaması Resim 8'de gösterilmiştir.



Resim 7. Asit ile yüzey pürüzlendirilmesinde kullanılan BISCO %4'lük hidroflorik asit (HF)



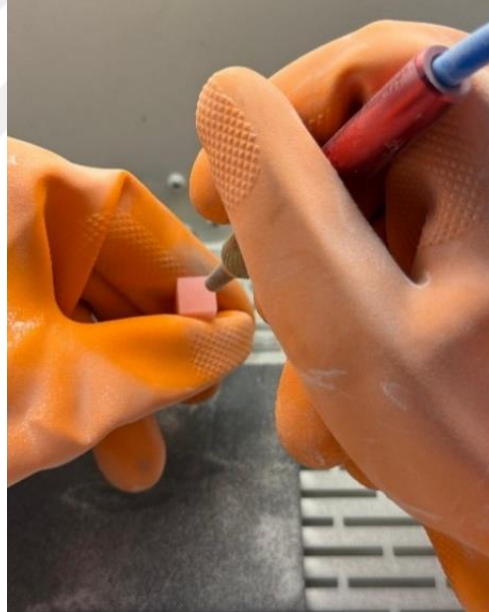
Resim 8. Deneysel yumuşak astar materyali örneklerine HF uygulaması (a), Asit uygulanmış bir deneysel yumuşak astar materyali (b)

3.2.3. Kumlama ile Yüzey Pürüzlendirmesi (K)

Çalışmada kullanılan ikili kalem kumlama cihazı ve 110 μm boyutundaki Al_2O_3 kumu Resim 9’da gösterilmiştir. Kumlama ile yüzey pürüzlendirmesi yapılacak olan üç boyutlu yazıcı ile üretilmiş kaide plağı örnekleri Rotaks ikili kalem kumlama cihazı kullanılarak 110 μm boyutundaki Al_2O_3 partikülleri ile 2 bar basınç altında, 10 mm mesafeden ve 10 saniye süreyle kumlandı (155) (Resim 10).



Resim 9. Çalışmada kullanılan kumlama cihazı ve 110 μm Al_2O_3 kumu



Resim 10. 3B kaide plağı örneklerinin 110 μm Al_2O_3 partikülleri ile kumlanması

3.2.4. Er:YAG Lazer Yüzey İşlemi (L)

Üç boyutlu yazıcı ile üretilmiş kaide plağı örneklerinin bağlanma yüzeyleri, 1,5 W gücünde Er:YAG lazer (LightWalker AT, Fotona, Ljubljana, Slovenya) kullanılarak 150 mJ

enerji, 2940 nm dalga boyu ve 10 Hz parametreleri ile, su irrigasyonu eşliğinde 10 mm mesafeden 10 saniye süreyle pürüzlendirildi (156).(Resim 11)



Resim 11. Lazer yüzey işleminde kullanılan Er;YAG lazer ve parametre değerleri (a), Örneklerle Er:YAG lazer uygulaması(b)

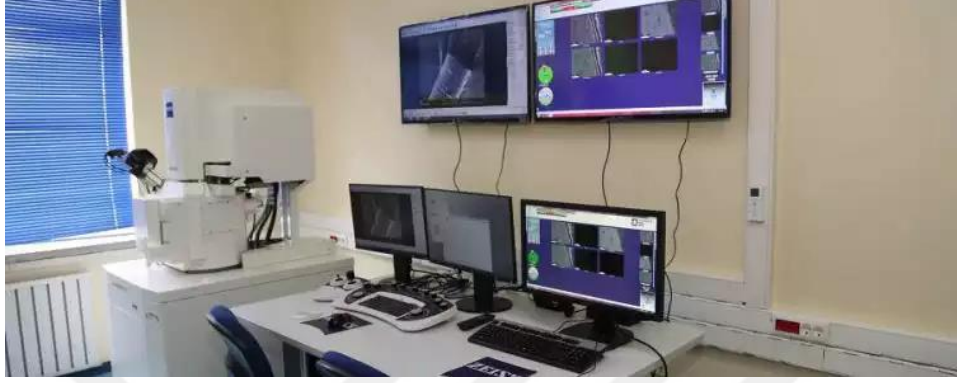
3.2.5. Geleneksel Grup (G)

Isı ile polimerize olan akrilik kaide plağı örnekleri ve Molloplast B'nin bağlantı yüzeylerine herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadı.

3.3. Örnekler Yüzeylerinin Taramalı Elektron Mikroskopuyla (SEM) İncelenmesi

Taramalı elektron mikroskopu (SEM) analizi Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde gerçekleştirildi. SEM analizi için her test grubundan fazladan

Üretilen örneklerden birer adet seçilerek toplam 5 örnek hazırlandı. rnek yüzeylerinin değerlendirilmesi için taramalı elektron mikroskobu (GeminiSEM 500, Carl Zeiss AG, Oberkochen, Almanya)(Resim 12) n ile x500 ve x2000 büyütmelerde incelendi.



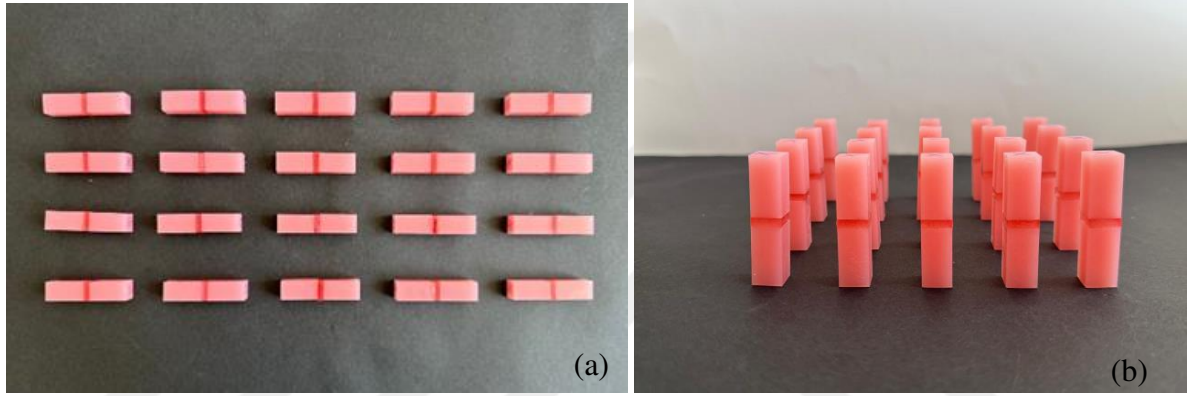
Resim 12. Çalışmamızda kullanılan taramalı elektron mikroskobu

3.4. Üç Boyutlu Yazıcı ile üretilmiş Kaide Plağı rneklerinin ve Deneysel Yumuşak Astar Materyallerinin Birbirine Bağlanması

Deneysel yumuşak astar materyali, üç boyutlu yazıcı ile üretilen iki adet kaide plağı arasına üretici firmanın yönergeleri doğrultusunda yapıştırıldı. Bağlantı yüzeylerine kaide reçinesi uygulanarak, UV ışığı krleme cihazında (CureM- 405 nm, Graphy, Güney Kore) 60 sn süreyle ışık krlemesine tabi tutuldu. Krleme parametreleri ve örneklerin birbirine bağlanması Resim 13'te gösterilmiştir. Test gruplarında, yüzey işlemi uygulanmış üç boyutlu yazıcıyla üretilen kaide plağı örneklerine, yüzey işlemi yapılmamış deneysel yumuşak astar materyali yapıştırıldı. Yüzey işlemi uygulanan deneysel yumuşak astar materyali grubunda ise kaide plağına herhangi bir yüzey işlemi yapılmadı. Birbirine bağlanmış nihai rnekler Resim 14'de gösterilmiştir.



Resim 13. Üç boyutlu yazıcı ile üretilmiş kaide plağı örneklerinin ve deneysel yumuşak astar materyallerinin birbirine bağlanması (a) ve parametre değerleri (b)



Resim 14. Birbirine bağlanmış nihai örnekler (a), (b)

3.5. Örneklerin Termal Siklus ile Yaşlandırılması

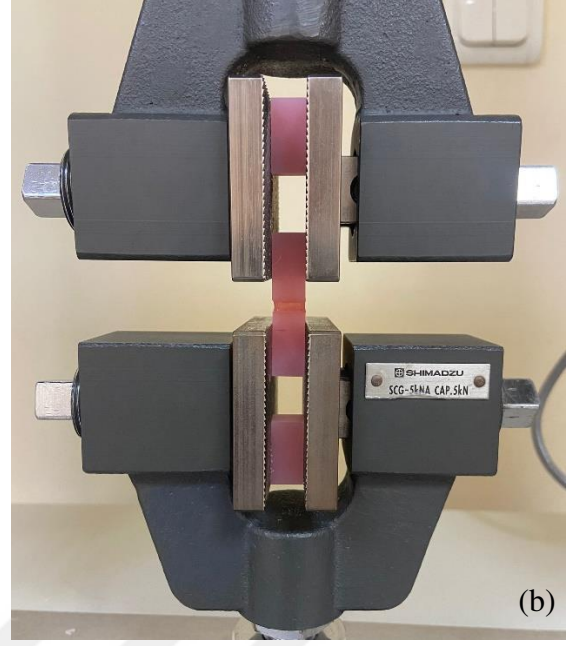
Çalışmamızda hazırlanan her gruptaki örneklerin yarısı ($n=50$) Aydın Adnan Menderes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Merkez Araştırma Laboratuvarında bulunan termal siklus cihazına (Gökçeler Makine, Sivas, Türkiye) konuldu. Bu cihazda 6 aylık termal değişimi simüle edecek şekilde 5-55°C sıcaklıkları arasında 5.000 siklus termal yaşlandırmaya tabi tutuldu (140). Test örnekleri termal siklus cihazında 5°C’ de 30 sn, 55°C’ de 30 sn ve su havuzları arasındaki transfer süresi 5 sn olacak şekilde bekletildi. Termal yaşlandırma uygulanmayan gruplar ise, 37°C’de distile suda 24 saat süreyle bekletildi. Çalışmada kullanılan termal siklus cihazı Resim 15’te gösterilmiştir.



Resim 15. Çalışmada kullanılan termal siklus cihazı

3.6. Çekme Bağlanma Dayanımı Testinin Uygulanması

Hazırlanan örneklerin test aşaması, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Geliştirme Laboratuvarında bulunan Universal test cihazında (AGS X, Shimadzu Corp., Kyoto, Japonya) gerçekleştirildi. Test edilecek örnekler test cihazının alt ve üst parçasına dikey olacak şekilde sabitlendi ve test kafa hızı 5 mm/dk olacak şekilde gerçekleştirildi. Çalışmada kullanılan universal test cihazı ve test düzeneği Resim 16’da gösterilmiştir.



Resim 16. Universal test cihazı (a) ve test düzeneği (b)

Her bir örnek için test sırasında oluşan kuvvet ve uzama değerleri bilgisayar destekli sistem aracılığıyla anlık olarak kaydedilerek ve her testin ardından cihaz yeniden kalibre edildi. Bağlantı dayanımı (MPa) değeri, test sürecinde elde edilen maksimum kuvvet değerinin, örneğin bağlanma yüzey alanına bölünmesiyle hesaplandı. Bu hesaplamada aşağıdaki formül kullanıldı.

$$B=F/A$$

Kopma esnasındaki en yüksek kuvvet F; Newton cinsinden değer olup, A; mm² olarak bağlanma yüzeyi alanı, B; MPa olarak çekme bağlanma direncidir. Çekme bağlanma testi sonucunda üç boyutlu yazıcıda üretilmiş kaide plağı ve deneysel yumuşak astar materyalinin bağlantı yüzeyleri arasındaki başarısızlık stereomikroskop kullanılarak değerlendirildi (Resim 17). Her örneğin çekme testi sonrası başarısızlık tipi adeziv, koheziv ve karışık olmak üzere sınıflandırıldı.



Resim 17. Çalışmada kullanılan stereomikroskop

3.7. Verilerin İstatistiksel Analizi

Verilerin istatistiksel analizleri, IBM SPSS Statistics Version 25 (IBM© Corp., Armonk, NY, ABD) programı kullanılarak gerçekleştirildi. Çekme bağlanma dayanımı verilerinin normal dağılıma uygunluğu Shapiro-Wilk testi ile, varyansların homojenliği ise Levene testi ile değerlendirildi. İki den fazla grubun karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizi (ANOVA), iki grubun karşılaştırılmasında ise Bağımsız Örneklem t testi kullanıldı. Varyans analizlerinde anlamlı farklılık saptanması durumunda, çoklu karşılaştırmalar Bonferroni post-hoc testi ile yapıldı. Tüm testlerde anlamlılık düzeyi $p < 0,05$ olarak kabul edildi.

4. BULGULAR

4.1 Çekme Bağlanma Dayanımı Bulguları

4.1.1 3B Baskı ile Üretilen Kaide Plağı- Deneysel Yumuşak Astar Materyali Gruplarının Çekme Bağlanma Dayanımı Bulguları

3B baskı ile üretilen kaide plağı ile deneysel yumuşak astar materyali gruplarının çekme bağlanma dayanımı (MPa) verilerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler Tablo 8’de verilmiştir.

Tablo 8. Çekme bağlanma dayanımı (MPa)verilerine ait tanımlayıcı istatistikler

	Gruplar	n	Ortalama	SS	%95 Güven aralığı		Minimum	Maximum
					Alt sınır	Üst sınır		
Yaşlandırma uygulanmayan grup	3B kontrol	10	0,488	0,0778	0,4323	0,5437	0,3748	0,5673
	Asit	10	0,5324	0,1759	0,4065	0,6583	0,368	0,911
	Kumlama	10	0,4025	0,119	0,3173	0,4876	0,2383	0,556
	Lazer	10	0,5123	0,1421	0,4106	0,6139	0,3575	0,7515
Yaşlandırma uygulanan grup	3B kontrol	10	0,5639	0,16	0,4495	0,6783	0,3623	0,8315
	Asit	10	0,5646	0,1432	0,4622	0,6671	0,3368	0,8335
	Kumlama	10	0,3642	0,1053	0,2888	0,4395	0,168	0,557
	Lazer	10	0,3921	0,1095	0,3137	0,4704	0,2403	0,638

*SS: Standart sapma

Çekme bağlanma dayanımı verilerinin normal dağılıma uygunluğu ve varyansların homojenliği sırasıyla Sharpio-Wilk ve Levene testleri ile değerlendirilmiştir. Daha sonra farklı yüzey işlemleri ve termal yaşlandırmanın çekme bağlanma dayanım değeri üzerindeki etkisi iki yönlü ANOVA ile değerlendirilmiştir (Tablo 9).

Tablo 9. Çekme bağlanma dayanım değeri verileri (MPa) için iki yönlü ANOVA analizi sonuçları

	KT	SD	KO	F	p
Yüzey işlemleri	0,376	4	0,094	4,864	0,001*
Termal yaşlandırma	0,021	1	0,021	1,104	0,296
Yüzey işlemleri* Termal yaşlandırma	0,138	4	0,035	1,785	0,139

KT: Kareler toplamı, SD: Serbestlik derecesi, KO: Kareler ortalaması, F: Varyanslar arası oranı gösteren test istatistiği, p: Anlamlılık düzeyi, $p < 0,05$

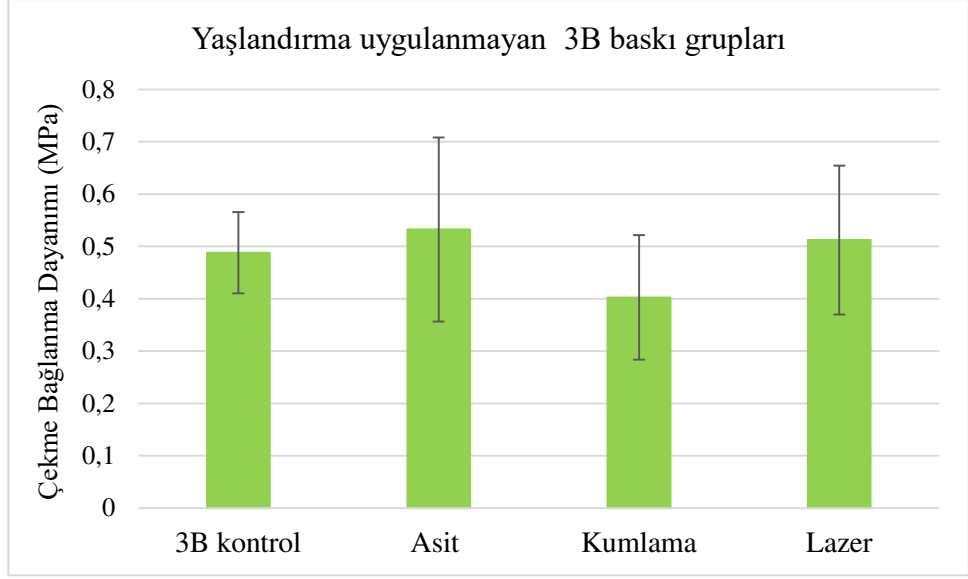
İki yönlü ANOVA analizinin sonucuna göre, tüm çekme bağlanma dayanım değerleri dikkate alındığında yüzey işlemleri arasında istatistiksel anlamlı fark varken ($p < 0,05$), termal yaşlandırma açısından anlamlı fark yoktur ($p > 0,05$). Yüzey işlemleri ve termal yaşlandırma arasında etkileşim bulunmamaktadır.

4.1.1.1 Farklı Yüzey İşlemlerinin 3B Baskı ile Üretilen Kaide Plağı ile Deneysel

Yumuşak Astar Materyali Çekme Bağlanma Dayanımına Etkisinin Değerlendirilmesi

4.1.1.1.1 Yaşlandırma Uygulanmayan 3B Baskı Gruplarında Farklı Yüzey İşlemlerinin Değerlendirilmesi

Yaşlandırma uygulanmayan 3B baskı gruplarına ait farklı yüzey işlemlerinin çekme bağlanma dayanımı değerlerini gösteren bar grafiği Şekil 7’de gösterilmiştir.



Şekil 7. Yaşlandırma uygulanmayan 3B baskı gruplarının çekme bağlanma dayanımı verilerine ait ortalama ve standart sapmaları gösteren bar grafiği

Yaşlandırma uygulanmayan 3B baskı ile üretilen kaide plağı- deneysel yumuşak astar materyali grupları arasında farklı yüzey işlemlerinin değerlendirilmesi için tek yönlü varyans (ANOVA) analizi yapılmıştır ($p>0,05$). Tablo 10'da One-way ANOVA analiz sonuçları gösterilmiştir.

Tablo 10. Yaşlandırma uygulanmayan 3B baskı gruplarının çekme bağlanma dayanımı verilerine ait One-way ANOVA analiz sonuçları

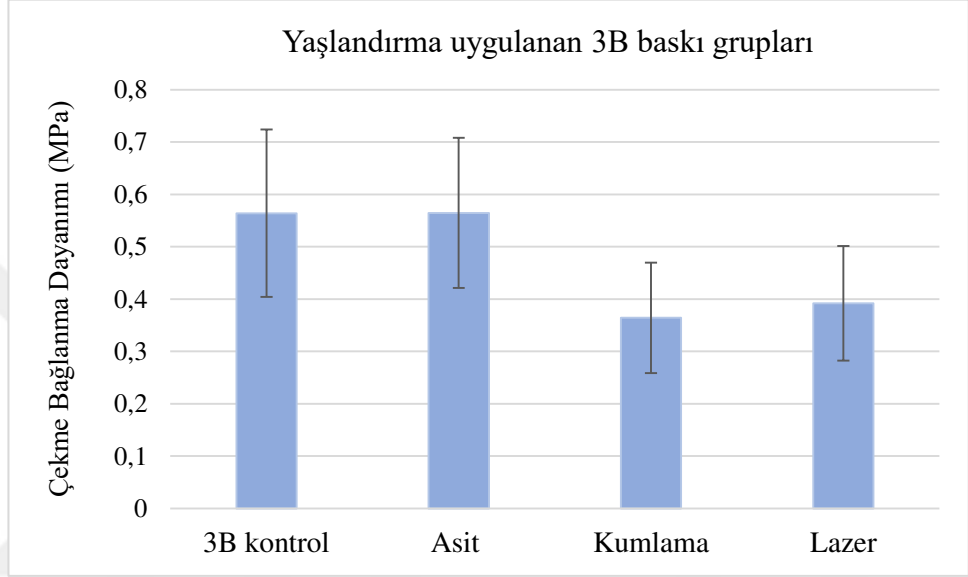
	KT	SD	KO	F	p
Gruplar arası	0,163	4	0,041	2,095	0,097
Gruplar içi	0,877	45	0,019	-	-
Total	1,041	49	-	-	-

KT: Kareler toplamı, SD: Serbestlik derecesi, KO: Kareler ortalaması, F: Varyanslar arası oranı gösteren test istatistiği, p: Anlamlılık düzeyi, $p<0,05$

Tek yönlü varyans analizi sonucuna göre çekme bağlanma dayanımları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p>0,05$).

4.1.1.1.2 Yaşlandırma Uygulanan 3B Baskı Gruplarında Farklı Yüzey İşlemlerinin Değerlendirilmesi

Yaşlandırma uygulanan 3B baskı gruplarına ait farklı yüzey işlemlerinin çekme bağlanma dayanımı değerlerine ait bar grafiği Şekil 8’de gösterilmiştir.



Şekil 8. Yaşlandırma uygulanan 3B baskı gruplarına ait çekme bağlanma dayanımı verileri ortalama ve standart sapmaları gösteren bar grafiği

Yaşlandırma uygulanan 3B baskı ile üretilen kaide plağı- deneysel yumuşak astar materyali grupları arasında farklı yüzey işlemlerinin değerlendirilmesi için tek yönlü varyans (ANOVA) analizi yapılmıştır ($p>0,05$). Tablo 11’de One-way ANOVA analiz sonuçları gösterilmiştir.

Tablo 11. Yaşlandırma uygulanan 3B baskı gruplarının çekme bağlanma dayanımı verilerine ait One-way ANOVA analiz sonuçları

	KT	SD	KO	F	p
Gruplar arası	0,351	4	0,88	4,574	0,003*
Gruplar içi	0,863	45	0,019	-	-
Total	1,214	49	-		-

KT: Kareler toplamı, SD: Serbestlik derecesi, KO: Kareler ortalaması, F: Varyanslar arası oranı gösteren test istatistiği, p: Anlamlılık düzeyi, $p < 0,05$

One-way ANOVA testi gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar olduğunu ortaya koymuştur ($p < 0,05$). Grupların karşılaştırılması için post-hoc Bonferroni testi uygulanmıştır. Gruplar arası çoklu karşılaştırma testi Tablo 12’de gösterilmiştir.

