

T.C.
ORDU ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ



**SİLİKON ESASLI YUMUŞAK ASTAR
MATERYALLERİNİN CAD/CAM İLE ÜRETİLEN
KAİDE MATERYALLERİNE BAĞLANTISINA
FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN ETKİSİ**

SİNAN TEVKİR

TEZ DANIŞMANI

DOÇ. DR. AYÇA TULGA

Bu uzmanlık tezi Ordu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi
tarafından B-2007 proje numarası ile desteklenmiştir.

ORDU-2022

T.C.
ORDU ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ



**SİLİKON ESASLI YUMUŞAK ASTAR
MATERYALLERİNİN CAD/CAM İLE ÜRETİLEN
KAİDE MATERYALLERİNE BAĞLANTISINA
FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN ETKİSİ**

SİNAN TEVKİR

TEZ DANIŞMANI

DOÇ. DR. AYÇA TULGA

Bu uzmanlık tezi Ordu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi
tarafından B-2007 proje numarası ile desteklenmiştir.

ORDU-2022

T.C.
ORDU ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ

**SİLİKON ESASLI YUMUŞAK ASTAR MATERYALLERİNİN CAD/CAM
İLE ÜRETİLEN KAİDE MATERYALLERİNE BAĞLANTISINA FARKLI
YÜZEY İŞLEMLERİNİN ETKİSİ**

Dt. Sinan TEVKİR

Tezin Sözlü Savunma Tarihi: 31 Mart 2022

Jüri Üyesi (Tez Danışmanı) : Doç. Dr. Ayça TULGA

Jüri Üyesi : Doç. Dr. Onur ŞAHİN

Jüri Üyesi : Doç. Dr. Doğu Ömür DEDE

Dekan : Prof. Dr. Varol ÇANAKÇI

ORDU-2022

TEZ BİLDİRİMİ

Tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu tezin yazılmasında bilimsel ve ahlak kurallarına uyulduğunu, başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunulduğunu, tezin herhangi bir kısmının bu üniversite veya başka bir üniversitedeki başka bir tez çalışması olarak sunulmadığını beyan ederim.

Sinan TEVKİR

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve deneyimleri ile bana yol gösteren, tezimin her aşamasında emeğini ve yardımını esirgemeyen, çok değerli hocam ve tez danışmanım Sayın **Doç. Dr. Ayça TULGA**'ya,

Uzmanlık sürecimin başından sonuna kadar her ihtiyaç duyduğum anda desteklerini arkamda hissettiğim, şahsıma hocalıktan çok abilik yapan, her türlü klinik tecrübelerini benimle paylaşan, mesleki hayatımda örnek aldığım değerli hocalarım Sayın **Doç. Dr. Doğu Ömür DEDE**'ye ve Sayın **Dr. Öğr. Üyesi Ahmet Serkan KÜÇÜKEKENCİ**'ye,

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerini bizden esirgemeyen değerli hocalarım Sayın **Doç. Dr. Cennet Elçin SAĞIRKAYA**, Sayın **Doç. Dr. Ersan ÇELİK** ve Sayın **Dr. Öğr. Üyesi Recep TÜRKEN**'e,

Uzmanlık eğitimim ve tez sürecim boyunca desteklerini benden esirgemeyen başta **Arş. Gör. Dt. Hasan Can BORAN** ve **Arş. Gör. Dt. Ayşe KOÇAK** olmak üzere tüm değerli asistan arkadaşlarıma,

Uzmanlık eğitimim sürecinde tanıdığım ve birlikte zaman geçirmekten keyif aldığım, sevgili Uzm. Dt. arkadaşlarım **Mustafa KILIÇ** ve **Hüsniye YILDIRIM**'a,

Aynı ortamda çalışmaktan keyif duyduğum başta **Yasemin TÜRKCAN DEMİR** olmak üzere tüm Protetik Diş Tedavisi A.B.D. çalışanlarına,

Aile kavramının ne kadar önemli bir kurum olduğunu aklımdan hiç çıkartmayan annem **Fatma TEVKİR**, babam **Hikmet TEVKİR**, ablam **Sedanur TEVKİR YANIK** ve kardeşim **Serkan TEVKİR**'e

Bu hayattaki şanslarım, biricik eşim **Müberra HISİM TEVKİR** ve kızım **Aysima TEVKİR**'e

Sonsuz teşekkürlerimle...

Bu uzmanlık tezi **Ordu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi** tarafından B-2007 proje numarası ile desteklenmiştir. Tüm destekleri için Bilimsel Araştırma Projeleri Birimine teşekkürlerimi sunarım

ÖZET

SİLİKON ESASLI YUMUŞAK ASTAR MATERYALLERİNİN CAD/CAM İLE ÜRETİLEN KAİDE MATERYALLERİNE BAĞLANTISINA FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN ETKİSİ

Amaç: Bu tez çalışmasının amacı; CAD/CAM ve ısı ile polimerize polimetilmetakrilat (PMMA) kaide materyallerine uygulanan farklı yüzey işlemlerinin, kaide materyalleri ile silikon içerikli yumuşak astar materyalleri arasındaki bağlantı dayanımına etkilerinin değerlendirilmesidir.

Gereç ve Yöntem: IvoBase CAD (CAD/CAM) ve Verteks Rapid Simplified (ısı ile polimerize) kaide materyali gruplarının her birinden çekme bağlantı dayanımı (ÇBD) testi için 160'ar, toplamda 320 adet polimer örnek hazırlandı (10x10x20 mm). Her iki kaide materyali grubuna ait örnekler; herhangi bir işlem uygulanmamış kontrol (Cnt), fosforik asit (Fa), Er:YAG lazer (El), MMA monomer (Mm) yüzey işlemleri yapılmak üzere 4 alt gruba ayrıldı (n=40). Yüzey işlemi uygulanan örnekler, Mollosil (otopolimerize) ve Molloplast B (ısı polimerize) astar materyalleri kullanılarak birbirine bağlandı ve 37°C'deki distile suda 1 hafta süreyle bekletildi. ÇBD Testi uygulaması, universal test cihazı ile 5 mm / dk kafa hızında yapıldı. Elde edilen bulgular üç yönlü varyans analizi (ANOVA), Pearson chi-kare ve Tukey HSD testleri kullanılarak analiz edildi.

Bulgular: ÇBD test sonuçları incelendiğinde, kaide materyali ile astar materyali ve astar materyali ile yüzey işlemi arasındaki etkileşimlerin anlamlı olduğu sonucuna varıldı ($p<0,05$). Çalışmada en yüksek ÇBD değerleri, Molloplast B uygulanan örneklerde elde edildi ancak gruplar arasında farklılık gözlenmedi. En düşük ÇBD değerleri, Mollosil astar materyali uygulanan CAD/CAM kaide materyallerinin kontrol gruplarında gözlemlendi.