Tablo 12. Yaşlandırma uygulanan 3B baskı grupları arası çekme bağlanma dayanım (MPa) verilerinin karşılaştırılması

	3B kontrol	Asit	Kumlama	Lazer
3B kontrol		1,00	0,01*	0,036*
Asit			0,01*	0,035*
Kumlama				1,00
Lazer				

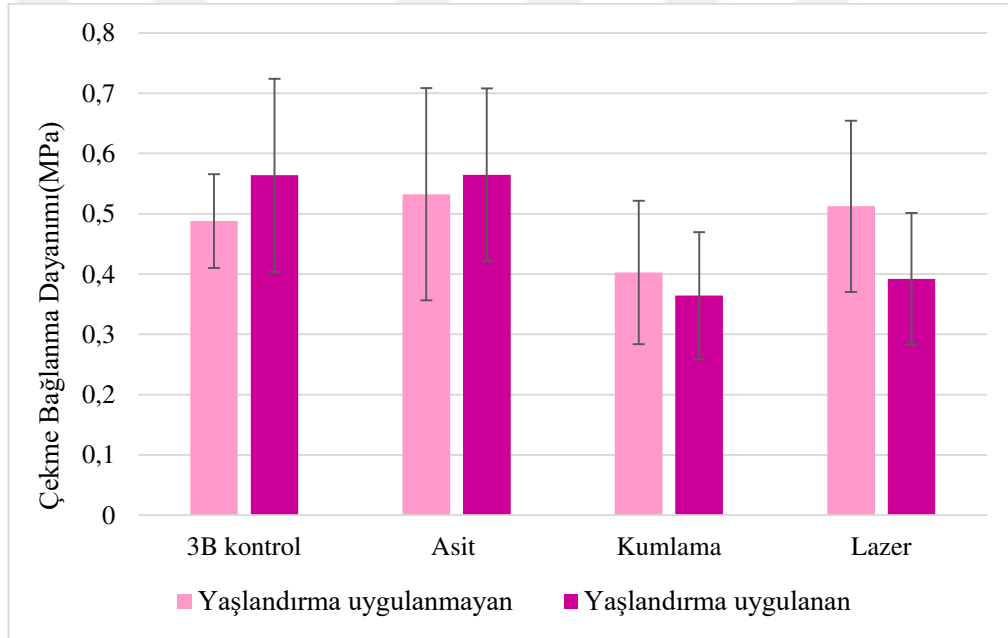
Bonferroni, *: $p < 0,05$

Bonferroni testi sonuçlarına göre 3B kontrol grubu; kumlama ve lazer grupları ile istatistiksel olarak anlamlı fark göstermektedir ($p < 0,05$). 3B kontrol grubunun çekme bağlanma dayanım değerleri ortalaması anlamlı düzeyde diğer gruplardan daha fazladır. 3B kontrol grubu ile asit grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır ($p > 0,05$). Lazer grubu ile kumlama grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır ($p > 0,05$). Asit grubu ile kumlama ve lazer grupları arasında açısından

istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmaktadır ($p<0,05$). Asit grubunun çekme bağlanma dayanım değerleri ortalaması anlamlı düzeyde daha fazladır.

4.1.1.2 Yaşlandırmanın 3B Baskı ile Üretilen Kaide Plağı ile Deneysel Yumuşak Astar Materyali Çekme Bağlanma Dayanımına Etkisinin Değerlendirilmesi

Yaşlandırma uygulanan ve uygulanmayan 3B baskı gruplarına ait çekme bağlanma dayanımı ortalamaları verilerine ait ortalamaları ve standart sapmaları gösteren bar grafiği Şekil 9'da gösterilmiştir.



Şekil 9. Yaşlandırma uygulanan ve uygulanmayan 3B baskı gruplarına ait çekme bağlanma dayanımı ortalama ve standart sapmaları gösteren bar grafiği

3B baskı gruplarının yaşlandırma durumuna göre çekme bağlanma dayanımı ortalamaları Bağımsız Örneklem t Testi ile analiz edilmiştir. Bağımsız t Testi analizi Tablo 13'te gösterilmiştir.

Tablo 13. 3B grupları arasında yaşlandırmanın çekme bağlanma dayanım verilerine etkisinin (MPa) karşılaştırılması

	Ortalama Farkı	t	df	p
3B kontrol	0,0759	1,349	18	0,0759
Asit	0,0322	0,449	18	0,659
Kumlama	-0,0382	-0,762	18	0,456
Lazer	-1,1202	-2,118	18	0,048*

*p<0,05,t: t değeri, df: serbestlik derecesi

Bağımsız Örneklem t testi sonucuna göre; 3B kontrol, asit ve kumlama gruplarında yaşlandırma öncesi ve sonrası ortalama çekme bağlanma dayanım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamaktadır ($p>0,05$). Lazer grubunda yaşlandırma öncesi ve sonrası ortalama çekme bağlanma dayanım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark vardır ($p<0,05$). Yaşlandırma uygulanmayan lazer grubunun ortalama çekme bağlanma dayanım değeri yaşlandırma uygulanana göre anlamlı düzeyde daha yüksektir.

4.1.3 3B Baskı Kaide Plağı–Deneysel Yumuşak Astarın Çekme Bağlanma Dayanımının, Isı ile Polimerize Akrilik Kaide Plağı–Daimi Yumuşak Astar Materyali ile Karşılaştırılması

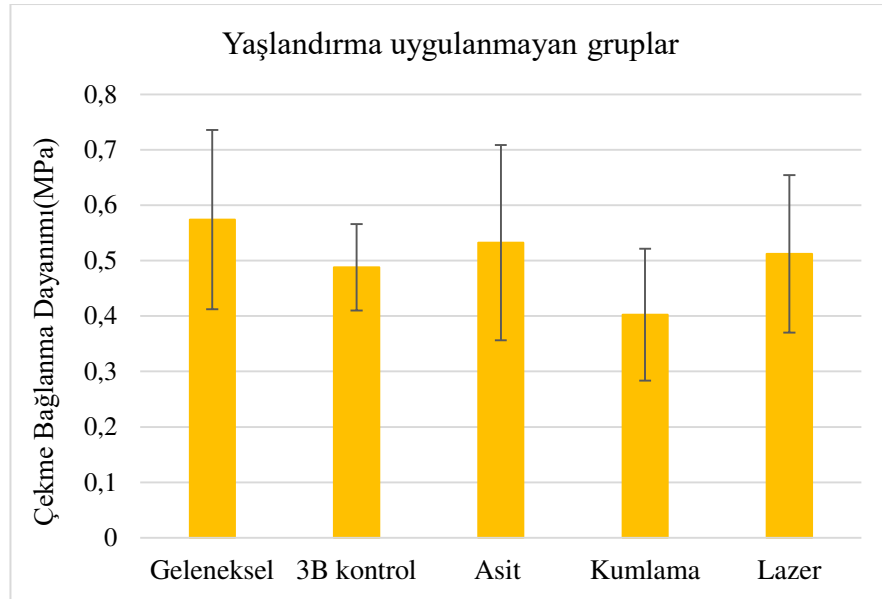
3B baskı kaide plağı-deneysel yumuşak astar materyali gruplarının ve ısı ile polimerize akrilik kaide plağı- daimi yumuşak astar materyali grubunun çekme bağlanma dayanımı (MPa) verilerine ilişkin tanımlayıcı istatistikler Tablo 14’te verilmiştir. Çekme bağlanma dayanımı verilerinin normal dağılıma uygunluğu ve varyansların homojenliği sırasıyla Sharpio-Wilk ve Levene testleri ile değerlendirilmiştir.

Tablo 14. Çekme bağlanma dayanımı (MPa)verilerine ait tanımlayıcı istatistikler

					%95 Güven aralığı			
		n	Ortalama	SS	Alt sınır	Üst sınır	Minimum değer	Maximum değer
Yaşlandırma uygulanmayan gruplar	Geleneksel	10	0,5742	0,1616	0,4586	0,6897	0,34	0,844
	3B kontrol	10	0,488	0,0778	0,4323	0,5437	0,3748	0,5673
	Asit	10	0,5324	0,1759	0,4065	0,6583	0,368	0,911
	Kumlama	10	0,4025	0,119	0,83173	0,4876	0,2383	0,556
	Lazer	10	0,5123	0,1421	0,4106	0,6139	0,3575	0,7515
Yaşlandırma uygulanan gruplar	Geleneksel	10	0,4784	0,1633	0,3615	0,5952	0,2373	0,7128
	3B kontrol	10	0,5639	0,16	0,4495	0,6783	0,3623	0,8315
	Asit	10	0,5646	0,1432	0,4622	0,6671	0,3368	0,8335
	Kumlama	10	0,3642	0,1053	0,2888	0,4395	0,168	0,557
	Lazer	10	0,3921	0,1095	0,3137	0,4704	0,2403	0,638

*SS: Standart sapma

Yaşlandırma uygulanmayan geleneksel ve 3B grupların çekme bağlanma dayanımı değerlerine ait ortalama ve standart sapmaları gösteren bar grafiği Şekil 10'da gösterilmiştir.



Şekil 10. Yaşlandırma uygulanmayan geleneksel ve 3B grupların çekme bağlanma dayanımı verilerine ait ortalama ve standart sapmaları gösteren bar grafiği

Yaşlandırma uygulanmayan geleneksel grup ve 3B baskı grupları değerlendirmek için tek yönlü varyans (ANOVA) analizi yapılmıştır ($p>0,05$). Tablo 15'te One-way ANOVA analiz sonuçları gösterilmiştir.

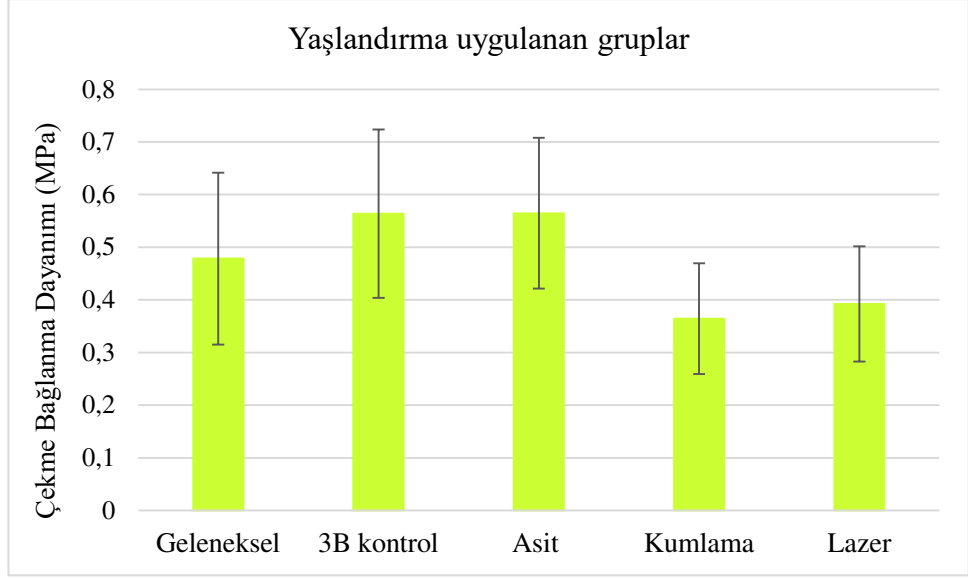
Tablo 15. Yaşlandırma uygulanmayan geleneksel ve 3B baskı gruplarının çekme bağlanma dayanımı verilerine ait One-way ANOVA analiz sonuçları

	KT	SD	KO	F	p
Gruplar arası	0,163	4	0,041	2,095	0,097
Gruplar içi	0,877	45	0,019	-	-
Total	1,041	49	-	-	-

KT: Kareler toplamı, SD: Serbestlik derecesi, KO: Kareler ortalaması, F: Varyanslar arası oranı gösteren test istatistiği, p: Anlamlılık düzeyi, $P<0,05$

Yaşlandırma uygulanmayan geleneksel grup ve 3B baskı grupları arasında ortalama çekme bağlanma dayanım değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur ($p>0,05$).

Yaşlandırma uygulanan geleneksel ve 3B grupların çekme bağlanma dayanımı değerlerine ait ortalama ve standart sapmaları gösteren bar grafiği Şekil 11'de gösterilmiştir.



Şekil 11. Yaşlandırma uygulanan geleneksel ve 3B grupların çekme bağlanma dayanımı değerlerine ait ortalama ve standart sapmaları gösteren bar grafiği

Yaşlandırma uygulanmayan geleneksel grup ve 3B baskı grupları değerlendirmek için tek yönlü varyans (ANOVA) analizi yapılmıştır ($p>0,05$). Tablo 16’da One-way ANOVA analiz sonuçları gösterilmiştir.

Tablo 16. Yaşlandırma uygulanan geleneksel ve 3B baskı gruplarının çekme bağlanma dayanımı verilerine ait One-way ANOVA analiz sonuçları

	KT	SD	KO	F	p
Gruplar arası	0,351	4	0,088	4,574	0,003*
Gruplar içi	0,863	45	0,019	-	-
Total	1,214	49	-	-	-

KT: Kareler toplamı, SD: Serbestlik derecesi, KO: Kareler ortalaması, F: Varyanslar arası oranı gösteren test istatistiği, p: Anlamlılık düzeyi, $p<0,05$

One-way ANOVA testi gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar olduğunu ortaya koymuştur ($p<0,05$). Grupların karşılaştırılması için post-hoc Bonferroni testi uygulanmıştır. Gruplar arası çoklu karşılaştırma testi Tablo 17’de gösterilmiştir.

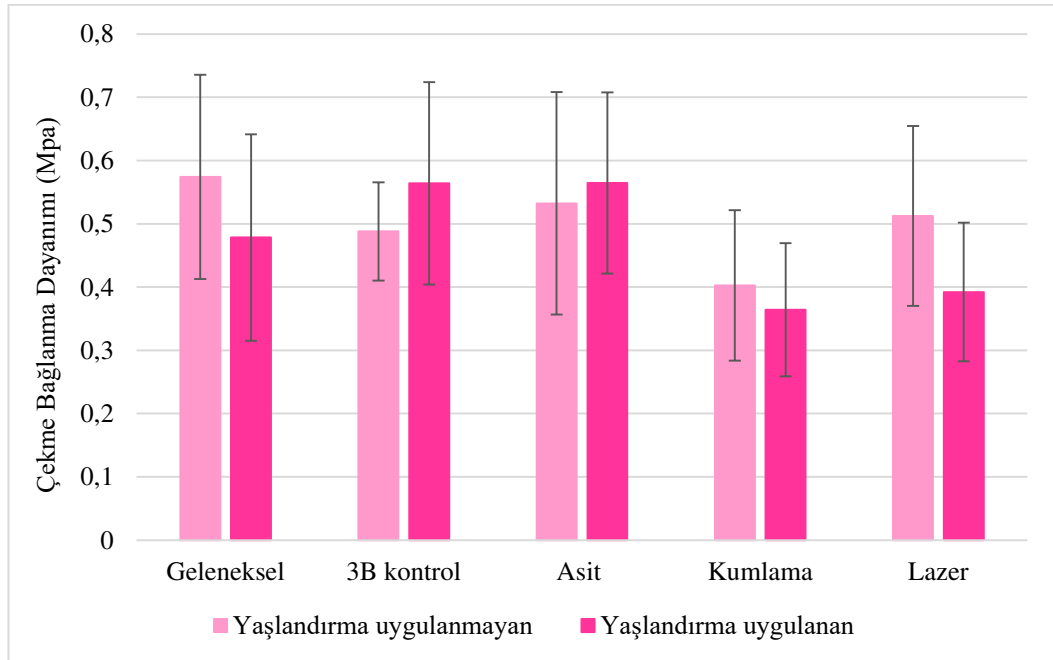
Tablo 17. Yaşlandırma uygulanan geleneksel ve 3B baskı grupları arasında çekme bağlanma dayanım (MPa) verilerinin karşılaştırılması

	Geleneksel	3B kontrol	Asit	Kumlama	Lazer
Geleneksel		1,00	1,00	0,717	1,00
3B kontrol			1,00	0,023*	0,08
Asit				0,023*	0,078
Kumlama					1,00
Lazer					

Bonferroni, *:p<0,05

Yaşlandırmaya uygulanan geleneksel grup ve 3B baskı grupları arasında ortalama çekme bağlanma dayanım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur ($p>0,05$).

Yaşlandırma uygulanan ve uygulanmayan geleneksel grup ve 3B baskı gruplarının çekme bağlanma dayanımı verilerine ait ortalamaları ve standart sapmaları gösteren bar grafiği Şekil 12’de gösterilmiştir.



Şekil 12. Yaşlandırma uygulanan ve uygulanmayan geleneksel grup ve 3B baskı gruplarının çekme bağlanma dayanımı verilerine ait ortalama ve standart sapmaları gösteren bar grafiği

Grupların yaşlandırma durumuna göre çekme bağlanma dayanımı ortalamaları Bağımsız Örneklem t Testi ile analiz edilmiştir. Bağımsız t Testi analizi Tablo 18’de gösterilmiştir.

Tablo 18. Gruplar arasında yaşlandırmanın çekme bağlanma dayanım verilerine etkisinin (MPa) karşılaştırılması

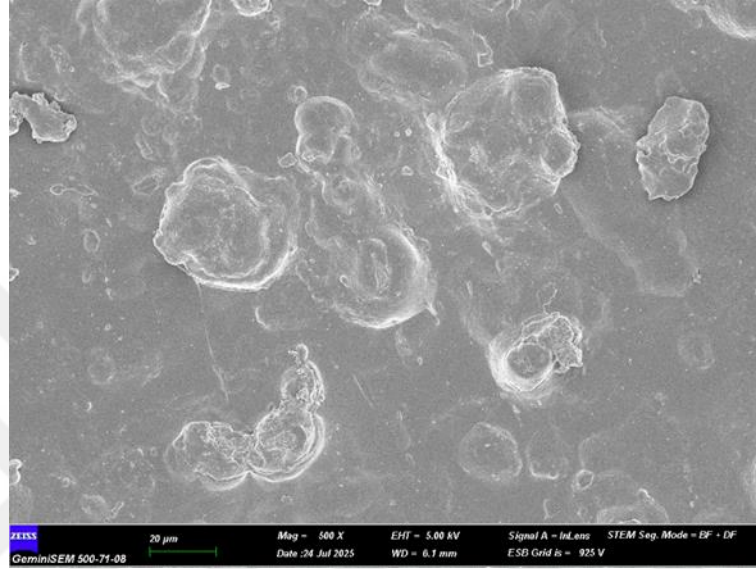
	Ortalama farkı	t	df	p
Geleneksel	-0,0958	-1,318	18	0,204
3B kontrol	0,0759	1,349	18	0,194
Asit	0,0322	0,449	18	0,659
Kumlama	-0,0382	-0,762	18	0,456
Lazer	-1,1202	-2,118	18	0,048*

p<0,05, t: t değeri, df: serbestlik derecesi

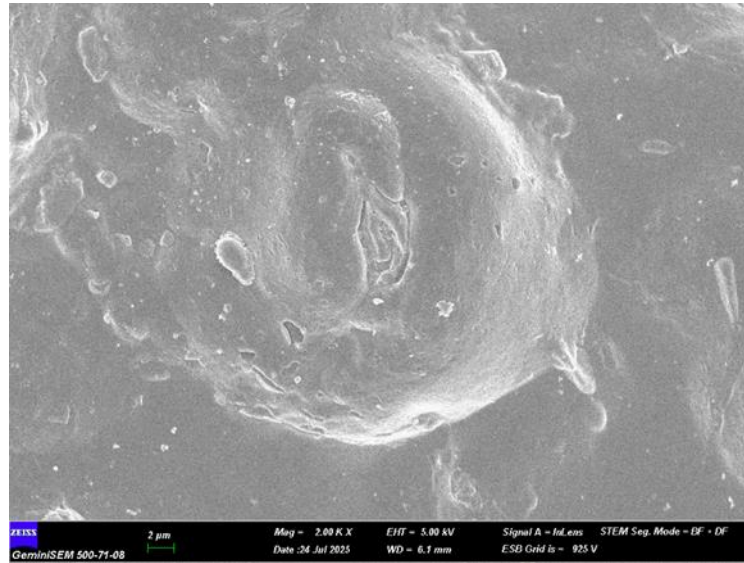
Bağımsız örneklem t testi sonucuna göre; yaşlandırma öncesinde ve sonrasında ısı ile polimerize olan akrilik kaide plağı- daimi yumuşak astar materyali (geleneksel grup) ve 3B kontrol grubunda ortalama çekme bağlanma dayanım değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur (p>0,05).

4.2 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi Bulguları

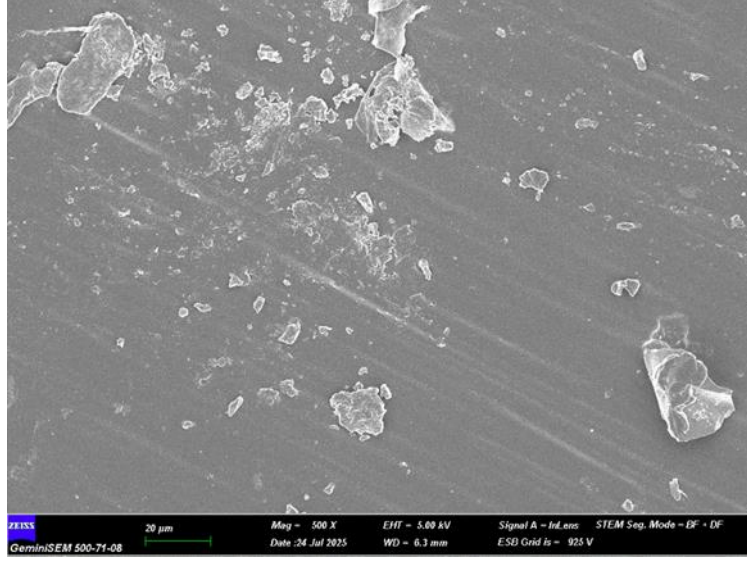
Taramalı elektron mikroskobu (SEM) analizi sonucunda x500 ve x2000 büyütmede elde edilen görüntüler Resim 18-29’de verilmiştir.