Sonuç: Kaide materyallerinin Molloplast B'ye olan bağlantısının Mollosil'e göre daha yüksek olduğu görüldü. Fosforik asit ve Er:YAG lazer yüzey işlemlerinin, kaide materyalleri ile Mollosil astar materyali arasındaki bağlantıyı güçlendirdiği görüldü.

Anahtar Kelimeler: CAD/CAM, Polimetilmetakrilat, yüzey işlemi, astar uygulama, Çekme bağlantı dayanımı testi

ABSTRACT

EFFECT OF DIFFERENT SURFACE TREATMENTS ON THE BONDING OF SILICONE-BASED SOFT LINING MATERIALS TO BASE MATERIALS MANUFACTURED WITH CAD/CAM

Aim: The aim of this thesis study; Evaluation of the effects of different surface treatments applied to CAD/CAM and heat polymerized polymethylmethacrylate (PMMA) base materials on the bond strength between base materials and soft lining materials containing silicone.

Material and Method: A total of 320 polymer samples (10x10x20 mm) were prepared, 160 each for the tensile bond strength (TBS) test, from each of the IvoBase CAD (CAD/CAM) and Verteks Rapid Simplified (heat polymerized) base material groups. Each polymer samples were divided into 4 subgroups (n = 40) according to the surface treatments; Untreated control (Cnt), phosphoric acid (Fa), Er:YAG laser (EI), MMA monomer (Mm). The surface treated samples were bonded to each other using Mollosil (autopolymerized) and Molloplast B (heat polymerized) lining materials and kept in distilled water at 37°C for 1 week. TBS Test application was performed with a universal test device at a head speed of 5 mm / min. The obtained results were analyzed using Tukey HSD, Pearson chi-square and three-way analysis of variance (ANOVA) tests.

Results: When the TBS test results were examined, it was concluded that the interactions between the base material and the lining material and the lining material and the surface treatment were significant ($p < 0.05$). In the study, the highest TBS values were obtained in the samples treated with Molloplast B, but no difference was observed between the groups. The lowest TBS values were observed in the control groups of CAD/CAM base materials treated with Mollosil lining material.

Conclusion: It was seen that the connection of the base materials to Molloplast B was higher than Mollosil. It was observed that the phosphoric acid and Er:YAG laser surface treatments strengthened the bond between the base materials and the Mollosil lining material.

Keywords: CAD/CAM, Polymethylmethacrylate, surface treatment, resilient liner application, tensile bond strength test.

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

İÇ KAPAK SAYFASI.....	
ONAY.....	
TEZ BİLDİRİMİ.....	I
TEŞEKKÜR.....	II
ÖZET.....	III
ABSTRACT.....	IV
İÇİNDEKİLER.....	V
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	X
TABLolar DİZİNİ.....	XI
RESİMLER DİZİNİ.....	XII
SİMGE VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	XIV
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. Polimerler ve Polimerizasyon	4
2.2. Protez Kaide Polimerleri.....	6
2.2.1. İdeal Bir Protez Kaide Polimerinden Beklenen Özellikler	6
2.2.2. Akrilik Protez Kaide Polimerleri.....	7
2.2.3. Protez Kaide Polimerlerinin Sınıflandırılması	9
2.2.3.1. Isı ile Polimerize Olan Akrilik Resinler	10

2.2.3.2. Kendi Kendine Polimerize Olan Akrilik Rezinler	11
2.2.3.3. Mikrodalga Enerjisiyle Polimerize Olan Akrilik Rezinler	12
2.2.3.4. Görünür Işıkla Polimerize Olan Akrilik Rezinler	12
2.2.4. CAD/CAM Tam Protezler	13
2.2.4.1. Piyasada Mevcut Olan CAD/CAM Tam Protez Sistemleri	14
2.2.4.2. CAD/CAM ile Tam Protezlerin Hazırlanmasının Avantajları	15
2.2.4.3. Geleneksel Yöntemle Tam Protez Hazırlanmasının Dezavantajları	16
2.2.4.4. Prepolimerize PMMA Rezinler	16
2.2.4.5. Prepolimerize PMMA Kullanılarak Üretilen CAD/CAM Tam Protezlerin Fiziksel Özelliklerinin Değerlendirilmesi	16
2.3. Yumuşak Astar Polimerleri	19
2.3.1. Yumuşak Astar Polimerlerinden Beklenen Özellikler	20
2.3.2. Yumuşak Astar Polimerlerinin Kullanım Alanları	21
2.3.3. Yumuşak Astar Polimerlerinin Tarihi ve Sınıflandırılması	22
2.3.3.1. Doku Düzenleyiciler	24
2.3.3.2. Akrilik Esaslı Yumuşak Astar Polimerleri	25
2.3.3.3. Silikon Esaslı Yumuşak Astar Polimerleri	25
2.3.4. Silikon ve Akrilik Esaslı Yumuşak Astar Polimerlerinin Arasındaki Farklılıklar	26
2.3.5. Yumuşak Astar Maddelerinde Karşılaşılan Problemler	28
2.4. Yumuşak Astar Akrilik Kaide Materyali Bağlantısı	29

2.4.1. Yumuşak Astar Materyallerinin Akrilik Kaide ile Bağlantısının Değerlendirilmesinde Kullanılan Kavramlar	29
2.4.1.1. Adezyon ve Kohezyon.....	29
2.4.1.2. Gerilim ve Gerinim.....	30
2.4.1.3. Reziliens.....	31
2.4.1.4. Bağlantı Dayanımı	31
2.4.2. Yumuşak Astar Materyalleriyle Akrilik Kaide Arasındaki Bağlantı Kuvvetini Arttırmaya Yönelik Yüzey İşlemleri	32
2.4.2.1. Al ₂ O ₃ Partikülleriyle Kuşlama	32
2.4.2.2. Asitle Pürüzlendirme	32
2.4.2.3. Lazer ile Yüzey Modifikasyonu	33
2.4.2.4. Yüzeye MMA Monomer Uygulaması	34
2.4.2.5. Oksijen Plazma ile Yüzey Modifikasyonu.....	34
2.4.3. Yüzey Analiz Yöntemleri.....	35
2.4.3.1. Stereomikroskop.....	35
2.4.3.2. Profilometre.....	36
2.4.3.3. Atomik Kuvvet Mikroskopu	36
2.4.3.4. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM).....	36
2.4.4. Bağlantı Dayanımını Değerlendirmede Kullanılan Yaşlandırma Yöntemleri.....	37
2.4.4.1. Suda Bekletme ile Yaşlandırma	37
2.4.4.2. Yapay Tükürük İçerisinde Yaşlandırma	37