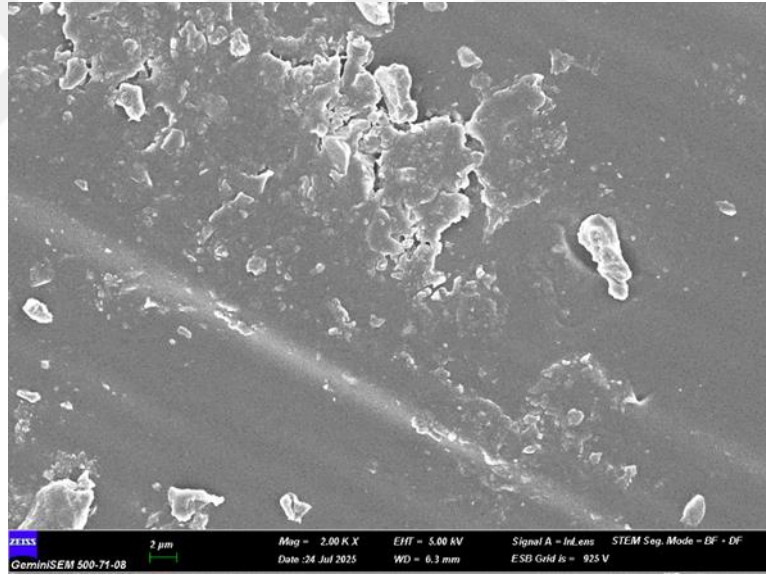
Resim 18. 3B kontrol grubuna ait X500 büyütme SEM görüntüleri



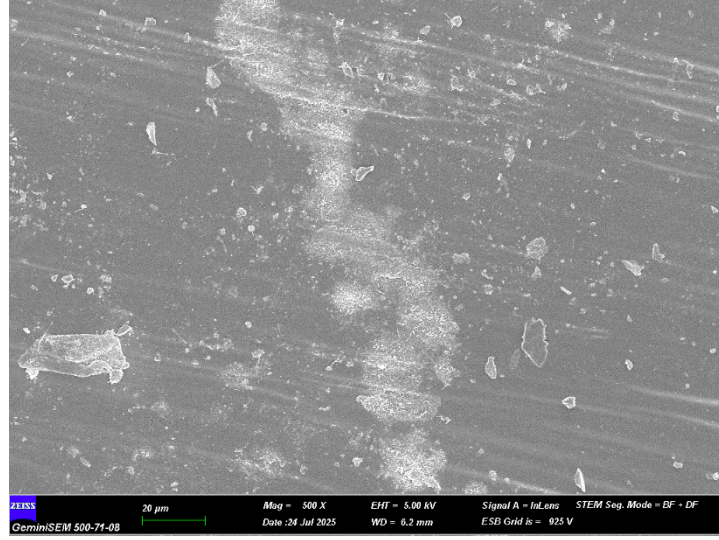
Resim 19. 3B kontrol grubuna ait X2000 büyütme SEM görüntüleri



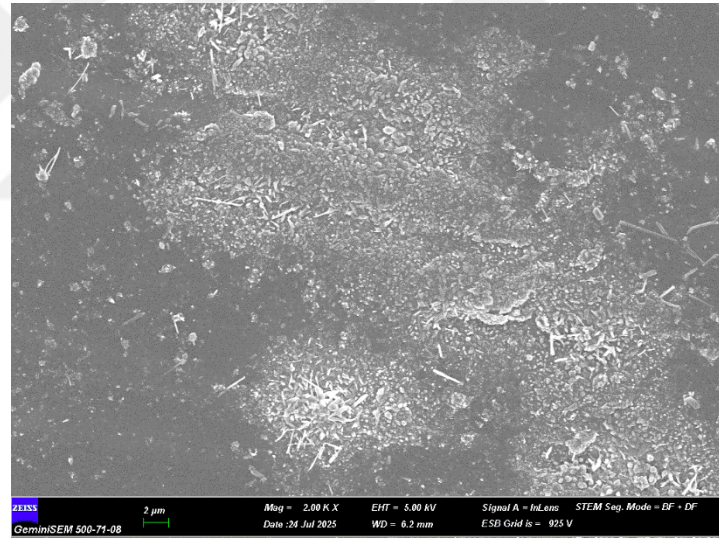
Resim 20. Yüzey işlemi yapılmamış deneysel yumuşak astar materyali örneğinin X500 büyütme SEM görüntüleri



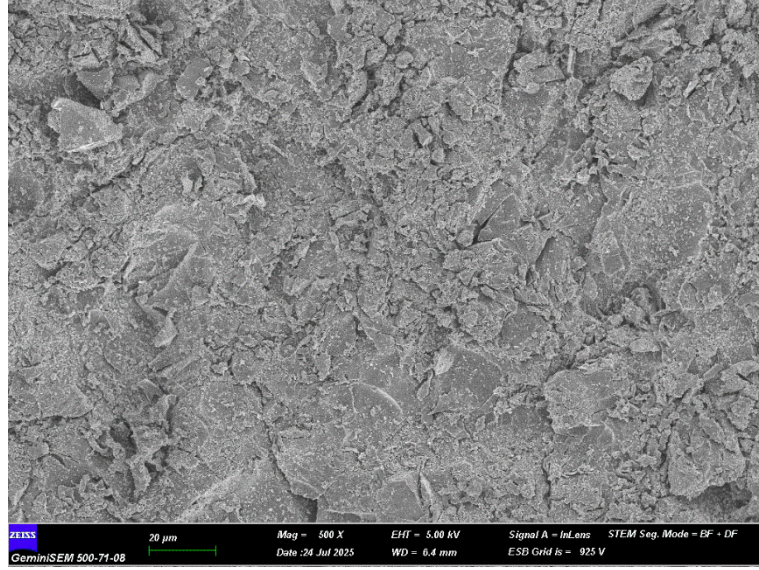
Resim 21. Yüzey işlemi yapılmamış deneysel yumuşak astar materyali örneğinin X2000 büyütme SEM görüntüleri



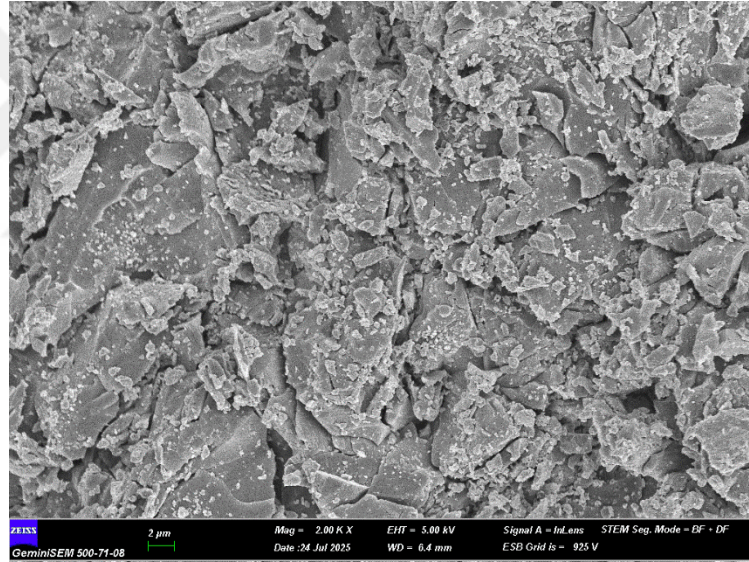
Resim 22. Asit grubuna ait X500 büyütme SEM görüntüleri



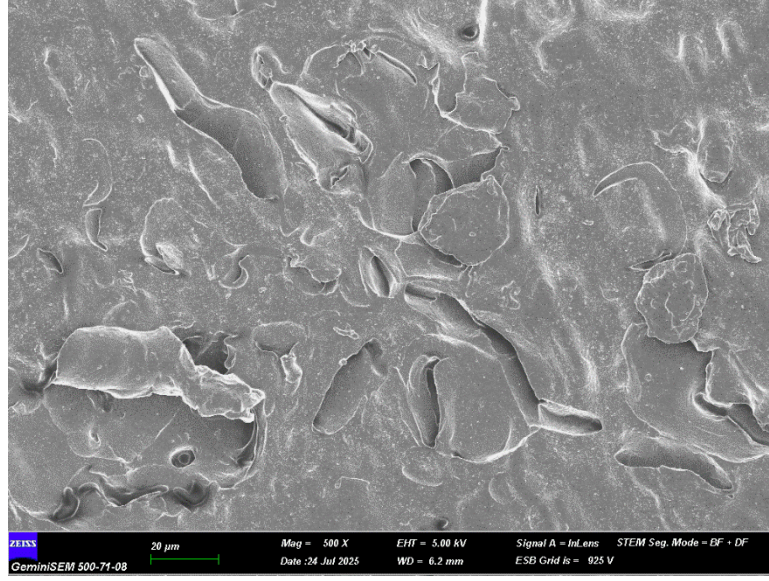
Resim 23. Asit grubuna ait X2000 büyütme SEM görüntüleri



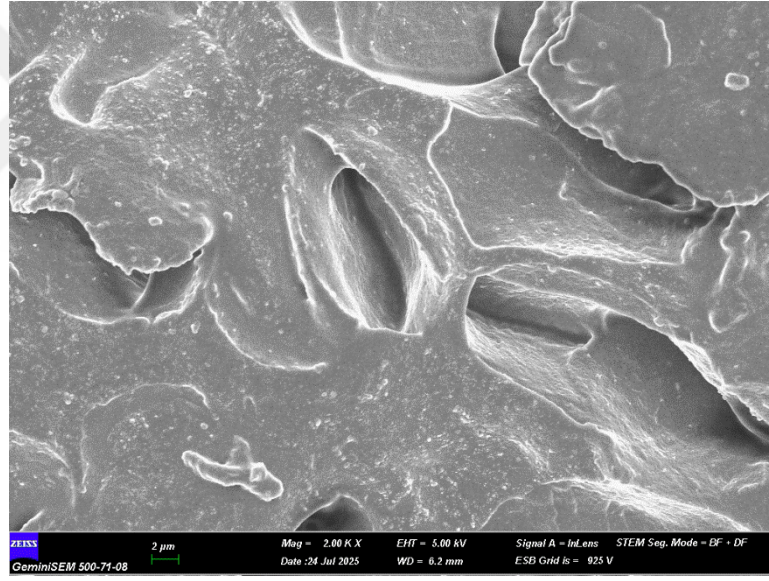
Resim 24. Kumlama grubuna ait X500 büyütme SEM görüntüleri



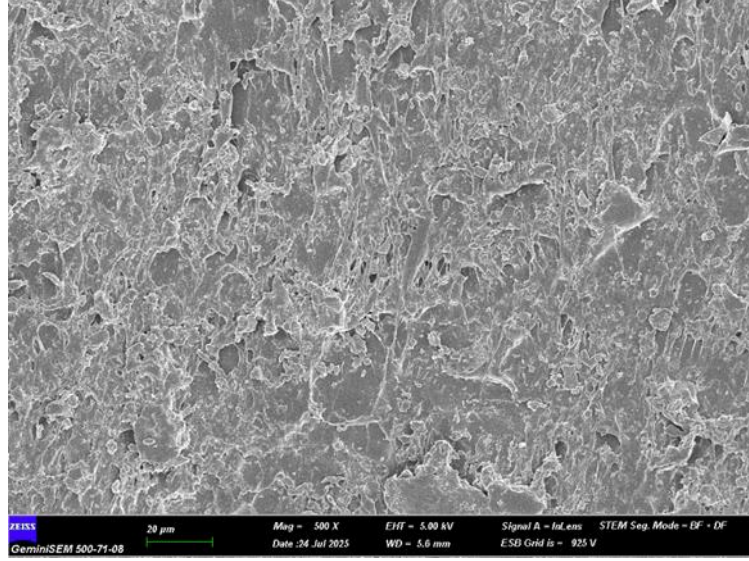
Resim 25. Kumlama grubuna ait X2000 büyütme SEM görüntüleri



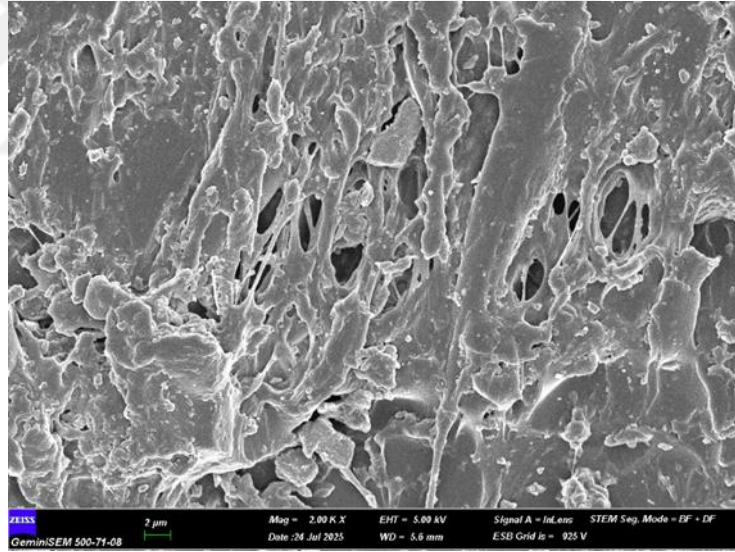
Resim 26. Lazer grubuna ait X500 büyütme SEM görüntüleri



Resim 27. Lazer grubuna ait X2000 büyütme SEM görüntüleri



Resim 28. Geleneksel gruba ait bir örneğin X500 büyütme SEM görüntüleri



Resim 29. Geleneksel gruba ait bir örneğin X2000 büyütme SEM görüntüleri

4.3 Kopma Tiplerinin Değerlendirilmesi

Çekme bağlanma dayanımı testi sonrasında kopma tipleri stereomikroskop altında 20X büyütmede incelenmiştir. Örneklerde görülen kopma tiplerine ait yüzdelik değerleri Tablo 19’da gösterilmiştir.

Gruplar		Koheziv	Adeziv	Mix
Yaşlandırma uygulanmayan gruplar	3B kontrol	0	60%	40%
	Asit	0	30%	70%
	Kumlama	0	20%	80%
	Lazer	0	30%	70%
	Geleneksel	20%	40%	40%
Yaşlandırma uygulanan gruplar	3B kontrol	0	90%	10%
	Asit	0	60%	40%
	Kumlama	0	30%	70%
	Lazer	0	70%	30%
	Geleneksel	30%	70%	0

Tablo 19. Başarısızlık tiplerinin gruplara göre oranları

Yapılan stereomikroskop analizi neticesinde tüm gruplar ve 3B yazıcı ile üretilmiş gruplar arasında en yüksek oranda adeziv kopma türü yaşlandırılan 3B kontrol grubunda, en yüksek oranda mix kopma türü



yaşlandırılmayan kumlama grubunda görülmüştür.

Koheziv kopma türü ise 3B yazıcıda üretilmiş gruplarda görülmez iken, geleneksel gruplar arasında en yüksek oranda koheziv kopma yaşlandırma uygulanan grupta görülmüştür. Ayrıca mix kopma türü yaşlandırma uygulanan geleneksel grupta gözlenmemiştir. Kopma tiplerini gösteren fotoğraflar Resim 30,31 ve 32’de gösterilmiştir.

(a)

(b)

Resim 30. X20 büyütme altında adeziv tip görüldüğü yumuşak astar materyali yüzeyi (a) ve kaide yüzeyi (b)



Resim 31. X20 büyütme altında koheziv kopma tipinin görüldüğü yumuşak astar materyali yüzeyi

Resim 32. X20 büyütme altında mix kopma tipinin görüldüğü yumuşak astar materyali yüzeyi (a) ve kaide yüzeyi (b)

5.TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında, farklı yüzey işlemlerinin (hidroflorik asit uygulaması, Al_2O_3 ile kumlama ve Er:YAG lazerle pürüzlendirme) ve termal yaşlandırmanın 3B yazıcı ile üretilmiş kaide plağı–deneysel yumuşak astar materyali bağlantı dayanımı üzerindeki etkisi değerlendirildi ve elde edilen bulgular ısı ile polimerize olan geleneksel kaide plağı – daimi yumuşak astar materyali bağlantı dayanımı ile karşılaştırıldı.

Çalışmada elde edilen verilere göre; farklı yüzey işlemlerinin ve yaşlandırmanın 3B yazıcıda üretilen kaide plağı ile deneysel yumuşak astar materyali arasındaki bağlantı dayanımını etkilediği görüldüğünden birinci ve ikinci hipotez reddedilmiştir. Isı ile polimerize akrilik kaide plağı–daimi yumuşak astar materyali ile 3B yazıcıda üretilen kaide plağı–deneysel yumuşak astar materyali arasında bağlantı dayanım değerleri arasında istatistiksel anlamlı fark bulunmadığından üçüncü hipotez kabul edilmiştir.

Çalışmamızda elde edilen bulgulara göre, yaşlandırma uygulanmamış 3B baskı gruplarında kumlama grubu hariç tüm gruplar ile geleneksel grup, Kawano ve ark.'nın (105) klinik kullanım için yeterli ve kabul edilebilir olarak bildirdiği 0,44 MPa bağ kuvveti eşiğinin üzerinde değerler göstermiştir. Benzer şekilde, yaşlandırma uygulanan gruplarda da 3B kontrol ve asit grupları ile geleneksel grup klinik açıdan kabul edilebilir düzeyde bulunurken, kumlama ve lazer grupları eşik değerin altında kalarak klinik açıdan yetersiz sonuçlar ortaya koymuştur.

Son yıllarda birçok gelişme kaydeden dijital teknoloji, protetik diş hekimliğini çeşitli yönlerde önemli ölçüde etkilemiştir. Dijital teknolojinin önemli bir ayağı olan 3 boyutlu (3B) baskı teknolojisi protetik diş tedavisinde pek çok noktada klinisyenlere uygulama olanağı sunmaktadır. Fotosensitif termoset sıvı monomerlerin katmanlar hâlinde polimerize edilmesiyle nesne ve destek yapıların oluşturulmasına dayanan bu üretim teknolojisi, protetik diş tedavisinde kaide materyallerinin üretiminde giderek daha yaygın şekilde kullanılmaktadır. 3B baskı teknolojisinin, karmaşık yapı ve detayların sorunsuz üretimi, malzeme israfının en aza indirilmesi, üretimdeki adım sayısını minimize etmesi ve üretimde tekrarlanabilme gibi pek çok avantajı bulunmaktadır. Bu avantajlar göz önüne alındığında protetik diş tedavisinde immediat geçiş protezlerden maksillofasiyal protezlere kadar birçok protezin üretiminde klinisyenler için fayda sağlayacaktır (18, 19).

Yumuşak astar materyalleri, oklüzal kuvvetlerin dokuya eşit dağıtılmasında, lokalize basıncın minimize edilmesinde ve atrofik, ince mukozada ağrının azaltılmasında yaygın olarak kullanılmaktadır. Bununla birlikte cerrahi işlem sonrası immediat protezlerde ve obtüratör gerektiren konjenital veya kazanılmış defekt bulunan vakalarda gelen yükün dağıtılmasını sağlamak ve bu protezlerin tutuculuğunu artırmak için yumuşak astar materyallerinin kullanımına ihtiyaç duyulabilmektedir (64).

Gelişen teknolojiyle birlikte yalnızca protez kaide materyallerinin değil, aynı zamanda yumuşak astar materyallerinin de üç boyutlu (3B) baskı teknolojisi ile üretilebilmesi; bu tezin tasarlanmasının amacı olan astarlama gereksinimi bulunan vakalar açısından önemli avantajlar sunacaktır. Bu süreçte, önce STL verileri kullanılarak protez kaidesi 3B baskı ile üretilip, ardından aynı dijital veriler doğrultusunda kaideye tam uyumlu yumuşak astar materyalinin yine 3B baskı ile hazırlanmasıyla ve iki yapı birleştirilerek nihai protez elde edilmesine izin verebilmesi amaçlanmıştır. Böylece, yumuşak astar materyalinin endikasyonlarında kullanılabilecek olmasının yanı sıra cerrahi işlemler sonrası immediat geçici protezlerde protez kullanımı öncesinde astarlama işlemi tamamlanarak iyileşme süreci

desteklenebilirken; maksillofasiyal protezlerde ise potansiyel ağırlık ve vuruk oluşumları belki de minimize edilebilmesi mümkün olabilecektir.

Literatürde 3B baskı ile üretilmiş çeşitli kaide materyallerinin yumuşak astar materyalleri ile bağlantısını araştıran birçok çalışma mevcuttur (156-159). Ancak, mevcut literatürde 3B baskı teknolojisi ile üretilmiş kaide materyali ve 3B baskı teknolojisi ile üretilmiş deneysel yumuşak astar materyallerinin bağlantısını inceleyen çalışmaya rastlanmamıştır. Bu nedenle, çalışmadan elde edilen bulgular metodolojik benzerlik gösteren çalışmalarla karşılaştırılarak değerlendirilmiştir.

Astar uygulamasının başarısı, protez kaidesi ile astar materyali arasındaki bağlantının sürekliliğine bağlıdır. Bağlantının zayıf olması ya da iki materyal arasında ortaya çıkan düzensiz ayrılmalar; yüzey pürüzlülüğünün artmasıyla Candida kolonizasyonunu kolaylaştırabilir, protez stomatitine yol açabilir ve protezin dayanıklılığını azaltabilir (158). Bu nedenle yapılan çalışmalarda, çeşitli yüzey işlemleri uygulanarak bağlantı dayanımının artırılması amaçlanmıştır.

Mevcut literatürdeki çalışmalar, 3B baskı teknolojisi ile üretilen kaide plağının çekme bağlanma dayanımının artırılabilmesi için çeşitli yüzey işlemlerinin uygulanmasını önermektedir.(8, 9, 157, 159) Kaide plağının çekme bağ dayanımını artırmak ve yüzey özelliklerini iyileştirmek amacıyla, mekanik yöntemler (Al_2O_3 partikülleriyle kumlama, frez ile pürüzlendirme, lazer ve plazma uygulamaları) ve kimyasal yöntemler (MMA ve hidroflorik asit) önerilmektedir ve bu konu ile ilgili çalışmalar devam etmektedir (7, 155).

Literatürdeki çalışmalar, çeşitli kimyasal ajanlarla gerçekleştirilen yüzey işlemlerinin, kaide plağı ile yumuşak astar materyali arasındaki bağlanma dayanımını artırdığını ve mikrosızıntıyı azalttığını göstermektedir (160). Bu amaçla kullanılan kimyasal ajanlar arasında metil metakrilat (161, 162), metil format, metil asetat(163), aseton (140), tetrahidrofuran (164) ve hidroflorik asit (160) yer almaktadır.

Yapılan literatür taramasında, hidroflorik asidin farklı kaide plağı materyallerinde çeşitli etkiler gösterdiği tespit edilmiştir. İşisağ (165), poliamid kaide plağı örneklerine yüzey işlemi uyguladığı çalışmada %9'luk hidroflorik asidin kesme bağlantı dayanımının istatistiksel olarak anlamlı düzeyde arttırdığını bildirmiştir. Öte yandan, Erbulak ve ark.'nın (155) CAD/CAM frezeleme yöntemiyle üretilen kaide plağı örneklerinde yürüttükleri çalışmada, %4'lük hidroflorik asit uygulamasının bağlanma dayanımını yüzey işlemi uygulanmamış kontrol grubuna kıyasla artırdığı, ancak diğer yüzey işlemlerine göre nispeten daha düşük

seviyede kaldığı belirtilmiştir. Ayrıca, incelenen çalışmalarda hidroflorik asidin farklı konsantrasyonlarda kullanıldığı gözlemlenmiştir (155, 165). Literatür bulguları değerlendirildiğinde, kaide plağı ile astar materyali arasındaki bağlanma dayanımını artırmada hidroflorik asit kullanımına ilişkin standart protokollere ulaşamadığı görülmektedir. Çalışmamızın diğer çalışmalardan farklı yönü, asit uygulamasının 3B baskı teknolojisi ile üretilmiş deneysel yumuşak astar materyaline yapılmış olmasıdır. 3B baskı ile üretilen deneysel yumuşak astar materyalinin yapısının, diğer yumuşak astar materyallerinden farklı olarak asit uygulamasına olanak tanınması nedeniyle, çalışmamızda asit uygulamasının 3B kaide plağı yüzeyine etkisinden ziyade deneysel astar materyali- kaide plağı bağlantı değeri üzerindeki etkisi değerlendirilmiştir. Kaide materyaline kıyasla daha yumuşak bir yapıya sahip olması göz önünde bulundurularak daha düşük konsantrasyonda (%4) hidroflorik asit tercih edilmiştir. Yüzeylere 120 saniyelik asitleme işlemi uygulanmış, ardından 120 saniye süreyle su ile yıkanmış ve son olarak 10 saniye hava ile kurutulmuştur. Geleneksel yumuşak astar materyalleri, polimerizasyon süreçleri ve materyal özellikleri nedeniyle kaide plağı ile birleştirilirken yüzey işlemlerinin uygulanmasına olanak vermemektedir. Buna karşılık, deneysel yumuşak astar materyalinin üç boyutlu yazıcı ile üretilmiş ve UV ışığı ile kürlenmiş olması, yüzey işlemlerinin uygulanabilmesini mümkün kılmıştır.