2.4.4.3. Termal Siklus ile Yaşlandırma	37
2.4.4.4. Mekanik Siklus ile Yaşlandırma	38
2.4.5. Yumuşak Astar Materyallerinin Akrilik Kaide ile Bağlantısının Değerlendirilmesinde Kullanılan Test Yöntemleri.....	38
2.4.5.1. Çekme Bağlantı Dayanımı Testi (Tensile Bond Strength Test).....	38
2.4.5.2. Sıyırılma Bağlantı Dayanımı Testi (Peel Bond Strength Test).....	39
2.4.5.3. Makaslama Bağlantı Dayanımı Testi (Shear Bond Strength Test)	39
3. GEREÇ VE YÖNTEM	40
3.1. Akrilik Test Örneklerinin Hazırlanması	41
3.1.1. CAD/CAM Akrilik Örneklerin Hazırlanması	41
3.1.2. Isı ile Polimerize Olan Akrilik Örneklerin Hazırlanması.....	43
3.2.PMMA Örneklere Yüzey İşlemlerinin Uygulanması.....	45
3.2.1. Kontrol (Cnt) Grupları	45
3.2.2. Fosforik Asit (Fa) Yüzey İşlemi	45
3.2.3. Er;YAG Lazer (El) Yüzey İşlemi	46
3.2.4. MMA Monomer (Mm) Yüzey İşlemi	46
3.3. Örneklere Yumuşak Astar Uygulaması	47
3.3.1. Örneklerin Molloplast B Astar Materyali Bağlanma Prosedürü	48
3.3.2. Örneklerin Mollosil Astar Materyali ile Bağlanma Prosedürü.....	49
3.4. Çekme Bağlantı dayanımı Testinin Uygulanması.....	50
3.5. Örnek Yüzeylerinin Taramalı Elektron Mikroskopuyla (SEM) İncelenmesi	51

3.6. Verilerin İstatiksel Analizi	51
4. BULGULAR.....	53
4.1. Çekme Bağlantı Dayanımı (ÇBD) Testi Bulguları	53
4.2. Başarısızlık Tiplerinin Değerlendirilmesi	57
4.3. SEM Analizi Bulguları	60
5. TARTIŞMA.....	64
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	76
7. KAYNAKÇALAR.....	78
ÖZGEÇMİŞ	100

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Akrilik asit (a) ve metakrilik asit (b) monomerlerinin kimyasal yapısı	8
Şekil 2.2. Metilmetakrilat (a) ve polimetilmetakrilatın (b) kimyasal yapısı.....	8
Şekil 2.3. Çekme gerilimine maruz kalan materyalin varsayımsal gerilim-gerinim grafiği(A) ve gerilim-gerinim grafiğinde elastik ve plastik deformasyon alanlarının gösterilmesi (B)	30
Şekil 2.4. Çekme testi uygulamasına ait test düzeneği.....	38
Şekil 3.1. Kullanılan CAD/CAM akrilik disk	42
Şekil 4.1. Çekme bağlantı dayanımı sonuçları.....	56
Şekil 4.2. CCKM VE IPKM için başarısızlık tiplerinin analizi	58

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 3.1. Çalışma basamakları.....	40
Tablo 3.2. Çalışmada Kullanılan Materyaller.....	40
Tablo 3.3. Çalışmada Kullanılan Cihazlar.....	41
Tablo 3.4. Kullanılan materyal, yüzey işlemleri ve grupların kodları	45
Tablo 4.1. Çekme bağlantı dayanımı değerlerinin varyans analiz tablosu	53
Tablo 4.2. Gruplar için örnek sayısı (N), ortalama (Ort.) ÇBD değeri, standart sapma (Ss), standart hata (Sh) ve %95 güven aralığındaki en düşük ve en yüksek ÇBD değerleri (MPa).....	54
Tablo 4.3. ÇBD testinin tanımlayıcı istatistik değerleri ve karşılaştırma sonuçları .	55
Tablo 4.4. Başarısızlık tipi ile ÇBD değerleri için tek yönlü varyans analizi	57
Tablo 4.5. Kaide ve astar materyallerine ait başarısızlık tiplerinin yüzey işlemlerine göre dağılımı.....	59

RESİMLER DİZİNİ

Resim 3.1. CAD/CAM akrilik blokta yapılan ilk kesim (A), hassas kesim cihazının ayarlarının düzenlenmesi (B), blok üzerinde yapılacak kesim hatlarının şematize edilmesi (C)	42
Resim 3.2. İlk kesimler sonrası elde edilen parçalar ve kesime devam edilecek kesim hatları(A), kesim cihazında kesimlere devam edilmesi (B)	43
Resim 3.3. Hazırlanan CAD/CAM PMMA örnekler	43
Resim 3.4. Mum kalıpların muflaya alınması(A), Mum atımı sonrasında ortaya çıkan mum kalıbın negatif boşluğu (B).....	44
Resim 3.5. Polimerizasyonu tamamlanan ısı ile polimerize akrilik kalıplar (A), Elde edilen kalıpların hassas kesim cihazında kesilmesi(B)	44
Resim 3.6. PMMA örneklere asit uygulaması (A), hava-su spreyi kullanılarak örnek yüzeylerinin yıkanması	46
Resim 3.7. Lazer yüzey işleminde kullanılan Er;YAG lazer (A), PMMA örneklere Er;YAG lazer uygulaması(B), Er;YAG lazer uygulanan PMMA örnekler (C)	46
Resim 3.8. PMMA örneklere MMA monomer uygulaması	47
Resim 3.9. Test örneklerinin metal plakalar ile birbirine bağlanmasının şematize edilmesi (A), metal plakalarla birbirine bağlanan test örnekleri (B), test örneklerinin muflaya alınması (C), muflaya alınan örneklerde metal plakaların uzaklaştırılması (D)	47
Resim 3.10. Molloplast B astar materyali ve Primo Adeziv	48
Resim 3.11. Molloplast B astar materyalinin hazırlanan boşluklara yerleştirilmesi (A), Molloplast B astar materyali ile birbirine bağlanan örnekler (B).....	48

Resim 3.12. Mollosil astar materyali, adeziv ve polisaj seti.....	49
Resim 3.13. Hazırlanan tüm test örneklerine ait görüntü	49
Resim 3.14. Hazırlanan örneklerin distile su bulunan kaba yerleştirilmesi	50
Resim 3.15. Örneklerin universal test cihazında test edilmesi	50
Resim 3.16. Örneklerin incelendiği SEM cihazı.....	51
Resim 4.1. IPKM-Cnt grubu örneklerin SEM görüntüleri (x500 ve x2000).....	60
Resim 4.2 CCKM-Cnt grubu örneklerin SEM görüntüleri (x500 ve x2000)	60
Resim 4.3. IPKM-Fa grubu örneklerin SEM görüntüleri (x500 ve x2000).....	61
Resim 4.4. CCKM-Fa grubu örneklerin SEM görüntüleri (x500 ve x2000).....	61
Resim 4.5. IPKM-Mm grubu örneklerin SEM görüntüleri (x500 ve x2000)	61
Resim 4.6. CCKM-Mm grubu örneklerin SEM görüntüleri (x500 ve x2000)	62
Resim 4.7. IPKM-El grubu örneklerin SEM görüntüleri (x500 ve x2000)	62
Resim 4.8. CCKM-El grubu örneklerin SEM görüntüleri (x500 ve x2000)	62