Çalışmamızda %4'lük hidroflorik asit uygulaması, yaşlandırılmayan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmamıştır. Ancak yaşlandırma sonrasında, %4'lük hidroflorik asit uygulanan grup, kumlama ve lazer gruplarına kıyasla istatistiksel olarak anlamlı fark gösterirken, 3B kontrol grubuyla arasında anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Bu anlamlı farkın, asit grubunun kumlama ve lazer gruplarına kıyasla daha yüksek çekme bağlanma dayanım değerleri göstermesinden kaynaklandığı belirlenmiştir. SEM analizi sonucunda, hidroflorik asit uygulamasının 3B baskı ile üretilmiş deneysel yumuşak astar materyalinin yüzeyinde çatlak, çukur, yarık veya girinti benzeri deformasyonlara yol açmadığı; aksine, yüzey işlemi uygulanmamış 3B kontrol grubuna kıyasla yüzeydeki düzensizlikleri gidererek daha düzgün bir yapı oluşturduğu belirlenmiştir. Asitle pürüzlendirilen gruplarda gözlenen bu daha düzgün ve homojen yüzey morfolojisi, kimyasal olarak da daha stabil bir ara yüzey oluşumuna katkı sağlamış olabilir. Bu yapı, adeziv veya astar materyalinin yüzeye daha dengeli yayılmasını ve mikromekanik tutunmanın daha etkin olmasını desteklemiştir. Ayrıca bu tip yüzeylerde su infiltrasyonu ve yüzeyde su birikimi daha sınırlıdır; bu durum, yaşlandırma sonrasında suyun ara yüzeyde plastikleşmeye veya bağ bozulmasına yol açma riskini azaltır. Buna karşın, kumlama ve lazer uygulamaları sırasında

yüzeyin alt tabakalarında mikroçatlaklar ve gerilim odakları oluşabilmekte; bu mikrodefektler termal döngüler sırasında ilerleyerek bağ dayanımında azalmaya neden olabilmektedir. Dolayısıyla, hidroflorik asitle pürüzlendirilmiş yüzeylerin daha düzgün, homojen ve kimyasal olarak stabil bir ara yüzey sağlaması, istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte, asit grubunun hem yaşlandırma öncesinde hem de sonrasında 3B kontrol grubuna göre daha yüksek çekme bağlanma dayanımı sergilemesini ve diğer yüzey işlemlerine kıyasla daha olumlu sonuçlar vermesini açıklayabilir. Kawano ve ark.'nın (105) klinik kullanım için yeterli ve kabul edilebilir olarak bildirdiği 0,44 MPa bağ kuvveti dikkate alındığında, %4'lük hidroflorik asit uygulamasının hem yaşlandırma öncesinde hem de sonrasında klinik açıdan kabul edilebilir bir performans sergilediği sonucuna varılmıştır. %4'lük hidroflorik asit uygulanan örneklerin çekme bağlanma dayanım değerleri arasında yaşlandırma öncesi ve sonrası istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Ayrıca, hidroflorik asit uygulanan 3B baskı kaide plağı–deneysel yumuşak astar materyali örneklerinde termal yaşlandırma öncesi ve sonrasında yalnızca adeziv ve miks tip kopmalar gözlenmiş, yaşlandırma sonrasında ise adeziv bağlantıda belirgin bir azalma tespit edilmiştir. Öte yandan, 3B kontrol grubunda adeziv başarısızlık oranı, yaşlandırma öncesi ve sonrasında tüm gruplara kıyasla belirgin derecede yüksek bulunmuştur.

Literatürde, kaide plağına uygulanan fosforik asidin kaide plağı–yumuşak astar materyali arasındaki bağlantı üzerindeki etkisini değerlendiren çalışmalar bulunmaktadır (7, 123). Öte yandan, CAD/CAM freze yöntemiyle üretilmiş kaide plağı örneklerinin tamirinde hidroflorik asit uygulamasına yer verildiği bildirilmiş olsa da, hidroflorik asidin 3B baskı ile üretilmiş kaide plağı–astar materyali bağlantısına etkisini değerlendiren herhangi bir çalışmaya ulaşılamamıştır. Bu nedenle hidroflorik asit uygulamasının etkilerini değerlendirebilmek adına, farklı üretim teknikleriyle elde edilmiş kaide plakları üzerine yapılan çalışmalar ile 3B baskı kaide plağı–yapay diş bağlantısını inceleyen araştırmalar referans alınmıştır (155, 163, 165).

Erbulak ve ark. (155), CAD/CAM frezeleme ile elde edilen kaide plağı materyaline uygulanan farklı yüzey işlemlerinin onarım bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmiştir. Çalışmada uygulanan yüzey işlemleri; Al_2O_3 partikülleri ile kumlama, %4'lük hidroflorik asit uygulaması, tungsten karbür frez ile aşındırma, diklormetan + metil metakrilat karışımı ve diklormetan + metakrilat uygulamalarıdır. Yüzey işlemleri arasında en yüksek ortalama kesme bağlanma dayanımı Al_2O_3 partikülleri ile kumlama grubunda, en düşük değer ise %4'lük hidroflorik asit grubunda elde edilmiştir. %4'lük hidroflorik asit uygulamasının,

kontrol grubuna kıyasla istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmadığı bildirilmiştir. Ayrıca SEM analizinde, hidroflorik asit uygulanan örnek yüzeylerinin morfolojisinin kontrol grubu ile benzerlik gösterdiği tespit edilmiştir. Hidroflorik asidin düşük etkinliğinin CAD/CAM freze kaide plağının yüksek reçine matris oranı ve artmış monomer içeriğinden kaynaklandığı belirtilmiştir (155). Çalışmamızda kullanılan 3B baskı ile üretilmiş deneysel yumuşak astar materyalinin matris oranı ile monomer/oligomer içeriğinin hidroflorik asidin yüzeye etki etmesini engelleyerek bağlantı dayanımını değiştirmemiş olabileceği düşünülmektedir. Erbulak ve ark.'nın (155) çalışması ile kaide materyali ve uygulanan test yöntemi arasındaki farklılıkların sonuçlar üzerinde etkili olabilecek değişken parametreler olduğu kanaatindeyiz.

Arslan ve ark. (163), 3B baskı ile üretilen kaide plağı örneklerinde yüzey işlemleri ve adeziv sistemlerin kesme bağlanma dayanımı ile mikrosızıntı üzerindeki etkilerini değerlendirmiştir. Çalışmalarında, 3B baskı kaide plağı ile yapay diş arasındaki bağlantı için yüzey işlemi olarak %9'luk hidroflorik asit ve 30 µm silika kaplı Al₂O₃ partikülleri ile kumlama uygulanmıştır. Bağlantı için ise universal adeziv, 3B kaide reçinesi ve rezin siman kullanılmıştır. Bulgulara göre, yüzey işlemleri kontrol grubuna kıyasla kesme bağlanma dayanımını düşürmüştür. Hidroflorik asit uygulanan grupta ortalama kesme bağlanma dayanımı 2.50 ± 1.47 MPa, kumlama yapılan grupta ise 3.78 ± 2.63 MPa olarak bulunurken bu değer kontrol grubunda ortalama 13.52 ± 1.37 MPa'dır. Bu düşüşün, hidroflorik asidin kaide plağı ile kimyasal etkileşim sonucu yüzey bütünlüğünü değiştirmesinden kaynaklandığı belirtilmiştir. Arslan ve ark.'nın (163) bildirdiği bulgular, çalışmamızın sonuçlarıyla çelişmektedir. Bu farklılığın, Arslan ve ark.'nın (163) çalışmasında farklı konsantrasyondaki asidin kaide plağı yüzeyine uygulanmasına karşın, bizim çalışmamızda asidin deneysel yumuşak astar materyali yüzeyine uygulanmasından kaynaklanmış olabileceği düşünülmektedir. Çalışmamızda %4'lük hidroflorik asit uygulaması, kontrol grubuna kıyasla çekme bağlanma dayanımını arttırmış ancak bu artış istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmamıştır. SEM analizlerimiz, hidroflorik asit uygulamasının diğer yüzey işlemlerine kıyasla yüzeyde daha az değişikliğe neden olduğunu göstermiştir. Bu nedenle %4'lük hidroflorik asit, kaide plağı yüzeyinde bağlantıyı olumsuz etkileyebilecek mikrodüzensizlikler oluşturmamış ve çekme bağlanma dayanımında anlamlı bir artış ya da azalma meydana getirmemiştir. Çalışmamızda, hidroflorik asit uygulanan yüzeyin 3B baskı kaide plağına kıyasla nispeten daha yumuşak bir yapıya sahip olması, asit konsantrasyonunun ve uygulama süresinin elde edilen sonuçlar üzerinde etkili olabileceği göz önünde bulundurulmalıdır.

Hidroflorik asidin kaide plağı materyallerindeki bağlantı dayanımına etkisini inceleyen çalışmalardan biri de İşisağ'a aittir (165). Bu çalışmada, yüzey işlemleri uygulanmış poliamid kaide plağı örneklerinin otopolimerize akrilik ile bağlantısı değerlendirilmiş ve elde edilen bulgular, PMMA bazlı kaide plaklarıyla karşılaştırılarak kesme bağlanma dayanımları açısından incelenmiştir. Uygulanan yüzey işlemleri tribokimyasal silika kaplama + silan ve hidroflorik asit + tribokimyasal silika kaplama + silan şeklinde olmuştur. Çalışmada hidroflorik asit uygulanan grupta kesme bağlanma dayanımının istatistiksel olarak anlamlı düzeyde arttığı ve bu işlem sonucunda poliamid kaide plağı örneklerinin, PMMA grubuyla benzer bağlantı dayanımına ulaştığı bildirilmiştir. Araştırmacı, %9'luk hidroflorik asidi (Ultradent) 60 saniye boyunca poliamid örneklere uygulamış ve kullanılan hidroflorik asidin pH'sının 1'in altında olup kuvvetli asitler sınıfında yer aldığını bildirmiştir. Bu grupta yüksek bağlantı dayanımının elde edilmesi, kullanılan hidroflorik asidin güçlü asidik yapısına bağlanmıştır. Bu bulgular çalışmamızın sonuçlarıyla örtüşmemektedir. Zira çalışmamızda kullanılan %4'lük hidroflorik asitin (BISCO) pH değeri yine 1'in altında olup kuvvetli asitler sınıfında yer almaktadır (166). Ancak, çalışmamızda hidroflorik asit uygulanan grupta çekme bağlanma dayanımında istatistiksel olarak anlamlı bir artış gözlenmemiştir. Bu farklı sonuçların, hidroflorik asit uygulanan kaide plağı materyallerinin kimyasal bileşimleri ile üretim tekniklerindeki farklılıktan ve aynı zamanda İşisağ'ın (165) çalışmasında yüzey işlemlerinin kombine bir şekilde uygulanmasından kaynaklanmış olabileceği düşünülmektedir.

Literatürde, bis-akril içeren geçici kron materyallerine uygulanan hidroflorik asidin bağlantı dayanımını artırdığı bildirilmektedir (167) . Jeong ve ark. (167), 3B baskı geçici kron materyallerini de içeren çalışmalarında, Luxatemp ve Protemp-4 gibi bis-akrilik reçinelerde, hacimce %24'ten fazla dolgu partikülü bulunması nedeniyle hidroflorik asit uygulamasının kesme bağlanma dayanımını artırdığını belirtmişlerdir. Aynı çalışmada, hidroflorik asidin PMMA materyallerde bağlantı dayanımını etkilemediği, hatta azalttığı gösterilmiştir. Bu durum, PMMA'daki cam partiküllerinin sınırlı miktarda olması ve materyalin yüksek oranda hidrofobik monomer içermesine bağlanmıştır (167). Çalışmamızda hidroflorik asit uygulanan deneysel yumuşak astar materyaline ait SEM görüntülerinde yüzeyde herhangi bir deformasyonun gözlenmemiş olması, bu bulguyu destekler niteliktedir.

Hidroflorik asit, matriste yer alan cam partiküllerini aşındırarak mikromekanik tutuculuğu artıran gözenekli yüzeyler ve boşluklar oluşturmak suretiyle etki göstermektedir (168). Çalışmamızda kullanılan 3B baskı deneysel yumuşak astar materyali reçinesi; alifatik

üretan diakrilat, morfolin, akrilik asit esterleri, trimetilolpropan akrilat ve monofonksiyonel üretan akrilat içermekte olup, cam partikülleri veya bis-akril bileşenleri içermemektedir. Bu nedenle, 3B baskı deneysel yumuşak astar materyaline uygulanan %4'lük hidroflorik asidin, 3B kontrol grubuna kıyasla çekme bağlanma dayanımı üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmadığı belirlenmiştir. Bununla birlikte, %4'lük hidroflorik asit uygulanan grupta yaşlandırma öncesi ve sonrasında anlamlı bir fark saptanmamış olması, hidroflorik asit uygulamasının bağlantı dayanımının stabilitesini koruyabildiğini düşündürmektedir.

Literatürde, 3B kaide plağında polimerizasyon sonuçlarının kütleme süresi, kullanılan fotopolimer ve polimerizasyon cihazı gibi faktörlerden etkilendiği bildirilmektedir (163). Bu bağlamda çalışmamızda, 3B baskı ile üretilen kaide ve deneysel astar materyali bağlantısında 3B kaide plağı reçinesi kullanılmıştır. Uygulanan bu reçine tabakasının kalınlığı, bağlanma performansını ve mikrosızıntıyı etkileyebilmektedir. Çalışmamızda, 3B baskı kaide plağı reçinesinin yoğun ve kalın yapısının, yüzey işlemi uygulanmış gruplarda yeterli penetrasyonu engellemesi ve reçine uygulamasının post-polimerizasyon sonrasında yapılmış olması, çekme bağlanma dayanımında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık oluşmamasına neden olmuş olabilir. Ayrıca, 3B baskı gruplarında koheziv tip kopmanın gözlenmemesinin, post-polimerizasyon sonrası kimyasal bağlanmanın engellenmiş olmasından kaynaklandığı değerlendirilmektedir. Ancak bu prosedürün post-polimerizasyon öncesinde uygulanması, yüzey işlemlerinin gerçekleştirilmesine engel teşkil edebileceğinden ayrı bir kısıtlılık ortaya çıkarmaktadır.

Literatürde, mekanik yüzey işlemleri arasında yer alan Al_2O_3 partikülleriyle kumlamanın 3B baskı kaide plağı–yumuşak astar materyali bağlantısına etkisini inceleyen çalışmalar bulunmaktadır (157, 158, 169). Bu araştırmalarda, alüminyum oksit partikülleri ile gerçekleştirilen kumlamanın mikromekanik bağlanmayı güçlendirdiği ve astar materyali ile yüzey arasındaki temas alanını artırarak bağlantı performansını genel olarak iyileştirdiği rapor edilmiştir (160, 167).

Erbulak ve Ergün'ün yaptığı bir çalışmada, 2 MPa basınç altında, 30 saniye süreyle 110 μm Al_2O_3 partikülleri kullanılarak gerçekleştirilen yüzey aşındırmasının, CAD/CAM yöntemiyle üretilmiş kaide plağı örneklerinde bağlantı dayanımını artırdığı tespit edilmiştir (155). Benzer şekilde, Şahin ve arkadaşları tarafından yürütülen bir araştırmada, farklı yüzey işlemlerinin ardından tamir materyalinin konvansiyonel yöntemle, CAD/CAM frezeleme ve 3B baskı teknolojisiyle üretilmiş kaide plağı örneklerine karşı kesme bağ dayanımını incelemişlerdir. Bu çalışmada, 10 mm mesafe korunarak, 2 bar basınç altında, 10 saniye

süreyle 125 μm Al_2O_3 partikülleri ile kumlama işlemi uygulanmıştır. Elde edilen sonuçlar, Al_2O_3 ile yapılan aşındırmanın tüm gruplarda kesme bağlanma dayanımını anlamlı şekilde artırdığını göstermiştir (170). Literatürdeki mevcut bulgular ışığında, çalışmamızda 110 μm Al_2O_3 partikülleri kullanılarak, 10 mm mesafeden, 2 bar basınç altında aşındırma yapılmasına karar verilmiştir.

Çalışmamızdan elde edilen bulgulara göre, yaşlandırılmayan gruplar arasında kumlama grubu istatistiksel olarak anlamlı fark göstermemiştir. Yaşlandırılan gruplar arasında ise kumlama grubu, lazer grubu ile istatistiksel olarak anlamlı fark göstermezken 3B kontrol ve asit grubu ile istatistiksel olarak anlamlı fark göstermiştir. Kumlama grubu 3B kontrol ve asit grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük çekme bağlanma dayanımına sahiptir. Kumlama grubunun yaşlandırma öncesi ve sonrasında çekme dayanımında istatistiksel olarak anlamlı fark yoktur. Kawano ve ark.'na göre 0,44 MPa bağ kuvvetine sahip yumuşak astar materyali klinik kullanım için yeterli ve kabul edilebilir bulunurken (105), kumlama grubu yaşlandırma öncesinde ve sonrasında bu değer in altında kalarak klinik kullanım açısından yetersiz görünmektedir. Ayrıca kumlama grubuna ait örneklerine ait SEM analizinde yüzeyin pürüzlü olduğu, çok sayıdaki küçük gözenek ve por yapısının varlığı dikkat çekmektedir. Kopma tipleri incelendiğinde, kumlama grubu örneklerinde yalnızca adeziv ve miks tip kopmalar gözlenmiş, koheziv tip kopma ise saptanmamıştır.

Pereira ve ark. (157) tarafından gerçekleştirilen bir çalışmada, ısı ile polimerize edilen ve 3B yazıcı ile üretilen kaide plağı örneklerine uygulanan farklı yüzey işlemlerinin yumuşak astar materyaline bağlanma dayanımı, yaşlandırma öncesi ve sonrası değerlendirilmiştir. Yüzey işlemleri olarak monomer uygulaması ve 50 μm Al_2O_3 partikülleri ile kumlama kullanılmıştır. Kumlama sonrası, ısı ile polimerize edilen ve 3B yazıcı ile üretilen kaide plağı örnekleri arasında anlamlı bir fark gözlenmemekle birlikte, her iki kaide plağı türünde de bağlanma dayanımı artış göstermiştir. Yüzey işlemleri karşılaştırıldığında, 180 saniye süreyle uygulanan monomer işlemi, 50 μm Al_2O_3 partikülleri ile kumlamaya kıyasla daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri sağlamıştır. Çalışmamızda, 110 μm Al_2O_3 partikülleri ile kumlama sonrasında yüzeyde gözlenen düzensizlikler, çukurlar ve girintilerin; monomer uygulamasının sağladığı pürüzsüz yüzeyin aksine, bağlantıyı olumsuz yönde etkilemesi Pereira ve ark. (157) tarafından bildirilen bulgular ile örtüşmemektedir. Kullanılan astar materyalinin üretim yöntemi, bağlantı için kullanılan 3B kaide plağı reçinesinin kumlama ile oluşturulan boşluklara yeterince nüfuz edememesi ve bağlanma mekanizmasının farklılık göstermesi, elde edilen farklı sonuçların olası nedenleri arasında yer almaktadır.

Karaokutan ve ark. (171), farklı üretim yöntemleri (ısı ile polimerizasyon, CAD/CAM ve üç boyutlu (3B) üretim) ile hazırlanmış kaide plağı örneklerinde, çeşitli yüzey işlemlerinin (50 μm ve 110 μm Al_2O_3 partikülleri ile kumlama, tungsten karbür frez ile aşındırma) ardından astar materyallerinin çekme bağlanma dayanımlarını değerlendirmiştir. Araştırmacıların elde ettikleri bulgulara göre, 3B baskı kaide plağına 110 μm Al_2O_3 partikülleri ile yapılan kumlama, yüzey işlemi uygulanmamış kontrol grubuna kıyasla bağlantı dayanımını istatistiksel olarak anlamlı düzeyde artırmıştır. Buna karşın, çalışmamızda kumlama grubunun kontrol grubuna göre daha düşük çekme bağlanma dayanımı göstermesi, literatürde bildirilen bu sonuçlarla örtüşmemektedir. Karaokutan ve ark.'nın (171) çalışmasında 3 atm basınç altında uygulanan Al_2O_3 partikülleri astar materyalinin deforme yüzeye penetrasyonunu artırırken, çalışmamızda 2 atm basınç altında gerçekleştirilen kumlama işleminin 3B baskı kaide plağı ile deneysel astar materyali arasındaki bağlantı mekanizmasını olumsuz yönde etkilediği gözlenmiştir. Bu farklılığın, çalışmamızda kullanılan 3B baskı kaide reçinesinin, Karaokutan ve ark.'nın (171) kullandığı astar materyaline kıyasla yüzey deformasyonlarına daha sınırlı şekilde penetre olmasından kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Farklı yüzey işlemlerinin, geleneksel, CAD/CAM ve 3B üretim yöntemleri ile üretilen kaide plaklarının onarım bağlanma dayanımı üzerine etkisini inceleyen bir çalışmada (170), yüzey işlemlerinin kaide plağı tipine bağlı olarak bağlanma dayanımını artırdığı sonucuna ulaşılmıştır. Çalışmada, geleneksel, CAD/CAM ve 3B yazıcı ile üretilen kaide plağı örneklerine Al_2O_3 partikülleri ile kumlama, Er:YAG lazer ile yüzey pürüzlendirme, plazma uygulaması ve silikon karbür ile zımparalama işlemleri uygulanmıştır. Bulgulara göre, Al_2O_3 partikülleri ile kumlama, CAD/CAM ve geleneksel gruplarda en yüksek kesme bağlanma dayanımını sağlarken; Er:YAG lazer ile yüzey pürüzlendirme işlemi, 3B yazıcı ile üretilen kaide plaklarında en yüksek kesme bağlanma dayanımını vermiştir. Bu farklılık, üretim tekniği ve materyal bileşimlerindeki değişkenlere dayandırılmıştır. Er:YAG lazer ile yüzey pürüzlendirme işleminin, Al_2O_3 partikülleri ile kumlamaya kıyasla 3B yazıcıda üretilen kaide plaklarında daha yüksek bağlanma dayanımı sağlaması çalışmamızın sonuçlarıyla örtüşse de iki yüzey işlemi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bununla birlikte, farklı mikron boyutlarında Al_2O_3 partikülleri ile yapılan kumlama işlemleri, sonuçlar üzerinde etkili olabilir.

Çalışmamızın SEM analizi görüntülerinde, kumlama grubuna ait örneklerde yüzeyin daha pürüzlü olduğu, daha küçük düzensiz gözenek ve por yapılarının bulunduğu

gözlenmiştir. Lazer grubuna ait örneklerde ise daha büyük ve geniş yırtıklar ile boşluklar tespit edilmiştir. İki yüzey işlemi grubu karşılaştırıldığında, kumlama grubunda yüzeyin daha fazla deformasyona uğradığı sonucuna ulaşılmıştır. Çekme bağlanma dayanımı verileri dikkate alındığında, yüzeydeki daha küçük ve deforme yapıların kaide plağı ile deneysel astar materyali arasındaki bağlantıyı olumsuz yönde etkilediği görülmektedir. Yaşlandırılan ve yaşlandırılmayan gruplar arasında 3B kontrol grubunun lazer ve kumlama gruplarına kıyasla daha yüksek çekme bağlanma dayanımı göstermesi, Şahin ve ark. (170) tarafından bildirilen bulgular ile farklılık arz etmektedir. Bu farklılığın nedenlerinden biri, Şahin ve ark.'nın (170) çalışmasında otopolimerize bir tamir materyali kullanılması ve bu materyalin yapısal özellikleri ile akıcılığı olabilir. Aynı zamanda 3B kaide plağı reçinesi kullanılması bu farklılığın nedenlerinden olabilir. Ayrıca, her ne kadar her iki çalışmada da bağlantı dayanımı test edilmiş olsa da farklı test yöntemlerinin kullanılması, sonuçların birebir karşılaştırılmasını güçleştirmektedir.

Sturzenegger ve ark.(8), 3B yazıcı ile üretilmiş kaide plağı örneklerinde monomer uygulaması, 110 µm Al₂O₃ partikülleri ile kumlama ve çeşitli bağlayıcı ajanların etkisini değerlendirmiş, kontrol grubu ile karşılaştırıldığında bu işlemler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptamamıştır. Bununla birlikte, aynı çalışmada 110 µm Al₂O₃ partikülleri ile 2 bar basınç altında 10 saniye süreyle yapılan kumlamanın kontrol grubuna kıyasla daha yüksek bağlantı dayanımı sağladığı bildirilmiştir. Bu bulgular, farklı fizikokimyasal özelliklere sahip materyaller arasında oluşturulan yapıştırılmış ara yüzeylerin monolitik örneklerin dayanım seviyesine ulaşamadığını göstermektedir. Çalışmamızda ise yaşlandırma sonrası 3B kontrol grubunun kumlama ve lazer gruplarına kıyasla anlamlı derecede daha yüksek bağlantı dayanımı göstermesi, fotopolimerize reçinelerin yüksek çapraz bağlanma derecelerine bağlı olarak yüzey modifikasyonlarına karşı daha dirençli olabileceğini ortaya koymuş olabilir. Bu durum, yüzey işlemleri uygulanmasa dahi fotopolimerize yapının bağlantı performansını belirli bir seviyede koruyabileceğini ve klinik açıdan uzun dönem dayanıklılık potansiyeline işaret edebileceğini düşündürmektedir. Öte yandan, kumlama grubunda elde edilen daha düşük değerlerin, kullanılan kaide materyalinin farklılığı ile çalışmamızda 3B baskı teknolojisiyle üretilmiş deneysel yumuşak astar materyalinin tercih edilmesinden kaynaklanmış olabileceği değerlendirilmektedir.

Tanaka ve ark.(172), 3B baskı ile üretilen protez materyallerine uygulanan post-polimerizasyon işlemleri ile termal döngülerin kesme bağlanma dayanımı üzerindeki etkilerini incelemiş ve bu kapsamda etil asetat uygulaması, tribokimyasal silika kaplama ile 50 ve 110

μm Al_2O_3 partikülleriyle kumlama yöntemlerini değerlendirmiştir. Elde edilen bulgulara göre, Al_2O_3 partikülleri ile kumlama ve tribokimyasal silika kaplama işlemleri, bağlanma dayanımında anlamlı artış sağlamış; buna karşılık, etil asetat uygulaması bağlanma dayanımı üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etki göstermemiştir. Ayrıca, 50 μm ve 110 μm Al_2O_3 partikülleri ile yapılan kumlama işlemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Buna karşın, çalışmamızda kumlama uygulanan grupta elde edilen bağlanma dayanımı değerleri, Tanaka ve ark.'nın (172) bulgularıyla örtüşmemektedir. SEM analizleri incelendiğinde, çalışmamızda 110 μm Al_2O_3 partikülleri ile daha düşük basınçta yapılan kumlama sonrası örnek yüzeylerinde Tanaka ve ark.'nın (172) bulgularına kıyasla daha belirgin deformasyon ve kırılmalar gözlenmiştir. Bu farklılığın kullanılan 3B baskı kaide materyalinin yapısal özelliklerinden kaynaklandığı düşünülmekte olup, oluşan yüzey deformasyonlarının bağlantı dayanımı üzerinde olumsuz bir etki yarattığı değerlendirilmektedir.

Tanaka ve ark.'nın (172) çalışmasında değerlendirilen bir diğer önemli parametre ise post-polimerizasyondur. Post-polimerizasyon işlemi, 3B baskı ile üretilmiş reçinelerin dönüşüm derecesini artırarak, protez materyallerinin dayanıklılığı ve işlevselliği üzerinde doğrudan etkili olan üretim basamağıdır (46). Temel bileşenleri benzer olsa da, üretim sürecinde kullanılan dalga boyu ile iki farklı materyalin birbirine bağlanması sırasında gerekli olan dalga boyu farklılık göstermektedir (172). Nitekim çalışmamızda, kaide plağı ve deneysel yumuşak astar materyalinin üretimi sırasında 385 nm dalga boyunda fotopolimerizasyon uygulanmış; bu iki materyalin birleştirilme aşamasında ise 405 nm dalga boyu kullanılmıştır. Tanaka ve ark.'nın (172) çalışmasında, post-polimerizasyon işleminin 3B baskı ile üretilen protez materyallerinin bağlanma dayanımını anlamlı düzeyde azalttığı rapor edilmiştir. Bu azalmada, materyallerin üretimi sonrasında yapıda kalan polimerize olmamış monomerlerin varlığının etkili olabileceği bildirilmektedir (46, 163). Bunun yanı sıra, post-polimerizasyon işlemi sonrasında yüzeyde oluşan polimerizasyon tabakasının, UV ile polimerize edilen reçinelerin yüzeye yeterli düzeyde nüfuz etmesini engelleyerek bağlanma başarısını olumsuz yönde etkileyebileceği de öne sürülmektedir (46). Çalışmamızda, kaide plağı ile deneysel yumuşak astar materyalinin birleştirilmesinde kaide materyaline ait reçine kullanılmış ve bu örnekler post-polimerizasyona tabi tutulmuştur. 3B baskı gruplarının, geleneksel gruba kıyasla yaşlandırma öncesi ve sonrasında istatistiksel olarak anlamlı fark göstermemesi, 3B kaide plağı örneklerinin post-polimerizasyondan etkilenmediği sonucuna ulaştırmaktadır. Post-polimerizasyon işlemi üretim sürecinin vazgeçilmez bir basamağı

olmakla birlikte, kullanılan üretim parametreleri de sonuçlar üzerinde belirleyici rol oynamaktadır. Nitekim, Tanaka ve ark.'nın (175) çalışmasında 3B baskı ile üretilen kaide plağı ve yapay dişler 90° üretim açısı ve 100 µm katman kalınlığında hazırlanırken, çalışmamızda kaide plağı ve deneysel yumuşak astar materyali 0° üretim açısı ve 50 µm katman kalınlığında üretilmiştir. Üretim parametrelerindeki bu farklılıkların, elde edilen sonuçlardaki değişkenliğin nedenlerinden biri olduğu kanısındayız. Tanaka ve ark.'nın (172) çalışmasında kopma tipleri incelendiğinde, termal yaşlandırma öncesi ve sonrasında yüzey işlemi uygulanmayan kontrol grubunda adeziv tip kopma gözlenirken; 50 µm ve 110 µm Al₂O₃ partikülleri ile kumlama yapılan gruplarda ise koheziv tip kopma rapor edilmiştir. Bu bulgu, Al₂O₃ partikülleri ile kumlama sonrası artan bağlantı dayanımını destekler niteliktedir. Ancak, çalışmamızda kumlama sonrası örneklerde adeziv tip kopma görülmesi literatürdeki bu sonuçlarla örtüşmemektedir. Bu farklılığın, kullanılan 3B baskı kaide materyalinin yapısal özellikleri ve üretim parametrelerindeki farklılıklardan kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz.

Al₂O₃ partikülleri ile kumlamanın 3B baskı kaide plağının bağlantı dayanımını artırdığını vurgulayan bir diğer çalışma Li ve ark. tarafından gerçekleştirilmiştir(173). Bu araştırmada, yüzey işlemleri ve yaşlandırma uygulamalarının 3B baskı kaide plağının kesme bağlanma dayanımı üzerindeki etkileri incelenmiştir. Yüzey işlemleri olarak monomer uygulaması, silikon karbür ile zımparalama ve Al₂O₃ partikülleri ile kumlama yöntemleri değerlendirilmiş; tamir materyali olarak ise, çalışmamıza benzer şekilde, 3B baskı kaide reçinesi kullanılmıştır. Ancak elde edilen bulgular, bizim çalışmamızda kumlama grubunun yaşlandırılan gruplar arasında anlamlı derecede daha düşük değer alması ile örtüşmemektedir. Li ve ark.'nın (173) çalışmasında, yaşlandırma uygulanmış gruplarda 125 µm Al₂O₃ partikülleri ile 2 bar basınç altında 10 saniye süreyle gerçekleştirilen kumlama işlemi, kesme bağlanma dayanımını artırmıştır. Araştırmacılar, bu etkinin yaşlandırma sonucu oluşan yüzey tabakasının kumlama ile uzaklaştırılmasından kaynaklandığını belirtmiştir. Öte yandan, yaşlandırma uygulanmamış örneklerde yüzey işlemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemesi de çalışmamızın bulgularıyla örtüşmektedir. Bizim çalışmamızda ise 110 µm Al₂O₃ partikülleri ile yapılan kumlama, kontrol grubuna kıyasla bağlantı dayanımını istatistiksel anlamlı olarak azaltmıştır. SEM analizinde gözlemlenen düzensiz çatlaklar ve boşluklar, Li ve ark.'nın (173) çalışmasının aksine, bağlantıyı olumsuz yönde etkilemiştir. Bu farklılıkların, çalışmamızda kaide plağı örneklerinin 50 µm katman kalınlığında üretilmesine karşın Li ve ark.'nın (173) çalışmalarında 100 µm katman kalınlığının tercih edilmesi, kullanılan kaide plağı reçinelerindeki farklılıklar ve bizim çalışmamızda Al₂O₃ partikülleri ile

yapılan kumlamanın termal yaşlandırma öncesinde uygulanması gibi yöntemsel farklılıklardan kaynaklanmış olabileceği düşünülmektedir.

Diş hekimliğinde lazer teknolojisinin yaygınlaşmasıyla birlikte, kaide materyallerinin yüzey özelliklerini değiştirmede literatürde sıklıkla Er:YAG lazerler kullanılmaktadır (116, 170, 174). Bu yöntem; güvenli, pratik ve etkili bir yüzey işlem tekniği olarak öne çıkmaktadır.(175). Yapılan literatür taramasında Er: YAG lazer uygulamasının 3B kaide plağı- astar materyali bağlantısına etkisini değerlendiren tek bir çalışmaya rastlanmıştır (170). Bu nedenle, Er:YAG lazer uygulamasının etkilerini değerlendirebilmek amacıyla, literatürde yer alan geleneksel kaide plakları ile gerçekleştirilen çalışmalar dikkate alınmıştır. Tugut ve arkadaşlarının gerçekleştirdiği çalışmada, farklı enerji düzeylerinde uygulanan Er:YAG lazerin geleneksel kaide plağı ile silikon astar materyali arasındaki bağlanma gücü üzerindeki etkisi değerlendirilmiştir. Bulgular, 10 Hz frekans, 3 W güç ve 300 mJ enerjiyle uzun darbeli Er:YAG lazer uygulamasının en yüksek bağlantı dayanımını sağladığını göstermiştir (130). Çeşitli yüzey işlemleri, Haghi ve arkadaşları tarafından yumuşak astar materyalinin akrilik kaide plağına bağlanma dayanımını artırmak amacıyla incelenmiştir. 200 mJ enerji, 10 Hz frekans ve 10 saniye süreyle uygulanan Er:YAG lazer işleminin, işlem uygulanmayan gruba kıyasla tatmin edici olmayan bir bağlantı dayanımı sağladığı sonucuna varılmıştır (7). Şahin ve arkadaşları, geleneksel ve dijital olarak üretilmiş kaide plağı örneklerine 2940 nm dalga boyunda, 150 mJ enerjili Er:YAG lazeri 10 mm mesafeden ve 10 saniye süreyle uygulayarak yüzey pürüzlendirmesi gerçekleştirmiştir. Bu işlemin, bağlantı dayanımını anlamlı derecede artırdığı sonucuna varılmıştır (170). Yapılan literatür araştırmasında farklı yöntemlerle üretilen kaide plağı örneklerine uygulanabilecek ideal Er:YAG lazer parametreleri hakkında standart bir bilgiye rastlanmamıştır. Çalışmamızda, Şahin ve arkadaşlarının (170) 3B baskı ile üretilmiş kaide plağı örneklerine 150 mJ enerji, 10 Hz frekans ve 10 saniyelik süre parametreleriyle uyguladıkları Er:YAG lazer protokolü temel alınmıştır.

Elde edilen bulgular, lazer grubu ile yaşlandırma uygulanmayan 3B baskı grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadığını ortaya koyarken; yaşlandırma sonrasında lazer grubunun 3B kontrol ve asit grupları ile istatistiksel olarak anlamlı fark gösterdiği, ancak kumlama grubu ile anlamlı bir fark göstermediği belirlenmiştir. Lazer grubu yaşlandırma öncesinde ve sonrasında istatistiksel olarak anlamlı bir düşüş göstermiştir. Lazer grubu, yaşlandırma öncesinde Kawano ve ark.'nın (105) klinik kullanım için yeterli ve kabul edilebilir olarak bildirdiği 0,44 MPa bağ kuvveti değerini karşılarken, yaşlandırma sonrasında bu eşiğin altında kalarak klinik açıdan kabul edilebilir değer göstermemiştir. SEM analizinde

Er:YAG lazer uygulamasının 3B baskı kaide plağı yüzeyinde derin boşluklar ve yarıklar oluşturduğu gözlemlenmiştir. Lazer grubu örneklerinde kopma tipleri değerlendirildiğinde adeziv ve miks tip kopmalar gözlenmiş, ancak koheziv tip kopmaya rastlanmamıştır. Ayrıca yaşlandırma sonrası adeziv kopma tipinde artış gözlenmiştir.

Çeşitli yüzey işlemlerinin (Er:YAG lazer uygulaması, Al_2O_3 partikülleri ile kumlama, fosforik asit uygulaması ve monomer uygulaması) geleneksel kaide plağı–astar materyali bağlantısına etkisinin değerlendirildiği bir çalışmada (7), Er:YAG lazer uygulamasına ilişkin bulgular çalışmamızın yaşlandırılan gruplarda elde edilen sonuçlarıyla paralellik göstermektedir. Haghi ve ark. (7), yumuşak astar materyali uygulanmadan önce kaide plağına yapılan %36'lık fosforik asit uygulaması, 150 μm Al_2O_3 partikülleri ile kumlama ve Er:YAG lazer uygulamalarının, kontrol grubuna kıyasla çekme bağlanma dayanımını azalttığını bildirmiştir. Çalışmada, 200 mJ enerji, 10 Hz frekans ve 10 saniye süreyle gerçekleştirilen Er:YAG lazer uygulamasının yüzeyde derin boşluklar oluşturduğu gözlemlenmiştir. Benzer şekilde, çalışmamızda da görülen yarıkların, lazer uygulaması sırasında açığa çıkan ısının kaide plağı yüzeyinde erime ve kimyasal değişime neden olduğu ve bağlantı yüzeyinin bütünlüğünü olumsuz yönde etkilediğini, çalışmamızda koheziv tip kopmanın gözlenmemesinin de bunu desteklediğini düşünmekteyiz.

Kaide plağı–astar materyali bağlantısına çeşitli yüzey işlemlerinin etkisini inceleyen çalışmalardan biri de Gündoğdu ve ark.'na aittir (123). Bu çalışmada, geleneksel kaide plağı örneklerine asit, lazer, kumlama, asit+lazer ve asit+kumlama yüzey işlemleri uygulanarak Molloplast-B ve Ufigel P ile olan çekme bağlanma dayanımları değerlendirilmiştir. Yüzey işlemleri arasında %36'lık fosforik asit uygulaması en yüksek çekme bağlanma dayanımını sağlamış olsa da, bu artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Lazer ve kumlama gruplarında bağlantı dayanımında azalma gözlenmiş; ancak yalnızca kumlama grubundaki düşüş istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Öte yandan, çalışmamızda lazer ve kumlama gruplarının kontrol grubuna kıyasla istatistiksel olarak anlamlı düşüş göstermesi, Gündoğdu ve ark.'nın (123) çalışmasıyla kısmen örtüşmektedir. Ancak lazer grubuna ilişkin bulgular değerlendirildiğinde, sonuçlar paralellik göstermemektedir. Çalışmamızda ise 150 mJ atım enerjisinde ve 10 Hz frekansta Er:YAG lazer uygulanmış; iki 3B baskı materyalin bağlantısı için 3B baskı kaide reçinesi kullanılmıştır. Uygulanan Er:YAG lazer protokolünün, yüzeyde oluşan boşlukların reçine materyalinin yeterli şekilde yayılmasını sağlayacak büyüklüğe ulaşmaması, çekme bağlanma dayanımının azalmasına neden olmuş olabilir. Ayrıca, farklı atım süreleri ve enerji seviyelerinin uygulanması ve farklı kaide plağı örneklerinin

kullanılması çekme bağlanma dayanımında farklı sonuçlar ortaya çıkarabilecek olası bir durum olarak değerlendirilmekteyiz.

Akın ve ark. (161) çeşitli yüzey işlemlerinin kaide plağı bağlantısına etkisini değerlendirmiştir. Çalışmalarında, geleneksel ve ışıkla polimerize edilen iki farklı kaide plağına bonding ajan ve Er:YAG lazer uygulayarak, kaide plağı ile yapay diş arasındaki kesme bağlantı dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Elde edilen bulgulara göre, herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamış ısı ile polimerize edilmiş PMMA kaide plağı, yüzey işlemi uygulanmamış ışıkla sertleşen UDMA kaide plağına kıyasla daha yüksek kesme bağlanma dayanımı göstermiştir. Ayrıca, uygulanan yüzey işlemleri arasında lazer kullanımının, akrilik protez dişlerin kaide plağına bağlanma dayanımını artırmada etkisiz olduğu belirlenmiştir. Er:YAG lazer uygulamasının bağlanma dayanımı üzerinde etkisiz kalması çalışma sonuçlarımızı destekler niteliktedir.

Literatüre göre kaide plağı yüzeyine belirli bir enerji ve frekansta uygulanan lazer uygulamasının bağlanma dayanımını arttırdığına yönelik çalışmalar da bulunmaktadır (116, 125, 130, 162).

Tugut ve ark. (130), farklı atım süreleri ve enerji seviyelerinde uygulanan Er:YAG lazerin, astar materyali ile kaide plağı arasındaki bağlantı dayanımına etkisini araştırmıştır. Çalışmalarında 100 mJ, 200 mJ, 300 mJ ve 400 mJ enerji seviyeleri, farklı atım süreleri ile uygulanmıştır. Elde edilen bulgular, enerji seviyelerindeki değişimin bağlantı dayanımını etkilediğini göstermiştir. Özellikle 20 saniye boyunca 300 mJ, 10 Hz, 3 W uzun atım parametresi ile yapılan uygulama, kaide plağı–astar materyali arasında en yüksek bağlantı dayanımını sağlamıştır. Araştırmacılar, yüksek enerjili Er:YAG lazer atımlarının yüzeydeki suyun ani buharlaşmasına ve büyük hacimsel genişlemeye yol açtığını; bu genişlemenin materyal ablasyonunu artırarak yüzey alanını genişlettiğini ve böylece bağlantı dayanımını yükselttiğini bildirmiştir. Ancak bu mekanizma, en yüksek enerji seviyesi olan 400 mJ, 4 W için geçerli olmamıştır; bu parametrelerde kaide plağı üzerinde küçük çukurlar yerine büyük boşluklar oluşmuştur. Çalışmamızda ise 150 mJ, 10 Hz, 1.5 W parametrelerinde Er:YAG lazer, 10 saniye süreyle 3B baskı kaide plağı yüzeyine uygulanmıştır. Tugut ve ark. (130) tarafından elde edilen bulgular ile sonuçlarımız örtüşmemektedir. Yaşlandırma uygulanmayan gruplarda kontrol grubu ile lazer grubu arasında istatistiksel anlamlı fark bulunmaması çalışmamızda kullanılan lazer parametrelerinin yüzey etkileşimi için yetersiz düzeyde kalmış olması olabilir. Daha yüksek enerji seviyelerinde gerçekleştirilecek lazer uygulamalarının bağlantı dayanımını değiştirebileceği düşünülmektedir. Yaşlandırma sonrası lazer grubunda

istatistiksel anlamlı bir düşüş görülmesi, lazerin 3B baskı teknolojisiyle üretilmiş kaide plağı üzerinde uygulanmasının, üretim tekniği ve materyalin kimyasal yapısındaki farklılıklar nedeniyle sonuçları etkileyebileceğini göstermektedir.

Er:YAG lazer uygulamasının kaide plağı–astar materyali arasındaki bağlantı dayanımını artırdığını destekleyen çalışmalardan biri de Akın ve ark. (116) tarafından gerçekleştirilmiştir. Araştırmada, ısı ile polimerize edilmiş PMMA kaide plağı ile farklı yüzey işlemleri uygulanmış ışıkla sertleşen UDMA kaide plaklarının Molloplast-B yumuşak astar materyali ile olan çekme bağlanma dayanımları değerlendirilmiştir. Işıklı sertleşen kaide plağına bonding ajan ve Er:YAG lazer uygulamaları yapılmıştır. Çalışmanın sonuçları, Akın ve ark. (161) tarafından yürütülen benzer bir araştırma ile çelişmektedir. Yazarlar, iki çalışma arasında farklı sonuçlar elde edilmesini; kaide plağı ile farklı materyaller (akrilik diş ve yumuşak astar materyali) arasındaki bağlantının değerlendirilmiş olmasına ve bu değerlendirmelerde farklı test yöntemlerinin (kesme bağlanma dayanımı ve çekme bağlanma dayanımı) kullanılmasına bağlamışlardır. Bu açıklamadan yola çıkarak, çalışmamızın Akın ve ark. (116) ile farklı sonuçlar vermesi, kullanılan astar materyalinin kimyasal ve fiziksel özelliklerindeki farklılıklarla ilişkili olabilir. Ayrıca, çalışmamızda uygulanan lazer enerji parametreleri ile Akın ve ark.'nın (116) kullandığı parametrelerin farklı olması da bu sonuçlara etki etmiş olabilir. Elde edilen bulgular, yaşlandırma uygulanmayan gruplarda kullanılan lazer parametrelerinin, mekanik kilitlenmeyi artıracak düzeyde enerji sağlayamamış olabileceğini düşündürmektedir. Yumuşak astar materyalinin bağlantı dayanımının incelendiği söz konusu çalışmada, ışıkla sertleşen UDMA kaide plağı ile ısı ile polimerize edilen PMMA kaide plağı benzer çekme bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir (116). Ayrıca, aynı çalışmada 300 mJ, 10 Hz enerji parametreleri ile uygulanan Er:YAG lazerin, bonding ajan uygulamasına kıyasla daha yüksek çekme bağlanma dayanımı sağladığı bildirilmiştir.

Termal döngü uygulaması, in vitro çalışmalarda ağız içindeki sıcaklık değişimlerini simüle etmek amacıyla sıklıkla tercih edilen yapay yaşlandırma yöntemlerinden biridir. Literatürde, yumuşak astar materyallerinin dayanıklılığı genellikle su içinde bekletme ve termal döngü testleriyle değerlendirilmektedir (140). Ayrıca, 5.000 termal döngünün yaklaşık olarak altı aylık ağız içi kullanım süresine karşılık geldiği bildirilmektedir (140). Termal yaşlandırma ile tekrarlayan sıcaklık değişimleri, kaide plağı materyallerinde bozulmalara yol açarak; ısıl stresin etkisiyle polimer zincirleri arasındaki mesafenin artmasına, farklı termal genleşme katsayıları nedeniyle ara yüzeyde gerilmelerin oluşmasına ve su emiliminin

artmasına neden olabilir(140, 176). Çalışmamızda, geleneksel grupta yer alan Molloplast-B materyalinin daimi bir yumuşak astar olarak kullanılması dikkate alınarak, 3B baskı kaide plağı ile deneysel yumuşak astar materyalinin bu materyale potansiyel bir alternatif olarak değerlendirilebilmesi amacıyla, örneklerin 5°C ile 55°C arasındaki su banyolarında, her biri 30 saniyelik bekletme süreleriyle, yaklaşık altı aylık klinik kullanımı simüle eden 5.000 termal döngüye tabi tutulmasına karar verilmiştir (156, 177).