SİMGE VE KISALTMALAR DİZİNİ

ark.	: Arkadaşları
CAD	: Bilgisayar destekli tasarım
CAM	: Bilgisayar destekli yazılım
BT	: Bilgisayarlı tomografi
MR	: Manyetik rezonans görüntüleme
PMMA	: Polimetilmetakrilat
%	: Yüzde
MPa	: Megapascal
Al ₂ O ₃	: Alüminyum oksit
C	: Karbon
Tg	: Camı geçiş ısısı
g	: Gram
ml	: Mililitre
kcal	: Kilokalori
nm	: nanometre
3D	: Üç boyutlu
LL	: Lazer litografi
CNC	: Bilgisayar Destekli Nümerik Kontrol
KIBT	: Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi

Pa	: Pascal
m	: Metre
MMA	: Metilmetakrilat
CeO	: Seryum oksit
N	: Newton
°C	: Santigrat derece
µm	: Mikrometre
mm	: Milimetre
dk	: Dakika
s	: Saniye
O	: Oksijen
ASTM	: American Society for Testing and Materials
F	: Kuvvet
A	: Alan
Er:YAG	: Erbiyum: yitrium alüminyum garnet
Rpm	: Dakikadaki devir sayısı
H ₃ PO ₄	: Fosforik asit
Mj	: Milijul
Hz	: Hertz
W	: Watt
ÇBD	: Çekme bağlantı dayanımı

Ort.	: Ortalama
SS	: Standart sapma
Nd:YAG	: Neodymium-doped yttrium alüminyum garnet
Ho:YAG	: Holmium yttrium alüminyum garnet
KTP	: Potasyum titanil fosfat
iBMA	: İzobütilmetakrilat
HEMA	: Hidroksietilmetakrilat
SEM	: Taramalı elektron mikroskobu
ISO	: Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu (International Organization of Standardization)

1. GİRİŞ

Günümüzde en çok kullanılan protez kaide materyali polimetil metakrilat (PMMA) esaslı akrilik rezin polimerlerdir (Gündoğdu ve ark., 2014; Ergün ve Şahin, 2016). Protez kaide polimerleri, genel olarak toz-likit veya jel formunda bulunmaktadır. Toz ve likit üretici firma tarafından belirtilen oranda karıştırılması sonrasında elde edilen karışım; ısı, ışık, kimyasal ve mikrodalga enerjisi gibi farklı yollarla geleneksel olarak polimerize edilebilmektedir (Zafar ve ark., 2020).

Teknolojik gelişmeler, diş hekimliği alanında da birçok yeniliği beraberinde getirmiştir. 21. yüzyıl ile birlikte, bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) teknolojisi tam protezlerin üretimini de içerecek şekilde geliştirilmiştir (Miyazaki ve ark., 2009; Choi ve ark., 2018).

Son yıllarda CAD/CAM teknolojisi tam protez yapımında konvansiyonel yöntemlere alternatif olarak karşımıza çıkmaktadır. Bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans (MR) görüntüleme gibi bilgisayar destekli medikal görüntüleme yöntemlerinin yanında, lazer yüzey tarayıcıları ve optik sistemlerinde CAD/CAM ile kombine kullanımı, konturları ve doku adaptasyonu çok daha iyi düzeyde olan tam protezlerin hazırlanabilmesi mümkün hale gelmiştir (Maeda ve ark., 1994; Kawahata ve ark., 1997; Kanazawa ve ark., 2011; Goodacre ve ark., 2012; Bidra ve ark., 2013).

CAD/CAM tam protez üretiminde kullanılan PMMA blok yüksek basınç ve ısı altında üretilmektedir. Böylece polimerizasyon büzülmesi, artık monomer salınımı ve poröziteye bağlı gözenek miktarı minimal seviyede olan yüksek yoğunlukta akrilik bloklar oluşmaktadır (Infante ve ark., 2014; Aguirre ve ark., 2020). CAD/CAM teknolojisinin tam protez tasarımına ve üretimine dahil edilmesi, klinik ve laboratuvar süreçlerini kolaylaştırmasının yanında yapılan proteze gelişmiş mekanik özellikler sağlamaktadır (Baba ve ark., 2021).

Başarılı bir protezde mekanik özellikler önemli olduğu kadar, dokuların devamlılığının ve bütünlüğünün korunması da temel bir gerekliliktir. Yumuşak ve sert dokuların sağlıklı olabilmeleri, devamlılıklarını koruyabilmeleri için gelen basıncın fonksiyonel sınırlar içerisinde aralıklı ve kısa süreli olması gerekir (Kocabalkan ve Turgut, 2005; Makila, 1976). Yumuşak astar materyalleri, okluzal kuvvetlerin kaide

materyali altında yatan mukozaya daha dengeli bir şekilde iletilmesini sağlamak ve lokalize basınç oluşumunu engellemek amacıyla kullanılan polimer yapılı malzemelerdir (Mack, 1989; Rw, 1991; Yankova ve ark., 2019). Travmatize mukoza, kemik andırkatları, atrofik mandibula gibi çiğneme kuvvetlerinin ağız dokuları tarafından karşılanamadığı durumlarda ve bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlığa sahip hastalarda sıkça kullanılmaktadır (Qudah ve ark., 1990; Chladek ve ark., 2014; Yankova ve ark., 2019).

Protezin yeterli fonksiyonu sağlayabilmesi için yumuşak astar materyaliyle kaide arasındaki bağlantının güçlü bir şekilde sağlanmış olması gerekmektedir . CAD/CAM PMMA bloklardan üretilen kaide materyali ile yumuşak astar materyali arasında bağlantının değerlendirildiği çok az sayıda çalışma mevcuttur ve bu çalışmalar da bu bağlantının konvansiyonel yöntemle üretilen kaide plaklarına göre daha zayıf bağlantı gösterdiği yönündedir. Bu da CAD/CAM akriliklerinin en belirgin dezavantajlarından biri olarak gösterilmektedir (Choi ve ark., 2018).

Yumuşak astarların protez kaidelerine bağlantısında, klinik olarak kabul bağlantı değerinin 0,44 MPa olduğu ve minimum 2-3 mm'lik kalınlıkta uygulanması gerektiği bildirilmiştir (Craig ve Gibbons, 1961; Khan ve ark., 1989).

Akrilik kaide materyallerinin yüzey pürüzlülüğünü ve yüzey enerjisini artırarak, yumuşak astar materyalleri ile arasındaki bağlantı kuvvetini geliştirmeye yönelik; lazer yüzey işlemi, Al_2O_3 partikülleri ile kumlama, asit ve monomer uygulama gibi kimyasal yüzey işlemleri, oksijen plazma uygulaması gibi farklı metotlar önerilmekte olup konu hakkındaki çalışmalar devam etmektedir.