Çalışmamızdan elde edilen bulgulara göre, 3B kontrol, asit ve kumlama gruplarında yaşlandırma öncesi ve sonrası çekme bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmazken, lazer grubunda anlamlı bir fark belirlenmiştir. Yaşlandırma sonrasında 3B kontrol ve asit gruplarında çekme bağlanma dayanımında istatistiksel olarak anlamlı olmasa da artış gözlenirken, kumlama grubunda azalma kaydedilmiştir. Bu durum, farklı yüzey işlemlerinin ara yüzey morfolojisini ve yaşlanma sürecine karşı dayanıklılığı farklı biçimlerde etkilemesiyle açıklanabilir. Hidroflorik asit uygulaması, polimer zincir uçlarında hidrofilik ve reaktif grupların oluşumuna yol açarak adeziv materyalin yüzeyi daha etkin ıslatmasına ve kimyasal etkileşimin güçlenmesine katkıda bulunmuş olabilir. Ayrıca, asitle pürüzlendirilen yüzeylerin daha homojen ve ince girintili topografyası, gerilimin ara yüzeyde daha dengeli dağılmasını sağlayarak yaşlandırma sonrası bağlantının stabilitesini koruyabilir. Buna karşın, kumlama ve lazer uygulamaları sırasında meydana gelen partikül çarpması veya ısısal etkiler, yüzeyin alt tabakalarında mikroçatlaklar ve gerilim odakları oluşturabilir; termal döngüler sırasında bu mikrodefektlerin ilerlemesi bağlantı dayanımında azalmaya yol açabilir. Lazer uygulamasında bu etkilerin daha belirgin olması, yüzeyde oluşan termal gerilimlerin ve mikroçatlakların yaşlandırma sonrası anlamlı dayanım kaybına neden olmasını açıklayabilir. Kumlama işleminde ise partikül çarpması sonucu oluşan mekanik pürüzlülüğün belirli ölçüde mikromekanik tutunmayı koruduğu ve bu nedenle gözlenen düşüşün istatistiksel olarak anlamlı olmadığı düşünülmektedir. Buna karşılık, hidroflorik asit uygulamasının yüzeyde zararlı artık bırakmaması ve mekanik yapıyı aşırı derecede bozmadan kimyasal pürüzlendirme sağlaması, yaşlandırma sonrasında bile bağlantı dayanımının korunmasında etkili olmuş olabilir. Herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamış 3B kontrol grubunda yaşlandırma sonrasında çekme bağlanma dayanımında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemesi ise, yaşlandırmanın 3B kaide plağı–deneysel astar materyali bağlantısı üzerinde olumsuz bir etkiye sahip olmadığını göstermektedir. Bu durum, her iki materyalin kimyasal yapısal benzerliğine bağlanabilir. Benzer polimerik yapıya sahip bu materyaller arasındaki kimyasal uyum, termal

döngüler sırasında oluşan streslerin ara yüzeye zarar vermesini sınırlamış olabilir. Bu bulgu, klinik açıdan da önem taşımaktadır; çünkü yeterli bağlantının sağlanabilmesi için ek bir yüzey işlemi gerektirmemesi, klinik uygulamalarda hem işlem süresini kısaltabilir hem de klinik verimliliği artırabilir. Yaşlandırma sonrasında elde edilen çekme bağlanma dayanım değerleri, 3B kontrol ve asit gruplarında Kawano ve ark.'nın (105), 0,44 MPa bağ kuvvetini klinik kullanım için yeterli ve kabul edilebilir olarak bildirdikleri değerler içindedir. Kumlama ve lazer grubu klinik kabul edilebilir değerin altında kalmıştır. Tüm gruplarda termal yaşlandırma öncesi ve sonrasında adeziv ve mix kopma türü gözlenmiş olup, koheziv tip kopma görülmemiştir. Yaşlandırma sonrası adeziv kopma tipinde artış gözlenmiştir.

Pereira ve ark. (157), termal döngünün etkisini inceledikleri çalışmalarında; yüzey işlemi uygulamadıkları ve Al_2O_3 partikülleri ile pürüzlendirdikleri ısı ile polimerize edilen ve 3B baskı ile üretilen kaide plakları - astar materyali arasında bağlantı değerinde düşüş bildirmişlerdir. Rapor edilen bu istatistiksel düşüş, çalışmamızın bulgularıyla çelişmekte olup, çalışmamızda yaşlandırma sonrasında kumlama grubunda çekme bağlanma dayanımı azalırken, 3B kontrol grubunda artış saptanmasına rağmen bu değişim istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. 3B baskı kaide plaklarında herhangi bir yüzey işlemi yapılmadan gözlenen bu düşüşün, su emilimi ile sıcaklık değişimlerinin bağlantı ara yüzeyinde şişme ve termal stres oluşturmamasından kaynaklandığı öne sürülmektedir. Termal yaşlandırma döngülerinin, polimer ağında tekrarlayan genleşme ve büzölmeler sonucu yorulmaya ve bağın kopmasına neden olabileceğini bildirmişlerdir. Ancak, çalışmamızdaki 3B baskı kaide plağı örneklerinde bu etki gözlenmemiştir. Çalışmamızda, 3B baskı ile üretilen deneysel yumuşak astar materyalinin kaide plağına bağlanabilmesi için ara yüzeye 3B kaide reçinesi uygulanmış ve UV ışık ile kürlenmiştir. Bu aşamada gerçekleştirilen işlemin, termal yaşlandırmanın etkisini sınırlamış olabileceği düşünmekteyiz. Uygulanan kaide reçinesinin kalınlığı, kürleme sırasında kullanılan UV dalga boyu ve süresi, bağlantı dayanımında belirleyici olmuş; dolayısıyla 5.000 döngülük termal yaşlandırma etkisiz kalmıştır. Buna karşılık Pereira ve ark. (157) çalışmalarında 10.000 döngü termal yaşlandırma uygulamışlardır. Dolayısıyla, termal döngü sayısındaki farklılığın, çekme bağlanma dayanımı açısından farklı sonuçlar doğurduğu varsaymaktayız. Çalışmamızda, özellikle 110 μm Al_2O_3 partikülleri ile kumlama yapılan grupta gözlenen bağlantı dayanımındaki düşüşün, SEM analizlerinde belirlenen yüzeydeki artmış girinti, yarık ve boşluklara bağlı olarak oluşan deformasyonun bağlantı ara yüzeylerinde termal gerilimi artırması sonucu meydana geldiği, ancak bu azalmanın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı belirlenmiştir. Elde edilen bu bulgu, termal yaşlandırma

sonrasında, uygulanan döngü sayısından bağımsız olarak, 3B baskı kaide plağı ile deneysel yumuşak astar materyali arasındaki bağlantı yüzeylerinde daha düşük düzeyde termal gerilim meydana geldiği şeklinde yorumlanabilir.

Azpiazu-Flore ve ark.'nın (178) yaptığı çalışmada üç farklı üretim tekniği(ısı ile polimerize olan, CAD/CAM freze, 3B baskı ile üretilen) ile üretilen kaide plağı örneklerine daimi amaçla kullanılan üç farklı yumuşak astar materyalinin bağlantısına termal yaşlandırmanın etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmada örnekler 3.000 döngülük termal yaşlandırmaya tabi tutulmuştur. Çalışma sonuçlarına göre termal yaşlandırma sonrası bütün kaide plağı örneklerinde bağlantı dayanımında azalma görülürken,3B baskı ile üretilen kaide plağı örneklerinde belirgin bir düşüş görülmüştür. Astar materyalleri arasında termal yaşlandırmadan en çok etkilenen ise Molloplast-B olmuştur. Bu çalışmada 3B baskı ile üretilen kaide plağı örneklerinde belirgin bir düşüş görülmesi çalışmamızdan elde ettiğimiz sonuçlar ile örtüşmemektedir. Buradaki temel farklılık kullanılan 3B yazıcı ile üretilmiş deneysel yumuşak astar materyalinin kullanılmış olmasıdır.

Literatürde 3B baskı ile üretilmiş kaide plağı – 3B baskı deneysel yumuşak astar materyali bağlantısını inceleyen bir çalışmaya rastlanmamıştır. Yapılan çalışmalarda 3B baskı teknolojisi ile üretilmiş kaide plağı materyaline geleneksel yumuşak astar materyali uygulanmış ve bu bağlantı ile polimerize olan akrilik kaide materyalleri ve CAD/CAM teknolojisi ile frezlenerek üretilen kaide materyalleri ile karşılaştırılmıştır (156-159).

Geçmişten günümüze, ısı ile polimerize olan akrilik kaide materyalleri; düşük yoğunlukları, estetik özellikleri, kolay şekillendirilebilir olmaları ve maliyet etkinlikleri gibi avantajları sayesinde yaygın olarak tercih edilmekte ve bu nedenle sıklıkla kontrol grubu olarak kullanılmaktadır (156, 157, 178). Yaygın kullanımı ve uzun süredir “altın standart” olarak kabul edilmesi ile konvansiyonel üretim basamaklarının 3B baskı teknolojisiyle karşılaştırılabilmesi amacıyla, çalışmamızda ısı ile polimerize edilen PMMA kaide materyali tercih edilmiştir. Böylece tamamen geleneksel yöntem ile tamamen dijital üretim süreci doğrudan karşılaştırılabilmiştir (126, 156, 158, 171).

3B baskı ile üretilen kaide materyalleri üzerine yapılan çalışmalarda, daimi kullanım amaçlı yumuşak astar materyalleri sıklıkla değerlendirilmiş olup, literatürde yaygın olarak tercih edilen ve kolay erişilebilirliği nedeniyle öne çıkan ısı ile polimerize Molloplast-B kullanılmaktadır(177, 178). Bu materyalin daimi yumuşak astar materyali olması özellikle kullanım süreleri dikkate alındığında çalışmamızın metodolojisine uygun bulunmuştur.

Çalışmalarda, 3B baskı teknolojisiyle üretilen kaide plağı ile yumuşak astar materyali arasındaki bağlantı değerlendirildiğinde, ısı ile polimerize edilen kaide plağının daha yüksek çekme bağlanma dayanımı gösterdiği ortaya konmuştur (156-158, 169, 171). Pereira ve ark. (157) yaptığı çalışmada ısı ile polimerize olan akrilik kaide plağı ve 3B baskı teknolojisi ile üretilmiş kaide plağının silikon esaslı yumuşak astar materyaline bağlantısı incelemiş, herhangi bir yüzey işlemi yapılmayan kontrol gruplarında 3B baskı teknolojisi ile üretilen kaide plağı örneklerinin daha düşük çekme bağlanma dayanımına sahip olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda ise 3B kaide plağı–deneysel astar materyali ile geleneksel kaide–Molloplast bağlantısı, yaşlandırma öncesi ve sonrasında benzer değerler göstermiştir. Janyaprasert ve ark. (156) ile Li ve ark. (169), farklı üretim yöntemleriyle elde edilen kaide materyallerinin çeşitli sert ve yumuşak astar materyalleriyle bağlantısını değerlendirmiş; her iki çalışmada da astar materyali türünden bağımsız olarak, en düşük çekme bağlanma dayanımının 3B baskı teknolojisiyle üretilen kaide plağı örneklerinde gözlemlendiği bildirilmiştir. Bununla birlikte, 3B baskı ile üretilen kaide plaklarının hızlı ve pratik üretim süreçleri, düşük maliyet, yüksek hassasiyet, artık malzeme miktarını aza indirmesi ve tekrarlanabilirlik (20) gibi avantajları, bu materyallerin hâla gelecek vaat eden bir potansiyele sahip olduğunu ortaya koymaktadır.

Yapılan literatür taraması sonucunda, 3B baskı ile üretilen kaide plağı–astar materyali arasındaki bağlantı dayanımının, kullanılan astar materyaline bağlı olarak farklılık gösterebileceği sonucuna ulaşılmıştır (2, 160). Astar materyalinin kimyasal bileşimi, polimerizasyon tipi ve primer kullanımı bağlantı dayanımını etkileyen temel faktörlerdir. Bu değişkenler doğrultusunda, 3B baskı ile üretilen kaide plaklarının ısı ile polimerize edilen kaide plaklarına kıyasla daha yüksek ya da daha düşük bağlantı dayanımı sergilemesi mümkündür. Bununla birlikte, çalışmamızda kullanılan 3B yazıcı ile üretilmiş deneysel yumuşak astar materyalinin bağlantı dayanımına ilişkin literatürde herhangi bir çalışmaya rastlanmamış olması, bu materyalin bağlanma performansı hakkında kıyaslama yapılmasını sınırlamaktadır. 3B baskı deneysel yumuşak astar materyalinin 3B baskı kaide plağına bağlantısını etkileyen en önemli faktörlerden biri post-polimerizasyon işlemidir. Üretim sürecinin vazgeçilmez bir basamağı olan bu işlemde kullanılan üretim parametreleri ise sonuçlar üzerinde belirleyici rol oynamaktadır. Bununla birlikte, post-polimerizasyon sonrasında yüzeyde oluşan polimerizasyon tabakasının, UV ile polimerize edilen reçinelerin yüzeye yeterli düzeyde nüfuz etmesini engelleyerek bağlanma başarısını olumsuz etkileyebileceği de bildirilmektedir (46, 163).

Bu çalışmanın amaçlarından biri de 3B baskı ile üretilen kaide plağı–deneysel yumuşak astar materyali ile ısı ile polimerize akrilik kaide plağı–daimi yumuşak astar materyali arasındaki bağlantı dayanımı karşılaştırılmasıdır. Elde edilen veriler, yaşlandırma öncesi ve sonrasında bu iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını göstermektedir. Ayrıca ısı ile polimerize olan kaide plağı- daimi yumuşak astar materyali çekme bağlanma dayanım değerlerinde yaşlandırma öncesi ve sonrasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır. Geleneksel grup, yaşlandırma öncesi ve sonrasında Kawano ve ark.’nın (105) bildirdiği 0,44 MPa bağ kuvvetinin klinik kullanım için yeterli ve kabul edilebilir olduğu dikkate alındığında, klinik açıdan uygun seviyede değerlendirilmektedir. Termal yaşlandırma sonrası geleneksel grubun çekme bağlanma dayanım değerlerinde istatistiksel bir değişim görülmemesinin nedeni, kullanılan daimi amaçlı yumuşak astar materyalinin üretici firma tarafından uzun süreli kullanım için tasarlanmış olması ve uygulanan 6 aylık termal yaşlandırma süresinin, hidroliz kaynaklı bağ dayanımı kaybını ortaya çıkarmak için yeterli olmaması olabilir. Yapılan SEM analizinde geleneksel grupta 3B kontrol grubuna kıyasla daha düzgün olmayan bir yüzey ve ağ yapısı gözlenmiştir. Geleneksel grupta adeziv, koheziv ve mix kopma tipleri görülmüştür. Yaşlandırma sonrasında adeziv kopma tipinde artış gözlenmiş, mix tip kopma gözlenmemiştir. 3B baskı gruplarına kıyasla geleneksel grupta koheziv tip kopma türünün gözlenmesi ve gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamasına rağmen, geleneksel grupta çekme bağlanma dayanımının göreceli olarak daha yüksek olduğunu düşündürmektedir.

Farklı üretim teknikleri (geleneksel, CAD/CAM frezeleme ve 3B baskı) ile üretilen kaide plağı örneklerinin yumuşak astar materyali ile bağlantı dayanımını inceleyen bir çalışmada, hem üretim yöntemlerinin hem de termal yaşlandırmanın bağlantı dayanımı üzerinde etkili olduğu bildirilmiştir (177). Tugut ve ark.(177) tarafından yürütülen bu araştırmada, kaide plağı-yumuşak astar materyali arasındaki en yüksek çekme bağlanma dayanımı CAD/CAM freze grubu ile elde edilirken, en düşük değer geleneksel yöntemle üretilen kaide plağı grubunda gözlenmiştir. Çalışmada 3B baskı ile üretilen kaide plağı grubu, termal yaşlandırma öncesinde ve sonrasında geleneksel gruba kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek; CAD/CAM freze grubuna göre ise anlamlı derecede daha düşük bağlantı dayanımı sergilemiştir. Ayrıca, çalışmada değerlendirilen bir diğer parametre olan termal yaşlandırmanın, tüm gruplarda çekme bağlanma dayanımını istatistiksel olarak anlamlı biçimde azalttığı rapor edilmiştir. Tugut ve ark.’nın(177) bulguları, çalışmamızın sonuçlarıyla örtüşmemektedir. Çalışmamızda elde edilen verilere göre, yüzey işlemi

uygulan ve uygulanmayan 3B baskı kaide plağı ile deneysel yumuşak astar materyali grupları arasındaki çekme bağlanma dayanımı ile ısı ile polimerize akrilik kaide plağı– geleneksel daimi yumuşak astar materyali arasındaki bağlantı dayanımı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Ayrıca, termal yaşlandırma uygulaması da çekme bağlanma dayanımı üzerinde 3B kontrol ve geleneksel grupta anlamlı bir değişime yol açmamıştır. Tugut ve ark.’nın (177) alışmasından farklı sonuçlar elde edilmesinin olası nedenlerinden biri, çalışmamızda kullanılan 3B yazıcı ile üretilmiş deneysel yumuşak astar materyalinin 3B baskı kaide plağı ile benzer kimyasal yapıya sahip olması ve bu nedenle, farklı kimyasal özellikler gösteren geleneksel yumuşak astar materyaline kıyasla çekme bağlanma dayanımının artmış olması olabilir. Aynı zamanda üretimdeki farklı katman kalınlığı, üretim açısı ve reçine içeriği farklı sonuçlar elde edilmesine yol açmış olabilir.

Vuksic ve ark. (179) alışmamızdan farklı olarak farklı üretim teknikleriyle üretilen kaide plakları üzerine uygulanan akrilik ve silikon esaslı yumuşak astar materyallerinin bağlanmasını değerlendirdikleri çalışmalarında, ısı ile polimerize olan kaide plağı- silikon astar materyali bağlantısını 3B baskı gruplarından istatistiksel olarak daha yüksek bulmuştur. Çalışmamızda kullanılan Molloplast-B’nin primer aracılığıyla bağlanmasının bağlantı dayanımını olumsuz etkilemiş olabileceği, ayrıca 3B baskı kaide plağı ile deneysel astar materyalinin benzer kimyasal yapıya sahip olmasının bağlantıyı güçlendirerek gruplar arasında istatistiksel anlamlı bir farkın oluşmamasına neden olabileceği düşünölmektedir.

Farklı üretim teknikleriyle üretilen kaide plağı örnekleri arasında bağlantı dayanımı açısından anlamlı bir fark bulunmadığını bildiren çalışmalardan biri Awad ve ark. tarafından gerçekleştirilmiştir (2). Bu çalışmada, ısı ile polimerize, CAD/CAM frezeleme ve 3B baskı ile üretilen kaide plağı örneklerine çeşitli astar materyalleri uygulanarak çekme bağlanma dayanım değerleri karşılaştırılmıştır. Kullanılan astar materyalleri arasında otopolimerize yumuşak ve sert astar materyalleri ile ısı ile polimerize sert astar materyali yer almıştır. Elde edilen sonuçlara göre, kaide plağı üretim yöntemleri baz alındığında gruplar arasında çekme bağlanma dayanımları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık saptanmamıştır. Bu bulgu, çalışmamızda yüzey işlemleri uygulanan ve uygulanmayan 3B baskı grupları ve ısı ile polimerize kaide plağı arasındaki istatistiksel açıdan anlamlı farkın bulunmamasıyla uyumludur. Bununla birlikte, Awad ve ark. (2), 3B baskı ile üretilen kaide plağı örneklerinde PermaSoft, Tokuyama Rebase II ve Probase Cold gibi bazı astar materyalleri kullanıldığında bağlantı dayanımının anlamlı derecede düşük olduğunu bildirmiştir. Bu durumun, kullanılan yumuşak astar materyallerinin kimyasal bileşimlerinin kaide materyallerinden farklı

olmasından ve özellikle Tokuyama Rebase II'nin uygulama prosedüründe primer kullanımından kaynaklandığı öne sürülmüştür. Primer içerisindeki çözücünün buharlaşması sonucu polimerik bileşenlerin çökmesi ve büzülme meydana gelmesi, bağlantı dayanımının düşmesine neden olduğu bildirilmiştir. Ayrıca, aynı çalışmada otopolimerize yumuşak astar materyalinin sert astar materyaline kıyasla anlamlı derecede daha düşük çekme bağlanma dayanımı sergilediği rapor edilmiştir. Kopma tipleri değerlendirildiğinde, çalışmamızın bulguları Awad ve ark.'nın (2) sonuçları ile uyumludur. Çalışmamızda, 3B baskı ile üretilen kaide plağı örneklerinde adeziv ve miks tipte kopmalar gözlenmiştir. Benzer şekilde, Awad ve ark.'nın (2) çalışmasında da kullanılan astar materyalinden bağımsız olarak yalnızca adeziv ve miks tip kopmalar rapor edilmiş, koheziv tip kopma ise görülmemiştir. Ayrıca, Probase Cold kullanıldığında kopmaların özellikle 3B baskı ile üretilen kaide plağı örneklerinde ortaya çıktığı bildirilmiştir.

Janyaprasert ve ark. (156), otopolimerize, ısı ile polimerize, CAD/CAM frezeleme ve 3B baskı teknolojisi ile üretilmiş dört farklı kaide plağının çeşitli sert ve yumuşak astar materyalleri ile bağlantısına termal yaşlandırmanın etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre, silikon esaslı yumuşak astar materyali Sofreliner Tough M hariç, tüm kaide plağı örneklerinde termal yaşlandırma öncesi ve sonrası çekme bağlanma dayanımı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark saptanmamıştır. Bu bulgu çalışmamızda geleneksel ve yüzey işlemi uygulanan ve uygulanmayan 3B baskı grupları arasında yaşlandırma öncesi ve sonrasında istatistiksel olarak anlamlı bir farkın çıkmaması ile paralellik göstermektedir. Sofreliner Tough M grubunda termal yaşlandırma sonrasında bağlantı dayanımının anlamlı düzeyde artış gösterdiği rapor edilmiştir. Genel olarak çalışmanın sonucunda, termal yaşlandırmanın akrilik esaslı protez astarlarının bağlanması üzerinde anlamlı bir etkisinin bulunmadığı, ancak silikon esaslı astar materyallerinin bağlanmayı etkilediği belirtilmiştir. Bu durum, kaide plağı ve astar materyali arasındaki şişme davranışlarındaki farklılıklar ile hidroliz sonucu bağ yüzeyinde ortaya çıkan stres oluşumlarıyla açıklanmıştır. Sofreliner Tough M grubunda termal yaşlandırma sonrası bağlantı dayanımındaki artış ise, materyal içerisindeki devam eden polimerizasyon süreciyle ilişkilendirilmiştir. Buna karşın, Janyaprasert ve ark.'nın (156) sonuçlarından farklı olarak çalışmamızda kullanılan silikon esaslı yumuşak astar materyali Molloplast-B'nin termal yaşlandırma sonrası istatistiksel olarak anlamlı olmamakla beraber bağlantı dayanımı azalmıştır. Bu farklılığın, kullanılan astar materyallerinin aynı olmaması ve polimerizasyon şekillerindeki farklılıktan kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Öte yandan, yine istatistiksel olarak anlamlı olmamakla

beraber 3B kontrol grubunda yaşlandırma sonrasında çekme bağlanma dayanımında artış görülmüştür. 3B baskı kaide plağı ile deneysel yumuşak astar materyali arasındaki bağlantı UV ışık ile kürleme yoluyla sağlandığından, gözlenen artışın devam eden polimerizasyon sürecinden kaynaklanmış olması muhtemeldir.

Karaokutan ve ark. (171), farklı üretim teknikleri (ısı ile polimerizasyon, CAD/CAM frezeleme ve 3B baskı) ile üretilen kaide plağı örneklerinin astarlanması sonrasında elde edilen bağlantı dayanımlarını karşılaştırmıştır. Araştırmacıların bulgularına göre, 3B baskı ile üretilen kaide plağı örnekleri, ısı ile polimerize edilen akrilik kaide plağı örneklerine kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bağlantı dayanımı göstermiştir. Ancak bu sonuç, çalışmamızdan elde edilen bulgularla örtüşmemektedir. Kullanılan yumuşak astar materyalinin otopolimerize akrilik oluşu, 3B kaide plağı reçinelerinin ve üretim parametrelerinin farklı olması ile çalışmamızda 3B baskı deneysel astar materyalinin uygulanması, farklı sonuçların ortaya çıkmasına yol açmış olabilir.

Literatürde, yumuşak astar materyalinin kaide plağı ile bağlantı dayanımı farklı mekanik test yöntemleri kullanılarak incelenmiştir. Bu testler arasında çekme (173) , sıyrılma (161) ve makaslama (162) yöntemleri yer almaktadır. Sıyrılma testinde ayrılma genellikle bağlantı yüzeyinin kenarından başlayarak ilerler ve oluşan stresler doğrudan kenar bölgesinde yoğunlaşır. Ancak, yumuşak astar materyalinin yırtılması nedeniyle ölçümlerin tamamlanamama riski söz konusudur (104). Makaslama testi ise ağız ortamında görülen kuvvetlere daha yakın sonuçlar sunmakla birlikte, bağlantı alanının kenarında stres birikimine ve yine materyal yırtılmasına neden olabilmektedir(140). Çekme bağlanma dayanımı testi ise bir materyalin çekme gerilimi altında dayanabildiği maksimum kuvveti belirler. ASTM ve ISO standartları tarafından önerilen ve en yaygın kullanılan yöntem de çekme testidir (110). Bu testte gerilim tüm yüzeye eşit olarak dağılır. Tüm bu nedenlerle, çalışmamızda 3B yazıcı ile üretilen kaide plağı ve deneysel yumuşak astar materyali arasındaki bağlantı dayanımını değerlendirmek için çekme testi tercih edilmiştir.

Çalışmanın limitasyonları arasında, oklüzal yükleme olmaksızın yalnızca çekme bağlanma dayanımının değerlendirilmiş olması ve araştırmanın in vitro koşullarda gerçekleştirilmiş bulunması yer almaktadır. Oysa ağız ortamı; tükürük, nem ve beslenme sırasında ortaya çıkan termal değişiklikler gibi çok sayıda değişkeni içermekte olup, bu faktörlerin tümü dental polimerik materyallerin mekanik performansını etkileyebilmektedir. Ayrıca, çalışmamızda kullanılan deneysel yumuşak astar materyalinin sertlik derecesi, bakteri tutulumu, renk stabilitesi ve uzun dönem fizikomekanik özellikleri gibi parametrelerinin

henüz araştırma aşamasında bulunması da önemli bir sınırlılık oluşturmaktadır. Bununla birlikte, çalışmada yüzey işlemlerinin tek tek uygulanmış olması, başka bir kısıtlayıcı unsurdur. Zira bu işlemlerin kombinasyonlar halinde uygulanması, elde edilecek sonuçlar üzerinde farklı etkiler yaratabilir. Literatürde yapılan çalışmalarda, 3B baskı ile üretilen kaide plağı örneklerine geleneksel yumuşak astar materyali uygulanmış ve bu üretim şekli tamamen geleneksel yöntemlerle karşılaştırılmıştır. Ancak, çalışmamızın amaçlarından biri tamamen dijital üretim ile geleneksel üretim yöntemlerini karşılaştırmak olduğundan, çalışma gruplarımızda 3B kaide plağı–geleneksel astar materyali bağlantısına yer verilmemiştir. Ayrıca literatürde, çalışmamızda kullanılan 3B baskı deneysel astar materyali ile yapılmış herhangi bir araştırmaya rastlanmamış olup, yalnızca 3B kaide plağı–geleneksel astar materyali bağlantısını değerlendiren çalışmaların bulunması, çalışmamızın bir limitasyonu olarak değerlendirilebilir. Bu çalışmanın bir diğer limitasyonu, yüzey işlemlerinin yalnızca post-polimerizasyon sonrasında uygulanabilmesidir; post-polimerizasyon öncesinde yüzey işlemi yapılamaması, elde edilen bağlantı dayanım değerlerini etkileyebilir. Tüm bu nedenlerle, konunun daha kapsamlı biçimde değerlendirilebilmesi için ileri araştırmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

1. Her ne kadar yüzey işlemleri uygulanarak bağlanma dayanımının artırılması hedeflenmiş olsa da, kontrol grubunun yüzey pürüzlendirme yapılan gruplara kıyasla daha yüksek bağlanma dayanımı göstermesi; 3B baskı kaide plağına herhangi bir yüzey işlemi uygulanmaksızın da deneysel 3B baskı yumuşak astar materyali ile yeterli bağlantının sağlanabildiğini ortaya koymaktadır. Bu bulgu, klinik açıdan kabul edilebilir düzeyde bir bağlanma dayanımının yüzey işlemi gerektirmeksizin elde edilebileceğine işaret etmesi bakımından umut vericidir.

2. 3B kontrol grubu ile %4'lük hidroflorik asit uygulanan grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmaması, %4'lük asit uygulamasının 3B baskı deneysel yumuşak astar materyaline uygulanabilmesi, bağlantı dayanımı açısından potansiyel bir avantaj sağlayabilir. Özellikle 3B kontrol ve asit gruplarında yaşlandırma sonrası çekme bağlanma dayanım değerlerinde gözlenen artış ve bu değerlerin klinik olarak kabul edilebilir seviyelerde bulunması, gelecekte 3B kaide plağı–deneysel yumuşak astar materyali kullanımının yaygınlaşmasına katkı sağlayabilecek önemli bir sonuçtur.

3. Her ne kadar Al_2O_3 partikülleri ile kumlama ve Er:YAG lazer uygulanan gruplar, 3B kontrol grubuna kıyasla yaşlandırma sonrası istatistiksel olarak anlamlı düzeyde daha düşük sonuçlar göstermiş olsa da, lazer uygulanan 3B baskı kaide plağı grubu dışındaki örneklerde termal yaşlandırma öncesi ve sonrası çekme bağlantı dayanımı açısından anlamlı bir fark bulunmaması klinik açıdan umut vericidir. Bununla birlikte, çalışma verileri mekanik yüzey işlemlerinin 3B baskı kaide plağı örneklerinde bağlantı dayanımını olumsuz yönde etkilediğini göstermektedir. Bu nedenle, söz konusu yüzey işlemlerinin 3B baskı ile üretilmiş deneysel yumuşak astar materyallerine uygulanabilirliğini değerlendirmek ve farklı parametrelerin etkilerini incelemek amacıyla ileri araştırmalara ihtiyaç vardır.

4. Termal yaşlandırma öncesi ve sonrasında geleneksel grup ve 3B baskı grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farkın bulunmaması, tamamen dijital üretim yöntemlerinin geleneksel yöntemlere kıyasla hızlı ve kolay üretim avantajı sunarak yaygınlaşmasına olanak tanıyabilir. Böylece karmaşık iş akışları daha kısa sürede ve birden fazla üretim olanağıyla gerçekleştirilebilir.

KAYNAKLAR

1. Helal MA, Abdelrahim RA, Zeidan AA. (2023). Comparison of dimensional changes between CAD-CAM milled complete denture bases and 3D printed complete denture bases: An in vitro study. *Journal of Prosthodontics*, 32(S1), 11–19.
2. Awad AN, Cho SH, Kesterke MJ, Chen JH. (2023). Comparison of tensile bond strength of denture reline materials on denture bases fabricated with CAD-CAM technology. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 129(4), 616–622.
3. Surapaneni H, Ariga P, Haribabu R, Ravi Shankar Y, Kumar V, Attili S. (2013). Comparative evaluation of tensile bond strength between silicon soft liners and processed denture base resin conditioned by three modes of surface treatment: An in vitro study. *Journal of Indian Prosthodontic Society*, 13(3), 274–280.
4. Fatemi FS, Vojdani M, Khaledi AAR. (2019). The effect of food-simulating agents on the bond strength of hard chairside reline materials to denture base resin. *Journal of Prosthodontics*, 28(1), e357–e363.
5. Choi JE, Ng TE, Leong CK, Kim H, Li P, Waddell JN. (2018). Adhesive evaluation of three types of resilient denture liners bonded to heat-polymerized, autopolymerized, or CAD-CAM acrylic resin denture bases. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(5), 699–705.
6. do Carmo Viotto HE, Silva MDD, Nunes TSBS, Coelho SRG, Pero AC. (2022). Effect of repair methods and materials on the flexural strength of 3D-printed denture base resin. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 14(5), 305–312.
7. Haghi HR, Shiehzadeh M, Gharechahi J, Nodehi D, Karazhian A. (2020). Comparison of tensile bond strength of soft liners to an acrylic resin denture base with various curing methods and surface treatments. *International Journal of Prosthodontics*, 33(1), 56–62.
8. Sturzenegger S, Srisanoi K, Stillhart A, Srinivasan M. (2025). Improving reline bonding in 3D-printed dentures: An experimental in vitro study. *Journal of Dentistry*, 140, 105873.
9. Gad MM, Hamad HMA, Almohsin FM, Fouda SM, Akhtar S, Khan SQ, et al. (2024). Repair strength of 3D-printed denture base resins: Effect of surface treatment and repair material type. *Journal of Prosthodontics*, 33(2), 123–132.
10. Vukicevic M, Mosadegh B, Min JK, Little SH. (2017). Cardiac 3D printing and its future directions. *JACC: Cardiovascular Imaging*, 10(2), 171–184.

11. Alharbi N, Alharbi S, Cuijpers VM, Osman RB, Wismeijer D. (2018). Three-dimensional evaluation of marginal and internal fit of 3D-printed interim restorations fabricated on different finish line designs. *Journal of Prosthodontic Research*, 62(2), 218–226.
12. Tian Y, Chen C, Xu X, Wang J, Hou X, Li K, et al. (2021). A review of 3D printing in dentistry: Technologies, affecting factors, and applications. *Scanning*, 2021(1), 9950131.
13. ASTM International. (2012). Standard terminology for additive manufacturing technologies (ASTM F2792–12a). *Annual Book of ASTM Standards*, 46(11), 10918–10928.
14. Lin L, Fang Y, Liao Y, Chen G, Gao C, Zhu P. (2019). 3D printing and digital processing techniques in dentistry: A review of literature. *Advanced Engineering Materials*, 21(6), 1801013.
15. Barazanchi A, Li KC, Al-Amleh B, Lyons K, Waddell JN. (2017). Additive technology: Update on current materials and applications in dentistry. *Journal of Prosthodontics*, 26(2), 156–163.
16. Mai HN, Lee KB, Lee DH. (2017). Fit of interim crowns fabricated using photopolymer-jetting 3D printing. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 118(2), 208–215.
17. Prechtel A, Reymus M, Edelhoff D, Hickel R, Stawarczyk B. (2020). Comparison of various 3D printed and milled PAEK materials: Effect of printing direction and artificial aging on Martens parameters. *Dental Materials*, 36(2), 197–209.
18. Tack P, Victor J, Gemmel P, Annemans L. (2016). 3D-printing techniques in a medical setting: A systematic literature review. *Biomedical Engineering Online*, 15(1), 1–21.
19. Liaw CY, Guvendiren M. (2017). Current and emerging applications of 3D printing in medicine. *Biofabrication*, 9(2), 024102.
20. Schweiger J, Edelhoff D, Güth JF. (2021). 3D printing in digital prosthetic dentistry: An overview of recent developments in additive manufacturing. *Journal of Clinical Medicine*, 10(9), 2010.
21. Türk AG, Dündar Çömlekoğlu M, Çömlekoğlu ME. (2022). Eklemeli bilgisayar destekli üretim yöntemleri. *International Archives of Dental Sciences*, 43(Özel Sayı), 85–94.
22. Quan H, Zhang T, Xu H, Luo S, Nie J, Zhu X. (2020). Photo-curing 3D printing technique and its challenges. *Bioactive Materials*, 5(1), 110–115.

23. Fan D, Li Y, Wang X, Zhu T, Wang Q, Cai H, et al. (2020). Progressive 3D printing technology and its application in medical materials. *Frontiers in Pharmacology*, 11, 122.
24. Kessler A, Hickel R, Reymus M. (2020). 3D printing in dentistry—State of the art. *Operative Dentistry*, 45(1), 30–40.
25. Schweiger J, Trimpl J, Schwerin C, Güth J, Edelhoff D. (2019). Biomaterials update—Additive manufacturing: Applications in dentistry based on materials selection. *Quintessence Dental Technology*, 42, 50–69.
26. Sanders J, Wei X, Pei Z. (2019). Experimental investigation of Stratasys J750 PolyJet printer: Effects of orientation and layer thickness on thermal glass transition temperature. In: *Proceedings of the International Mechanical Engineering Congress and Exposition* (Salt Lake City, UT, USA). New York: ASME Press.
27. Şahin K, Turan BO. (2018). Üç boyutlu yazıcı teknolojilerinin karşılaştırmalı analizi. *Stratejik ve Sosyal Araştırmalar Dergisi*, 2(2), 97–116.
28. Oyar P. (2018). Laser sintering technology and balling phenomenon. *Photomedicine and Laser Surgery*, 36(2), 72–77.
29. Yanıkoğlu N. (2024). 3D printers and their use in prosthetic dentistry. *Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi (Online)*, 6(1), 1–7.*
30. Methani MM, Revilla-León M, Zandinejad A. (2020). The potential of additive manufacturing technologies and their processing parameters for the fabrication of all-ceramic crowns: A review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 32(2), 182–192.
31. Li S, Zhang X, Xia W, Liu Y. (2022). Effects of surface treatment and shade on the color, translucency, and surface roughness of high-translucency self-glazed zirconia materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 128(2), 217.e1–217.e9.*
32. Khanlar LN, Salazar Rios A, Tahmaseb A, Zandinejad A. (2021). Additive manufacturing of zirconia ceramic and its application in clinical dentistry: A review. *Dentistry Journal*, 9(9), 104.
33. Chen H, Yang X, Chen L, Wang Y, Sun Y. (2016). Application of FDM three-dimensional printing technology in the digital manufacture of custom edentulous mandible trays. *Scientific Reports*, 6(1), 19207.

34. Burns DR, Beck DA, Nelson SK. (2003). A review of selected dental literature on contemporary provisional fixed prosthodontic treatment: Report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(5), 474–497.
35. Al-Dulaijan YA, Aldamanhori R, Algaoud H, Alshubaili R, Alkhateeb R, Alalawi H, et al. (2024). Internal and marginal fits of 3D-printed provisional prostheses: Comparative effect of different printing parameters. *Frontiers in Oral Health*, 5, 1491984.
36. Bilgin MS, Baytaroglu EN, Erdem A, Dilber E. (2016). A review of computer-aided design/computer-aided manufacture techniques for removable denture fabrication. *European Journal of Dentistry*, 10(2), 286–291.
37. Kim S, Oh KC, Kim JH. (2024). Accuracy of mandibular removable partial denture frameworks fabricated by 3D printing and conventional techniques. *Materials*, 17(13), 3148.
38. Boontherawara P, Chaijareenont P, Angkasith P. (2024). Comparing the trueness of 3D printing and conventional casting for the fabrication of removable partial denture metal frameworks for patients with different palatal vault depths: An in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 132(2), 434.e1–434.e6.
39. Osman RB, Alharbi N. (2024). Influence of different designs of bulb support structures on the accuracy and weight of 3D-printed maxillary obturators: An in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 132(2), 473.e1–473.e8.
40. Berli C, Thieringer FM, Sharma N, Müller JA, Dedem P, Fischer J, et al. (2020). Comparing the mechanical properties of pressed, milled, and 3D-printed resins for occlusal devices. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 124(6), 780–786.
41. Reymus M, Stawarczyk B. (2021). In vitro study on the influence of postpolymerization and aging on the Martens parameters of 3D-printed occlusal devices. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 125(5), 817–823.
42. Lutz AM, Hampe R, Roos M, Lümkeemann N, Eichberger M, Stawarczyk B. (2019). Fracture resistance and 2-body wear of 3-dimensional-printed occlusal devices. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(1), 166–172.
43. Saponaro PC, Yilmaz B, Heshmati RH, McGlumphy EA. (2016). Clinical performance of CAD-CAM-fabricated complete dentures: A cross-sectional study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(3), 431–435.

44. AlHelal A, AlRumaih HS, Kattadiyil MT, Baba NZ, Goodacre CJ. (2017). Comparison of retention between maxillary milled and conventional denture bases: A clinical study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(2), 233–238.
45. Dimitrova M, Corsalini M, Kazakova R, Vlahova A, Chuchulska B, Barile G, et al. (2022). Comparison between conventional PMMA and 3D printed resins for denture bases: A narrative review. *Journal of Composites Science*, 6(3), 87.
46. Aati S, Akram Z, Shrestha B, Patel J, Shih B, Shearston K, et al. (2022). Effect of post-curing light exposure time on the physico-mechanical properties and cytotoxicity of 3D-printed denture base material. *Dental Materials*, 38(1), 57–67.
47. Meng TR, Latta MA. (2007). Physical properties of four acrylic denture base resins. *Journal of Contemporary Dental Practice*, 6(4), 93–100.
48. Revilla-León M, Özcan M. (2019). Additive manufacturing technologies used for processing polymers: Current status and potential application in prosthetic dentistry. *Journal of Prosthodontics*, 28(2), 146–158.
49. Tzeng JJ, Yang TS, Lee WF, Chen H, Chang HM. (2021). Mechanical properties and biocompatibility of urethane acrylate-based 3D-printed denture base resin. *Polymers*, 13(5), 822.
50. Ali IL, Yunus N, Abu-Hassan MI. (2008). Hardness, flexural strength, and flexural modulus comparisons of three differently cured denture base systems. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 17(7), 545–549.
51. Karakurt I, Lin L. (2020). 3D printing technologies: Techniques, materials, and post-processing. *Current Opinion in Chemical Engineering*, 28, 134–143.
52. Pfeiffer P, Rolleke C, Sherif L. (2005). Flexural strength and moduli of hypoallergenic denture base materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(4), 372–377.
53. Inokoshi M, Kanazawa M, Minakuchi S. (2012). Evaluation of a complete denture trial method applying rapid prototyping. *Dental Materials Journal*, 31(1), 40–46.
54. Goodacre BJ, Goodacre CJ. (2022). Additive manufacturing for complete denture fabrication: A narrative review. *Journal of Prosthodontics*, 31(S1), 47–51.

55. Yoon HI, Hwang HJ, Ohkubo C, Han JS, Park EJ. (2018). Evaluation of the trueness and tissue surface adaptation of CAD-CAM mandibular denture bases manufactured using digital light processing. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(6), 919–926.
56. Kalberer N, Mehl A, Schimmel M, Müller F, Srinivasan M. (2019). CAD-CAM milled versus rapidly prototyped (3D-printed) complete dentures: An in vitro evaluation of trueness. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(4), 637–643.
57. Hwang HJ, Lee SJ, Park EJ, Yoon HI. (2019). Assessment of the trueness and tissue surface adaptation of CAD-CAM maxillary denture bases manufactured using digital light processing. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(1), 110–117.
58. Russo LL, Guida L, Zhurakivska K, Troiano G, Chochlidakis K, Ercoli C. (2023). Intaglio surface trueness of milled and 3D-printed digital maxillary and mandibular dentures: A clinical study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 129(1), 131–139.
59. Oropallo W, Piegl LA. (2016). Ten challenges in 3D printing. *Engineering with Computers*, 32(1), 135–148.
60. Osman RB, Alharbi N, Wismeijer D. (2017). Build angle: Does it influence the accuracy of 3D-printed dental restorations using digital light-processing technology? *International Journal of Prosthodontics*, 30(2), 1–7.
61. Alharbi N, Osman RB, Wismeijer D. (2016). Factors influencing the dimensional accuracy of 3D-printed full-coverage dental restorations using stereolithography technology. *International Journal of Prosthodontics*, 29(5), 503–510.
62. Jin MC, Yoon HI, Yeo IS, Kim SH, Han JS. (2020). The effect of build angle on the tissue surface adaptation of maxillary and mandibular complete denture bases manufactured by digital light processing. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(3), 473–482.
63. You SM, You SG, Kang SY, Bae SY, Kim JH. (2021). Evaluation of the accuracy (trueness and precision) of a maxillary trial denture according to the layer thickness: An in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 125(1), 139–145.
64. Bal BT, Yavuzylmaz H. (2006). Yumuşak astar maddeler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2006(Ek 1), 1–5.
65. Deniz ŞT. (2022). Protez temizleyicilerinin protez astar materyallerinin yüzey özelliklerine etkisi. *7tepe Klinik Dergisi*, 18(1), 60–65.

66. Öztürk C, Aydoğan M, Zortuk M. (2020). Protez temizleme işleminin yumuşak astar materyallerinin renk değişimi üzerine etkisinin incelenmesi. *European Journal of Research in Dentistry*, 4(2), 64–70.
67. Qudah S, Harrison A, Huggett R. (1990). Soft lining materials in prosthetic dentistry: A review. *International Journal of Prosthodontics*, 3(5), 1–6.
68. Matthews E. (1945). Soft resin lining for dentures. *British Dental Journal*, 78, 140–144.
69. Yankova M, Yordanov B, Dimova-Gabrovska M, Apostolov N. (2019). Resilient lining materials for removable dentures: Types, composition and technology. *Journal of IMAB–Annual Proceeding Scientific Papers*, 25(3), 2632–2639.
70. Hristov I, Slavchev D, Zlatev S, Alexandrov S. (2017). Visco-elastic properties of soft relining materials – Review. *Journal of IMAB–Annual Proceeding Scientific Papers*, 23(2), 1571–1574.
71. Doğan OM. (2005). Yumuşak astar materyallerin klinik endikasyonları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2005(1), 70–75.
72. Hamedirad F, Alikhasi M, Hasanzade M. (2021). The effect of sandblasting on bond strength of soft liners to denture base resins: A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *International Journal of Dentistry*, 2021(1), 5674155.
73. Hayakawa I, Keh ES, Morizawa M, Muraoka G, Hirano S. (2003). A new polyisoprene-based light-curing denture soft lining material. *Journal of Dentistry*, 31(4), 269–274.
74. Yanıkoğlu P. (2004). Yumuşak astar maddeleri ve özellikleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2004(3), 1–5.
75. Prasad A, Prasad BR, Shetty V, Shastry C. (2014). Tissue conditioners: A review. *Journal of Health and Allied Sciences NU*, 4(2), 152–157.
76. ISO. (2018). Dentistry—Soft lining materials for removable dentures—Part 1: Materials for short-term use (ISO 10139-1:2018). *Geneva: International Organization for Standardization*.
77. Çalıkkoçaoğlu S. (2010). Dişsiz hastaların protetik tedavisi: Klasik tam protezler. *İstanbul: Quintessence Yayıncılık*.