Bu in-vitro tez çalışmasının amacı, ısı ile polimerize ve CAD/CAM olmak üzere iki farklı yöntemle elde edilmiş PMMA kaide polimerleri ile biri ısı polimerize diğeri otopolimerize olmak üzere iki farklı silikon içerikli yumuşak astar materyali arasındaki bağlantı dayanımının artırılmasına yönelik uygulanan farklı yüzey işlemlerinin etkilerinin değerlendirilmesidir.

Bu tez çalışmasının geçersiz hipotezleri (H0): (1) Farklı yüzey işlemlerinin, farklı polimerizasyon yöntemiyle elde edilen akrilik kaide polimerleri ile iki farklı silikon içerikli yumuşak astar materyali arasındaki bağlantı dayanımına etki

etmeyeceği; (2) Kaide materyali ve yumuşak astar materyalinin polimerizasyon tipinin bağlantı dayanımı üzerinde etkili olmayacağıdır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Polimerler ve Polimerizasyon

Polimerler, oda sıcaklığında katı halde bulunan, mekanik ve kimyasal olarak şekil alabilen kompleks organik moleküler zincirlerdir. Monomer olarak bilinen küçük moleküllerin, yüksek moleküler ağırlıklı uzun zincirli makromoleküllere dönüştüğü kimyasal reaksiyonlarla oluşmaktadırlar. Monomerlerden polimerlerin oluştuğu bu tür reaksiyonlar polimerizasyon reaksiyonu olarak adlandırılmaktadır (Anusavice ve ark., 2013; McDowall, 2013).

Çoğu polimerizasyon reaksiyonu, küçük moleküler ağırlıklı bir yan ürünün açığa çıktığı kondenzasyon polimerizasyonu ve herhangi bir yan ürünün oluşmadığı ilave polimerizasyonu olmak üzere iki şekilde gerçekleşmektedir (O'Brien, 2002).

Kondanzasyon polimerizasyonunda, bileşenler çift fonksiyonludur ve hepsi eşzamanlı olarak reaktiftir veya reaktif hale gelmektedir. Zincirler genellikle su veya alkol gibi düşük moleküler ağırlıklı bir yan ürün açığa çıkaran monomerlerin, aşamalı olarak bağlanmasıyla büyümektedir. Dış hekimliğinde polisülfid ve bazı silikon esaslı ölçü maddeleri bu şekilde oluşmaktadır (O'Brien, 2002; Anusavice ve ark., 2013).

İlave polimerizasyonunda, monomerler birer birer aktive edilmekte ve zincir oluşturmak için sırayla birbirine eklenmektedirler. Bu türde reaksiyonların monomeri, komşu monomerin reaksiyon sırasında zincire bağlanmasında rol alan $C=C$ çift bağını bulunduran reaktif inorganik bileşiklerdir (Anusavice ve ark., 2012; McDowall, 2013). Dış hekimliğinde kullandığımız akrilik rezinler ilave polimerizasyon reaksiyonu ile polimerize olmaktadır. İlave polimerizasyon reaksiyonu birbirini takip eden başlama, çoğalma, zincir transferi ve bitim aşamalarından oluşmaktadır (Çalikkocaoğlu, 2019). Tepkimeyi hızlandırmak için ısı, ışık veya benzoil peroksit gibi kimyasallar kullanılabilir. Raf ömrünün uzatılması amacıyla monomerin içerisine az miktarda konulan hidrokinon ise serbest radikallerle reaksiyona girerek polimerizasyon oluşumunu engellemektedir (O'Brien, 2002).

Polimerlerin en önemli iki özelliği, çok büyük makromoleküllerden oluşmaları ve zincir benzeri moleküler yapılarının neredeyse sınırsız konfigürasyon ve şekillere izin verebilmesidir. Polimerler; lineer, dallı ve çapraz bağlı olmak üzere üç temel

uzaysal yapıya sahiplerdir. Lineer ve dallı yapıda bulunanlar aralarında zayıf fiziksel bağlar bulundururken, çapraz bağlı olanlarda ise kovalent olarak bağlanmış atomlardan oluşan bir ağ yapısı vardır (O'Brien, 2002; Anusavice ve ark., 2013).

Polimer zinciri tek tip tekrar eden birimlerden (mer) oluşuyorsa homopolimer, iki veya daha fazla mer ünitesinden oluşuyorsa kopolimer olarak adlandırılmaktadır. Polimer zinciri ne kadar uzarsa, zincir boyunca oluşabilecek bağların sayısı o kadar artacaktır. Zincir uzunluğundaki artış sertlik, mukavemet, erime sıcaklığı gibi özelliklerde artış sağlayarak polimeri deforme olmaya karşı güçlü kılacaktır. Bir polimerin fiziksel özellikleri, sıcaklık ve ortamdaki değişikliklerin yanında polimerin birleşimi, yapısı ve moleküler ağırlığından etkilenmektedir. Genel olarak sıcaklık ne kadar yüksek olursa polimer o kadar yumuşak ve zayıf hale gelmektedir (Anusavice ve ark., 2013).

Polimerler, polimerik malzemenin "termoset" veya "termoplastik" tip olmasına bağlı işlemler kullanılarak istenilen şekillerde elde edilebilmektedirler.

Termoplastik polimerler doğrusal veya dallı zincirler içermektedirler. Moleküler hareketin zincirleri ayırmaya başladığı sıcaklık olan T_g değerinin üzerinde ısıtıldıklarında yumuşamaktadırlar. Şekillenebilir ve kalıplanabilir özellikte olan bu polimerler soğutulduklarında geri dönüşümlü olarak sertleşmektedir. Tekrar ısıtma ve soğutma döngüleri sayesinde polimerler defalarca şekillendirilebilirler. Moleküler zincirler arasında nispeten daha zayıf bağ içermelerinden dolayı termoset polimerlerin tersine termoplastik polimerler eriyebilmekte ve genellikle organik çözücülerde çözünebilmektedirler (Anusavice ve ark., 2013). Termoset polimerler sertleşme reaksiyonu sırasında kimyasal reaksiyona uğramaktadırlar. Polimerleşmeye başladıkları sıcaklığın üzerinde ısıtıldıklarında kalıcı olarak sertleşmektedirler. Aynı sıcaklığa tekrar ulaştıklarında yeniden yumuşamazlar. Termoset polimerler genellikle çapraz bağlı zincirler içermelerinden dolayı erimez ve çözünmezler. Bunun yerine yeterince yüksek sıcaklığa ulaştıklarında ayrılmaktadırlar. Termoset polimerler; genellikle daha iyi eğilme ve darbe özelliklerine sahip olan termoplastik polimerlerle karşılaştırıldığında, üstün aşınma ve boyutsal kararlılık özelliklerine sahiptirler (Anusavice ve ark., 2013).

2.2. Protez Kaide Polimerleri

Protetik diş terimleri sözlüğünde; protez kaidesi, protezin yapay dişleri taşıyan ve destek dokular üzerinde bulunan kısmı olarak tanımlanmaktadır (Yavuzylmaz ve ark., 2003).

Geçmişten günümüze kaide materyali olarak birçok farklı materyal kullanılmış olsa da günümüzde kaide materyali olarak çoğunlukla polimerler tercih edilmektedir. Polimerler, diğer malzeme türleriyle mümkün olmayan bir dizi klinik uygulamaya izin vermeleri ile diş hekimliğinde önemli bir role sahiptirler (O'Brien, 2002). Akrilik rezin polimerleri 1937 yılında kaide materyali olarak piyasaya sunulmuş ve bu yıldan sonra plastik sanayindeki gelişmeler, yeni polimerlerin ortaya çıkmasına yol açmıştır. PMMA'nın bulunuşu protetik diş hekimliğinde büyük bir atılım olmuştur. 1964 yıllarına gelindiğinde protezlerin %98'i metil metakrilat polimeri veya kopolimerinden yapılmaya başlanmıştır (O'Brien, 2002; Çalikkocaoğlu, 2019).

Gelişen teknolojiyle beraber günümüzde kullanılan kaide akrilikleri tatmin edici özellikte olmasına rağmen, ideal özellikte olduğu söylenememektedir (Çalikkocaoğlu, 2019; O'Brien, 2002).

2.2.1. İdeal Bir Protez Kaide Polimerinden Beklenen Özellikler

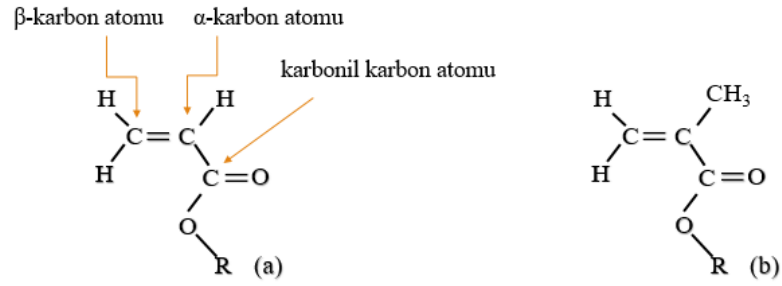
- Yumuşak dokuları taklit edebilen doğal görünüme sahip olmalı,
- Kullanım sırasında yumuşama ve distorsiyonu önlemek için yüksek Tg değerine sahip olmalı,
- Protezin şeklini muhafaza edebilmesi için boyutsal stabilitesi iyi olmalı,
- Hafif bir protez elde etmek için düşük özgül ağırlığa sahip olmalı,
- Sıcak soğuk uyarılara cevap verebilmek için termal iletkenliği yüksek olmalı,
- Radyografik tetkiklerde görülebilecek şekilde radyopak olmalı,
- Isırma ve çiğneme sırasında karşılaşılan gerilmelerin kalıcı deformasyona neden olmamasını için yüksek bir elastik modüle sahip olmalı,

- Yorgunluk direnci, çarpma direnci, çekme direnci gibi mekanik özellikleri yüksek olmalı,
- Kimyasal olarak inert olmalı, ağız içinde çözünmemeli, tükürük veya su emmemeli,
- Bakteri ve mantar üremesine izin vermemeli,
- Toksik ve tahriş edici olmamalı,
- Artık monomer içermemeli,
- Uygun maliyetli olmalı,
- Raf ömrü uzun olmalı,
- Tadı ve kokusu olmamalı,
- Uygulaması ve üretimi kolay olmalı,
- Düşük yoğunluğa sahip olmalı,
- Polimer, porselen ve metallere iyi tutunmalı,
- Tamiri kolay olmalı, tesfiye ve polisaj yapılabilmesi,
- Kolay temizlenebilmelidir (McCabe ve Walls, 2008; Ulusoy ve Aydın, 2010).

2.2.2. Akrilik Protez Kaide Polimerleri

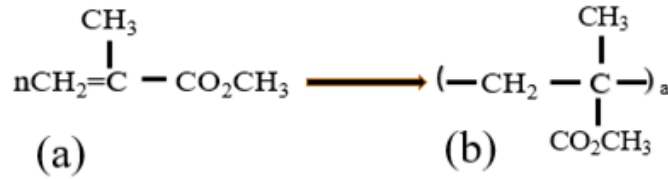
Akrilik rezinler; protez kaide maddesi olarak, yapay diş yapımında, tamir, astarlama işlemlerinde, kuron- köprülerde, ölçü kaşığı ve kaide yapımında, obturatör ve implant üstü protezler gibi diş hekimliğinin bir çok alanında kullanılmaktadırlar (Çalikkocaoğlu, 2019).

Etilen türevi olan bu rezinler yapısal formüllerinde vinil grubu ($C_2H=CHR$) içermektedirler. Diş hekimliğinde akrilik asit ($CH_2=CHCOOH$) ve metakrilik asit ($CH_2=C(CH_3)COOH$) olmak üzere iki akrilik rezin serisi bulunmaktadır (Anusavice ve ark., 2013).



Şekil 2.1. Akrilik asit (a) ve metakrilik asit (b) monomerlerinin kimyasal yapısı

Metakrilat monomerleri, akrilat monomerlerinin alfa karbon atomlarına metil gruplarının eklenmesiyle oluşmaktadırlar. Protez kaide materyali olarak yaygın olarak kullanılan PMMA ise, metakrilatın metil esteri olan metilmetakrilatın polimerizasyonu ile oluşmaktadır (Anusavice ve ark., 2013).



Şekil 2.2. Metilmetakrilat (a) ve polimetilmetakrilatın (b) kimyasal yapısı

Metilmetakrilat (MMA)

Metilmetakrilat, yüksek buhar basıncına sahip mükemmel bir çözücüdür ve erime noktası -48°C , kaynama noktası $100,8^{\circ}\text{C}$, yoğunluğu 20°C 'de $0,945 \text{ g/ml}$, polimerleşme ısısı $12,9 \text{ kcal/mol}$ gibi özelliklere sahiptir. Polimerizasyonu ultraviyole veya görünür ışıkla yapılabilmesine rağmen diş hekimliğinde polimerizasyon için daha çok kimyasal bir başlatıcı kullanılmaktadır. Polimerizasyon derecesi, sıcaklık, aktivasyon metodu, kullanılan başlatıcı tipi ve konsantrasyonu, kullanılan kimyasal maddelerin saflığı ve polimerizasyon şartlarına bağlıdır. Çalışma şartlarında kolayca polimerize olmalarından dolayı, metilmetakrilat monomerleri diş hekimliğinde çok kullanılmaktadır. Diğer birçok rezin sistemi oda sıcaklığında hava mevcudiyetinde polimerize olmayabilmektedir. Saf metilmetakrilat monomerin polimerizasyonu

sırasında, %21'lik bir hacimsel büzülme meydana gelmektedir (Zaimoğlu ve ark., 1993; Anusavice ve ark., 2013).