78. Garcia LT, Jones JD. (2004). Soft liners. *Dental Clinics of North America*, 48(3), 709–720.
79. Chladek G, Żmudzki J, Kasperski J. (2014). Long-term soft denture lining materials. *Materials*, 7(8), 5816–5842.
80. Kulak Özkan Y. (2012). Tam protezler ve implantüstü hareketli protezler: Problemler ve çözüm yolları. *İstanbul: Vestiyer Yayıncılık*.
81. O'Brien WJ. (2002). Dental materials and their selection (4th ed.). *Chicago: Quintessence Publishing*.
82. Kulak Özkan Y. (2012). Tam protezler ve implantüstü hareketli protezler: Problemler ve çözüm yolları. *İstanbul: Vestiyer Yayın Grubu*.
83. Casey DM, Scheer EC. (1993). Surface treatment of a temporary soft liner for increased longevity. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 69(3), 318–324.
84. McCabe JF, Walls AW. (2013). Applied dental materials (10th ed.). *Chichester, UK: John Wiley & Sons*.
85. Dorocka-Bobkowska B, Medyński D, Pryliński M. (2017). Recent advances in tissue conditioners for prosthetic treatment: A review. *Advances in Clinical and Experimental Medicine*, 26(4), 1–8.
86. Nevzatoğlu EU, Özcan M, Kulak-Özkan Y, Kadir T. (2007). Adherence of *Candida albicans* to denture base acrylics and silicone-based resilient liner materials with different surface finishes. *Clinical Oral Investigations*, 11(3), 231–236.
87. Çalikkocaoğlu S. (2010). Dişsiz hastaların protetik tedavisi. *İstanbul: Quintessence Yayıncılık*.
88. Sônego MV, Neto CLMM, Dos Santos DM, de Melo Moreno AL, de Magalhães Bertoz AP, Goiato MC. (2022). Quality of life, satisfaction, occlusal force, and halitosis after direct and indirect relining of inferior complete dentures. *European Journal of Dentistry*, 16(1), 215–222.
89. Khan Z, Martin J, Collard S. (1989). Adhesion characteristics of visible light-cured denture base material bonded to resilient lining materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 62(2), 196–200.

90. Wright P. (1976). Soft lining materials: Their status and prospects. *Journal of Dentistry*, 4(6), 247–256.
91. van Noort R. (2013). Introduction to dental materials (4th ed.). St. Louis, MO: Elsevier Mosby.
92. Shah RJ, Shah SG. (2014). A technique to guide and measure the reduction of a processed mandibular complete denture for resilient soft liner. *Journal of Dental Materials and Techniques*, 3(4), 139–143.
93. Hayakawa I, Kawae M, Tsuji Y, Masuhara E. (1984). Soft denture liner of fluoroethylene copolymer and its clinical evaluation. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 51(3), 310–313.
94. Kulak-Özkan Y, Sertgöz A, Gedik H. (2003). Effect of thermocycling on tensile bond strength of six silicone-based resilient denture liners. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 89(3), 303–310.
95. Canay Ş, Hersek N, Tulunoğlu I, Uzun G. (1999). Evaluation of colour and hardness changes of soft lining materials in food colorant solutions. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26(10), 821–829.
96. Bell DH Jr. (1970). Clinical evaluation of a resilient denture liner. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 23(4), 394–406.
97. Oguz S, Mutluay MM, Dogan OM, Bek B. (2007). Color change evaluation of denture soft lining materials in coffee and tea. *Dental Materials Journal*, 26(2), 209–216.
98. Kurtulmuş H, Kumbuloglu O, Özcan M, Ozdemir G, Vural C. (2010). Candida albicans adherence on silicone elastomers: Effect of polymerisation duration and exposure to simulated saliva and nasal secretion. *Dental Materials*, 26(1), 76–82.
99. Jin C, Nikawa H, Makihira S, Hamada T, Furukawa M, Murata H. (2003). Changes in surface roughness and colour stability of soft denture lining materials caused by denture cleansers. *Journal of Oral Rehabilitation*, 30(2), 125–130.
100. Nikawa H, Jin C, Makihira S, Egusa H, Hamada T, Kumagai H. (2003). Biofilm formation of Candida albicans on the surfaces of deteriorated soft denture lining materials caused by denture cleansers in vitro. *Journal of Oral Rehabilitation*, 30(3), 243–250.

101. Murata H, Seo RS, Hamada T, Polyzois GL, Frangou MJ. (2007). Dynamic mechanical properties of hard, direct denture relining resins. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(4), 319–326.
102. McCabe JF, Carrick TE, Kamohara H. (2002). Adhesive bond strength and compliance for denture soft lining materials. *Biomaterials*, 23(5), 1347–1352.
103. Minami H, Suzuki S, Ohashi H, Kurashige H, Tanaka T. (2004). Effect of surface treatment on the bonding of an autopolymerizing soft denture liner to a denture base resin. *International Journal of Prosthodontics*, 17(3), 1–6.
104. Mutluay MM, Ruyter IE. (2007). Evaluation of bond strength of soft relining materials to denture base polymers. *Dental Materials*, 23(11), 1373–1381.
105. Kawano F, Dootz ER, Koran A, Craig RG. (1992). Comparison of bond strength of six soft denture liners to denture base resin. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 68(2), 368–371.
106. Botega DM, Sanchez JLL, Mesquita MF, Henriques GEP, Consani RLX. (2008). Effects of thermocycling on the tensile bond strength of three permanent soft denture liners. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 17(7), 550–554.
107. Karacolak G, Turkun LS, Boyacioglu H, Ferracane JL. (2018). Influence of increment thickness on radiant energy and microhardness of bulk-fill resin composites. *Dental Materials Journal*, 37(2), 206–213.
108. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy A, Aksu L. (1993). Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. *Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi*.
109. Anusavice KJ, Phillips RW. (2003). Science of dental materials (11th ed.). *St. Louis: W.B. Saunders Company*.
110. Zanetti EM, Aldieri A, Terzini M, Calì M, Franceschini G, Bignardi C. (2017). Additively manufactured custom load-bearing implantable devices: Grounds for caution. *Australasian Medical Journal (Online)*, 10(8), 694–701.
111. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, et al. (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials*, 26(2), e100–e121.
112. Della Bona A, Van Noort R. (1995). Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *Journal of Dental Research*, 74(9), 1591–1596.

113. Murata H, Taguchi N, Hamada T, Kawamura M, McCabe J. (2002). Dynamic viscoelasticity of soft liners and masticatory function. *Journal of Dental Research*, 81(2), 123–128.
114. Kutay O. (1994). Comparison of tensile and peel bond strengths of resilient liners. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 71(5), 525–531.
115. Sarac D, Sarac YS, Basoglu T, Yapici O, Yuzbasioglu E. (2006). The evaluation of microleakage and bond strength of a silicone-based resilient liner following denture base surface pretreatment. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 95(2), 143–151.
116. Akin H, Tugut F, Guney U, Kirmali O, Akar T. (2013). Tensile bond strength of silicone-based soft denture liner to two chemically different denture base resins after various surface treatments. *Lasers in Medical Science*, 28(1), 119–123.
117. Rocha RFV, Anami LC, Campos TMB, Melo RM, Souza ROA, Bottino MA. (2016). Bonding of the polymer polyetheretherketone (PEEK) to human dentin: Effect of surface treatments. *Brazilian Dental Journal*, 27(6), 693–699.
118. Karthigeyan S, Ravindran AJ, Bhat RT, Nageshwarao MN, Murugesan SV, Angamuthu V. (2019). Surface modification techniques for zirconia-based bioceramics: A review. *Journal of Pharmacy and Bioallied Sciences*, 11(Suppl 2), S131–S134.
119. Kim BK, Bae HEK, Shim JS, Lee KW. (2005). The influence of ceramic surface treatments on the tensile bond strength of composite resin to all-ceramic coping materials. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(4), 357–362.
120. Kurtz SM. (2019). PEEK biomaterials handbook (2nd ed.). *Norwich, NY: William Andrew Publishing*.
121. Hallmann L, Mehl A, Sereno N, Hämmerle CH. (2012). The improvement of adhesive properties of PEEK through different pre-treatments. *Applied Surface Science*, 258(18), 7213–7218.
122. Jacobsen NL, Mitchell DL, Johnson DL, Holt RA. (1997). Lased and sandblasted denture base surface preparations affecting resilient liner bonding. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 78(2), 153–158.
123. Gundogdu M, Duymus ZY, Alkurt M. (2014). Effect of surface treatments on the bond strength of soft denture lining materials to an acrylic resin denture base. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(4), 964–971.

124. Haley D, Pratt O. (2017). Basic principles of lasers. *Anaesthesia & Intensive Care Medicine*, 18(12), 648–650.
125. Usumez A, Inan O, Aykent F. (2004). Bond strength of a silicone lining material to alumina-abraded and lased denture resin. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 71(1), 196–200.
126. Rotel M, Zahavi J, Tamir S, Buchman A, Dodiuk H. (2000). Pre-bonding technology based on excimer laser surface treatment. *Applied Surface Science*, 154(1–4), 610–616.
127. Henriques B, Fabris D, Mesquita-Guimarães J, Sousa AC, Hammes N, Souza JC, et al. (2018). Influence of laser structuring of PEEK, PEEK-GF30 and PEEK-CF30 surfaces on the shear bond strength to a resin cement. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 84, 225–234.
128. Joglekar AP, Liu HH, Meyhöfer E, Mourou G, Hunt AJ. (2004). Optics at critical intensity: Applications to nanomorphing. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 101(16), 5856–5861.
129. Dederich DN, Bushick RD. (2004). Lasers in dentistry: Separating science from hype. *Journal of the American Dental Association*, 135(2), 204–212.
130. Tugut F, Akin H, Mutaf B, Akin GE, Ozdemir AK. (2012). Strength of the bond between a silicone lining material and denture resin after Er:YAG laser treatments with different pulse durations and energy levels. *Lasers in Medical Science*, 27(2), 281–285.
131. de Paula Pereira R, Delfino CS, Butignon LE, Vaz MAK, Arioli-Filho JN. (2012). Influence of surface treatments on the flexural strength of denture base repair. *Gerodontology*, 29(2), e234–e238.
132. Colvenkar SS, Aras MA. (2008). In vitro evaluation of transverse strength of repaired heat-cured denture base resins with and without surface chemical treatment. *Journal of Indian Prosthodontic Society*, 8(2), 87–93.
133. Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R. (1994). Wetting the repair surface with methyl methacrylate affects the transverse strength of repaired heat-polymerized resin. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 72(6), 639–643.

134. Saraç YŞ, Başoğlu T, Ceylan GK, Saraç D, Yapici O. (2004). Effect of denture base surface pretreatment on microleakage of a silicone-based resilient liner. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(3), 283–287.
135. Cavalcanti YW, Bertolini MM, Cury AADB, da Silva WJ. (2014). The effect of poly(methyl methacrylate) surface treatments on the adhesion of silicone-based resilient denture liners. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(6), 1539–1544.
136. Leles C, Machado AL, Vergani CE, Giampaolo E, Pavarina AC. (2001). Bonding strength between a hard chairside reline resin and a denture base material as influenced by surface treatment. *Journal of Oral Rehabilitation*, 28(12), 1153–1157.
137. Liston EM. (1989). Plasma treatment for improved bonding: A review. *Journal of Adhesion*, 30(1–4), 199–218.
138. Zhang H, Fang J, Hu Z, Ma J, Han Y, Bian J. (2010). Effect of oxygen plasma treatment on the bonding of a soft liner to an acrylic resin denture material. *Dental Materials Journal*, 29(4), 398–402.
139. Morresi AL, D’Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D’Arcangelo C, et al. (2014). Thermal cycling for restorative materials: Does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 29, 295–308.
140. Gale M, Darvell BW. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry*, 27(2), 89–99.
141. Schepke U, Lohbauer U, Meijer HJ, Cune MS. (2018). Adhesive failure of Lava Ultimate and lithium disilicate crowns bonded to zirconia abutments: A prospective within-patient comparison. *International Journal of Prosthodontics*, 31(3), 208–210.
142. Jung YS, Lee JW, Choi YJ, Ahn JS, Shin SW, Huh JB. (2010). A study on the in-vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 2(3), 111–115.
143. Frankenberger R, Hartmann V, Krech M, Krämer N, Reiche S, Braun A, et al. (2015). Adhesive luting of new CAD/CAM materials. *International Journal of Computerized Dentistry*, 18(1), 9–20.
144. Menon NS, Kumar GS, Jnanadev K, Babu CS, Shetty S. (2016). Assessment and comparison of retention of zirconia copings luted with different cements onto zirconia and

titanium abutments: An in-vitro study. *Journal of Indian Prosthodontic Society*, 16(2), 136–141.

145. Kakaboura A, Fragouli M, Rahiotis C, Silikas N. (2007). Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, and atomic force microscopy. *Journal of Dentistry*, 35(8), 651–658.

146. Bona AD, Anusavice KJ, Hood JA. (2002). Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *International Journal of Prosthodontics*, 15(3), 1–6.

147. Valandro LF, Della Bona A, Bottino MA, Neisser MP. (2005). The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(3), 253–259.

148. Binnig G, Quate C, Gerber C. (1993). Atomic force microscope. In: *Scanning Tunneling Microscopy* (pp. 55–58). Springer, Berlin.

149. Gadegaard N. (2006). Atomic force microscopy in biology: Technology and techniques. *Biotechnic & Histochemistry*, 81(2–3), 87–97.

150. Ebeling D, Solares SD. (2013). Bimodal atomic force microscopy driving the higher eigenmode in frequency-modulation mode: Implementation, advantages, disadvantages and comparison to the open-loop case. *Beilstein Journal of Nanotechnology*, 4(1), 198–207.

151. Simon-Stickley A. (2019). Image and imagination of the life sciences: The stereomicroscope on the cusp of modern biology. *NTM*, 27(2), 109–144.

152. Caja García J, Sanz Lobera A, Maresca P, Fernández Pareja T, Wang C. (2018). Some considerations about the use of contact and confocal microscopy methods in surface texture measurement. *Materials*, 11(8), 1484.

153. Luk F, Huynh V, North W. (1989). Measurement of surface roughness by a machine vision system. *Journal of Physics E: Scientific Instruments*, 22(12), 977–982.

154. Mital' G, Dobránsky J, Ružbarský J, Olejárová Š. (2019). Application of laser profilometry to evaluation of the surface of the workpiece machined by abrasive waterjet technology. *Applied Sciences*, 9(10), 2134.

155. Erbulak Z, Ergun G. (2023). The effects of different surface treatments applied to milled PMMA denture base material on repair bond strength. *Odontology*, 111(4), 953–970.

156. Janyaprasert P, Kamonkhantikul K, Homsiang W, Arksornnukit M. (2024). Effect of thermocycling on tensile bond strength of autopolymerized, heat-polymerized, milled, and 3D-printed denture base materials bonded to four different denture liners: An in vitro study. *BMC Oral Health*, 24(1), 1000.
157. Pereira ALC, de Miranda LM, Curinga MRS, de Sousa LC, de Queiroz EEF, Barão VA, et al. (2025). Evaluation of the bond strength, surface roughness and wettability between 3D-printed denture base resin and denture lining material after different surface treatments. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 17(3), e249–e257.
158. Alfaraj A, Chu TMG, Alouthah H, Yang CC, Lin WS. (2023). Tensile bond strength of auto-polymerizing and heat-polymerizing denture reliners on conventional and CAD–CAM denture base materials. *Journal of Prosthodontics*, 32(S1), 87–95.
159. Park SJ, Lee JS. (2022). Effect of surface treatment on shear bond strength of relining material and 3D-printed denture base. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 14(4), 262–269.
160. Wemken G, Burkhardt F, Spies BC, Kleinvogel L, Adali U, Sterzenbach G, et al. (2021). Bond strength of conventional, subtractive, and additive manufactured denture bases to soft and hard relining materials. *Dental Materials*, 37(5), 928–938.
161. Akin H, Tugut F, Guney U, Akar T. (2014). Shear bond strength of denture teeth to two chemically different denture base resins after various surface treatments. *Journal of Prosthodontics*, 23(2), 152–156.
162. Lawrence J, Li L. (2001). Modification of the wettability characteristics of polymethyl methacrylate (PMMA) by means of CO₂, Nd:YAG, excimer and high-power diode laser radiation. *Materials Science and Engineering A*, 303(1–2), 142–149.
163. Arslan E, Sevmez H, Arslan MH. (2025). Evaluating the effect of surface treatments and adhesive systems on shear bond strength and microleakage in 3D permanent resin denture bases. *BMC Oral Health*, 25(1), 785.
164. Htat HL, Prawatvatchara W, Techapiroontong S, Lee JH, Limpuangthip N. (2024). Effect of mechanical and chemical surface treatments on the repairing of milled and 3D-printed denture bases. *Scientific Reports*, 14(1), 23413.

165. İşisağ Ö. (2024). The effect of hydrofluoric acid treatment on the repair strength of polyamide denture base materials: An in vitro study. *Journal of Prosthodontics*, 33(9), 878–882.
166. BISCO Inc. Porcelain Etchant 4% – Safety Data Sheet (SDS). October 9, 2024. Erişim adresi: https://www.bisco.com/content/bisco_incb2b/variants_files/Porcelain_Etchant_4_SDS_US_English_2024-10-09-06-38-36-2024-10-09-18-38-36-756.pdf (Erişim tarihi: 29 Ekim 2025).
167. Jeong KW, Kim SH. (2019). Influence of surface treatments and repair materials on the shear bond strength of CAD/CAM provisional restorations. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 11(2), 95–104.
168. Özcan M, Alander P, Vallittu P, Huysmans MC, Kalk W. (2005). Effect of three surface conditioning methods to improve bond strength of particulate filler resin composites. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 16(1), 21–27.
169. Li R, Al Mozayen A, McCluskey T, Clark WA, Sadid-Zadeh R. (2024). Tensile bond strength of soft relining materials to CAD-CAM denture base materials. *Journal of Prosthodontics*, 33(5), 501–509.
170. Şahin Z, Ozer NE, Akan T, Kılıcarslan MA, Karaagachioğlu L. (2024). The impact of different surface treatments on repair bond strength of conventionally, subtractive-, and additive-manufactured denture bases. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 36(9), 1337–1347.
171. Karaokutan I, Ayvaz I. (2025). Effect of various surface treatments on relining bond strength of CAD-CAM denture base materials. *Journal of Prosthodontics*, 34(4), 422–428.
172. Tanaka A, Kawaguchi T, Ito A, Isshi K, Hamanaka I, Tsuzuki T. (2024). Shear bond strength of ultraviolet-polymerized resin to 3D-printed denture materials: Effects of post-polymerization, surface treatments, and thermocycling. *Journal of Prosthodontic Research*, 69(1), 21–29.
173. Li P, Kraemer-Fernandez P, Klink A, Xu Y, Spintzyk S. (2021). Repairability of a 3D-printed denture base polymer: Effects of surface treatment and artificial aging on the shear bond strength. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 114, 104227.

174. Şahin Z, Ozer NE, Akan T, Kılıcarslan MA, Karaagachioğlu L. (2024). The effect of various surface treatments on the repair bond strength of denture bases produced by digital and conventional methods. *Odontology*, 112(3), 782–797.
175. Ateş SM, Çağlar İ, Duymuş ZY. (2021). Farklı enerji seviyelerindeki Er:YAG lazer ile tamir edilen akrilik kaide rezininin bükülme dayanımı. *Selçuk Dental Journal*, 8(2), 486–493.
176. Muddugangadhar BC, Mawani DP, Das A, Mukhopadhyay A. (2020). Bond strength of soft liners to denture base resins and the influence of different surface treatments and thermocycling: A systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(6), 800–806.e6.
177. Tugut F, Koyu TÇ, Turkyilmaz O. (2024). Comparison of bond strength of soft denture liner on denture base materials produced by different methods and effect of thermocycling. *Journal of Advanced Oral Research*, 15(2), 124–130.
178. Azpiazu-Flores FX, Schricker SR, Seghi RR, Johnston WM, Del Rio DL. (2024). Adhesive strength of three long-term resilient liners to CAD-CAM denture base polymers and heat-polymerized polymethyl methacrylate with thermocycling. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 131(3), 494–499.
179. Vuksic J, Pilipovic A, Poklepovic Pericic T, Kranjcic J. (2023). Tensile bond strength between different denture base materials and soft denture liners. *Materials*, 16(13), 4615.

EKLER

Ek. 1. Yerel Etik Kurul Kararı



T.C.
AYDIN ADNAN MENDERES ÜNİVERSİTESİ REKTÖRLÜĞÜ
Dış Hekimliği Fakültesi
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu [DİŞHEK]



Sayı : E-28202515-050.04-2500004604
Konu : Kurul Kararı

05.08.2025

DAĞITIM YERLERİNE

Aydın Adnan Menderes Üniversitesi Dış Hekimliği Fakültesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 18.07.2025 tarihinde yapılan toplantısında çalışmanızla ilgili alınan 06 nolu karar aşağıda sunulmuştur. Bilgilerinize sunarım.

KARAR : 06

Protokol No :2025/13

Sorumlu Yürütücü : Dr. Öğr. Üyesi Göknil ALKAN DEMETOĞLU / Protetik Dış Tedavisi Anabilim Dalı

Dış Hekimliği Fakültesi Protetik Dış Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi Dr. Öğr. Üyesi Göknil ALKAN DEMETOĞLU'nun "Yüzey İşlemleri ve Yaşlandırmanın 3B Yazıcı İle Üretilmiş Deneyisel Yumuşak Astar Materyali - Kaide Plağı Bağlantısına Etkisi" konulu yukarıda bilgileri verilen Girişimsel Olmayan Etik Kurul başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak kurulumuz tarafından incelenmiş ve uygun bulunmuştur.

Çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir.

Doç. Dr. Beral AFACAN
Kurul Başkanı

DAĞITIM LİSTESİ

Gereği:
Dr. Öğr. Üyesi Göknil ALKAN
DEMETOĞLU Protetik Dış Tedavisi Ana
Bilim Dalı Öğretim Üyesi

Bilgi:
Arş. Gör. Ceren Bahar TUNÇ Protetik Dış
Tedavisi Ana Bilim Dalı Öğretim Elemanı

Belge Doğrulama Kodu: 44U4HMF

Bu belge, güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

Belge Takip Adresi: <https://www.turkiye.gov.tr/aydin-ebys>

Adres: Havaneşadi Mah. Hastaneler Cad. Eski Şehir Hastanesi Efeler/AYDIN

Bilgi için :

Sibel Çelebi
Büro Görevlisi

Telefon No:

Faks No:

Telefon No:

e-Posta: ajda@adu.edu.tr

İnternet Adresi:

Dışarı Hat:

Ekip Adresi: adnanmenderesuniversitesi@ku01.kap.tr