Polimetilmetakrilat (PMMA)

Polimetilmetakrilat, oldukça Őeffaf bir rezindir. Dalga boyu 0,25  m olan UV ıŐıđı bile geçirebilmektedir. Bu rezin 18-20 arasında Knoop sertlik numarasına sahip, sert bir materyaldir. Çekme kuvveti 59 MPa ve özgül ağırlığı 1,19 g/ml'dir. Elastik modülü yaklaşık 2400 MPa'dır. Resin son derece stabil olup UV ıŐıđı ile renk deđiŐimine uğramamaktadır. Isıya karşı da stabil olup 125 C'de yumuŐamakta ve bir termoplastik madde gibi davranmaktadır. 125-200 C arasında ise depolimerizasyon meydana gelmektedir. Yüksek molekül ağırlıklı polimetilmetakrilat ilk önce düşük bir polimere depolimerize olmakta ve bu polimer daha sonra monomere dönüŐmektedir (Zaimoğlu ve ark., 1993; Ulusoy ve Aydın, 2010; Anusavice ve ark., 2013).

2.2.3. Protez Kaide Polimerlerinin Sınıflandırılması

Polimerik materyaller yapıları ve polimerizasyon Şekilleri yönünden farklı Şekillerde sınıflandırılmaktadırlar. ISO (International Standards Organization; Spesifikasyon No: 20795-1:2013)  retilen tüm bu kaide materyallerini polimerizasyon Şekillerine göre 5 farklı gruba ayırmıŐtır.

Tip1: Isı ile polimerize olan polimer

- Sınıf 1: Toz ve likit
- Sınıf 2: Plastik pat

Tip 2: Otopolimerizan polimer

- Sınıf 1: Toz ve likit
- Sınıf 2: Toz ve likit akışkan rezinler

Tip 3: Termoplastik toz içerenler

Tip 4: IŐın ile polimerize olan polimer

Tip 5: Mikrodalga ile polimerize olan polimer

Bir başka sınıflamada akrilik rezinler polimerizasyon yöntemleri ve aktivasyon Şekillerine göre Ő  Şekilde sınıflandırılmıŐtır (Ulusoy ve Aydın, 2010).

1. Isı ile polimerize olan akrilik rezinler

A. Basınçla kalıplama tekniğiyle polimerize olan akrilik rezinler

- a) Doldurucusuz akrilik rezinler
- b) Güçlendirilmiş akrilik rezinler
 - Metal ile güçlendirilmiş olanlar
 - Lastik ile güçlendirilmiş olanlar
 - Lif ile güçlendirilmiş kompozitler

B. Enjeksiyon kalıplama tekniğiyle polimerize olan akrilik rezinler

2. Kendi kendine polimerize olan akrilik rezinler

A. Konvansiyonel otopolimerizan rezinler

B. Dökülebilir (akışkan) akrilik rezinler

C. Enjeksiyon kalıplama tekniğiyle oda ısısında polimerize olan rezinler

3. Mikrodalga enerjisiyle polimerize olan akrilik rezinler

4. Görünür ışıqla polimerize olan rezinler

2.2.3.1. Isı ile Polimerize Olan Akrilik Reziner

2.2.3.1.1. Konvansiyonel Basınçla Kalıplama Tekniği

Bu teknikte kullanılan rezinler genellikle toz (polimer)/likit (monomer) sistemlerinden oluşmaktadır ve günümüzde kaide maddesi yapımında en sık kullanılan yöntemdir. Akrilik hamurun alçı veya silikon-alçı kalıplar kullanılarak mufla içindeki protez kalıp boşluğuna konulup preslenmesi ve sıcak suda polimerize edilmesi esasına dayanmaktadır. Polimer/monomer oranı hacimsel olarak 3'e 1 olacak şekilde ayarlanmaktadır. Polimer içinde monomerin işlevi muflaya yerleştirilebilecek kıvamda bir plastik kütle oluşturmaktır. Bu işlem polimerin monomer içinde kısmen erimesiyle olmaktadır. Polimer ile monomerin karıştırılmasıyla birlikte başlayan reaksiyon esnasında ıslak kum, liflenme, hamurlaşma-çalışma ve lastik olmak üzere dört safha mevcuttur. Muflalama işlemi hamurlaşma safhasında gerçekleştirilmektedir (Ulusoy ve Aydın, 2010).

2.2.3.1.2. Enjeksiyon Kalıplama Tekniği

Bu teknik hamur halindeki akrilik rezinin alçı, silikon-alçı veya hidrokolloid kalıplar arasındaki protez boşluğuna basınç altında enjeksiyonla sevk edilmesi esasına dayanmaktadır. PMMA hamuru işlem boyunca devam eden 6 atmosferik hava basıncı altında protez boşluğuna gönderilmekte ve ısı ile polimerizasyon sağlanmaktadır. Konvansiyonel kalıplamaya göre daha homojen ve boyutsal stabilitesi iyi kaideler oluşması gibi avantajlarının yanında, özel mufla ve ekipman ihtiyacından dolayı oldukça pahalı sistemlerdir (Ulusoy ve Aydın, 2010).

2.2.3.2.Kendi Kendine Polimerize Olan Akrilik Rezinler

Kendi kendine polimerize olan akrilik rezinler eksternal bir ısıya ihtiyaç duymaksızın polimerize olan kaide materyalleridir (Ulusoy & Aydın, 2010). Bu tip akrilikler soğuk akrilik, kimyasal olarak polimerize akrilik, otopolimerizan rezin veya tamir akriliği olarak da adlandırılmaktadır. Kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezinler ısı veya mikrodalga enerjisiyle polimerize olan akriliklere benzer yapıda olmakla beraber temel fark polimerizasyon reaksiyonunun ısı yerine dimetil paratoluidine gibi kimyasal bir aktivatörle sağlanmasıdır (Çalikkocaoğlu, 2019).

Bu ajan, oda ısısında reaksiyona girerek benzol peroksiti aktive etmektedir ve polimerizasyon reaksiyonunu başlatmak için yeterli miktarda serbest kök açığa çıkarmaktadır. Başlangıç kademesi hariç geri kalan reaksiyonlar sıcak akrilikle aynıdır (Çalikkocaoğlu, 2019). Düşük molekül ağırlıklı polimer partiküllerinin oranı daha fazla olduğundan yapısı daha zayıf ve esnektir. Moleküler arasındaki bağlar zayıf olmasından dolayı daha fazla su emerler ve bundan dolayı boyutsal stabiliteyi iyi değildir (Ulusoy & Aydın, 2010).

Kimyasal olarak kaide elde edilmesinde kullanılan bir diğer teknik akışkan reçine tekniğidir. Bu işlem için kimyasal olarak aktive olan dökülebilir bir reçine kullanılmaktadır. Toz ve likit uygun oranlarda karıştırıldığında düşük viskoziteli bir reçine elde edilmektedir. Bu reçine bir kalıp boşluğuna dökülmekte ve arttırılmış atmosferik basınca tabi tutulmaktadır. Daha sonra ortam sıcaklığında polimerleşmesine izin verilmektedir. Bu sistemde rezinin ince partiküllü olmasına karşın molekül ağırlıkları yüksek olmaları nedeniyle doku uyumlarının daha iyi olduğu belirtilmektedir. Ayrıca materyalin laboratuvar işlemlerinin zahmetli olmaması, zamandan tasarruf avantajı olarak gösterilmektedir. Muflaya alma işlemi sırasında

materyalde hava boşlukları kalması, dişlerin yerlerinden oynayarak okluzal uyumun bozulması, yapay dişlerle bağlantısının zayıf olması, özellikle ön bölgede koleye yeteri kadar rezin ulaşmaması gibi uygulama aşamasında karşılaşılan dezavantajları da mevcuttur (Anusavice ve ark., 2013).

2.2.3.3.Mikrodalga Enerjisiyle Polimerize Olan Akrilik Reziner

Mikrodalga enerjisiyle akrilik rezin polimerizasyonunda konvansiyonel akrilik rezinler kullanılabilir olsa da bu teknik için özel üretilmiş olan akrilik rezin ve muflalar bulunmaktadır. Bu tür mikrodalga rezinlerinde monomer, metil ve etil metakrilat karışımı olup tozu ile belirli oranlarda birleştirilmektedirler. Bu yöntemde özel plastik muflalar kullanılması haricinde muflaya alma işleminde ek bir ekipman ihtiyacı yoktur (Ulusoy ve Aydın, 2010). Polimerizasyon için ihtiyaç duyulan termal enerji, geleneksel bir mikrodalga fırını ile elde edilmektedir. Bu tekniğin en büyük avantajı, polimerizasyonun gerçekleştirilebildiği hızdır. Ancak kalın bölümlerde meydana gelebilecek aşırı ısınma, monomerin kaynamasına ve poröz bir yapı oluşturmaya neden olmaktadır (Anusavice ve ark., 2013).

2.2.3.4.Görünür Işıkla Polimerize Olan Akrilik Reziner

Işıkla polimerize olan akrilik rezinlerin kimyasal yapısı, geleneksel akrilik rezinlerden daha çok kompozit benzeri bir yapıya sahiptir (McDowall, 2013). Bilinen en popüler ürün olan triad sistem üretilen dimetakrilat matris (UDMA), akrilik kopolimer, küçük silika dolduruculardan oluşmakta ve kamforokinonamin başlatıcı içermektedir. Polimerizasyon için ışık kaynağı olarak 400-500 nm dalga boyunda mavi ışık yayan kuartz halojen lambaları kullanılmaktadır. Sisteme özel yapay dişler ve polimerizasyon aпараты mevcut. Rulo ve plakalar şeklinde bulunan hamur kıvamındaki ürün opak plastik ambalajlarda saklanmaktadır (Ulusoy ve Aydın, 2010). Bu tür akrilikler henüz hamur halindeyken modele adapte edilmekte ve kaide plağı dişler olmadan polimerize edilmektedir. Daha sonra dişler kaideye ilave bir reçineyle bağlanmakta ve tekrar yeterli zaman boyunca görünür ışıkla polimerize edilmektedir (Çalikkocaoğlu, 2019). Polimerizasyonun ardından, ışıkla polimerize PMMA geleneksel ısıyla polimerize olan PMMA'a benzer şekilde tamamlanabilmekte ve parlatılabilmektedir (Anusavice ve ark., 2013).

Işıklı polimerize olan rezinler, manipölasyon ve adaptasyon için polimerizasyon öncesinde yeterli zaman sağlama avantajına sahiptirler (Grumezescu ve Grumezescu, 2019). Işıklı polimerize olan PMMA; sınırlı polimerizasyon derinliği, teknik hassasiyet ve maliyet gibi dezavantajları nedeniyle yaygın olarak kullanılmamaktadır (Tandon ve ark., 2010).

2.2.4.CAD/CAM Tam Protezler

Dijital bir tam protez tasarlamak ve üretmek için bilgisayar destekli bir sistem olan 3 boyutlu (3D) lazer litografi (LL) tekniğinin kullanımı ilk olarak Maeda ve ark. tarafından yayınlanmıştır. Bu grup 3D lazer tarayıcılar ve kameralar ile silikon ölçünün taranmasından sonra uyguladıkları teknikle fotopolimerizan rezinden elde ettikleri kaidelere yapay dişleri bağlayarak tam protez üretimini gerçekleştirmişlerdir (Maeda ve ark., 1994).

Üç yıl sonrasında Kawahata ve ark., hastanın var olan tam protezinin dijital kopyasının elde edilmesi sonrasında CNC (Computer Numerical Control) cihazı kullanılarak modelaj mumundan frezeme yoluyla dublikasyon yöntemini geliştirmişlerdir (Kawahata ve ark., 1997).

Sun ve ark. (2009) ise; tam protez üretimi için bilgisayar destekli dizayn ve hızlı prototipleme tekniğinin kombine kullanıldığı bir teknik geliştirmişlerdir. Sanal protezleri tasarlamak amacıyla yapay dişler, dişsiz modeller ve okluzal şablonlar 3 boyutlu kesit alan tarayıcılar kullanılarak taranmıştır. Daha sonrasında sanal diş diziminin yapılmasına ve muflanın hazırlanmasına olanak sağlayacak doğrultuda geliştirilen yeni yazılıma tarama verileri aktarılmıştır. Muflalar hızlı prototipleme tekniği ile oluşturulmuş ve yapay dişler mufladaki yerlerine yerleştirilerek protez konvansiyonel şekilde bitirilmiştir.

Wu ve ark. (2010), titanyum metal kaide üretmek için CAD/CAM teknolojisi ve lazer hızlı prototipleme sistemini birlikte kullandıkları bir teknik rapor etmişlerdir. Böyle bir teknikle birlikte, metalik bir tam protez kaidesinin üretimi için hem zamandan kazanıldığı hem de maliyetin azaldığı sonucuna varmışlardır.

Daha sonraki yıllarda yapılan çalışmalarda; diş dizimlerinin dijital olarak hazırlanması, tam protezlerin taramasında Konik Işıklı Bilgisayarlı Tomografi

(KIBT)'nin kullanılması ve üretim aşamasında ise CNC milleden ve hızlı prototipleme teknolojilerinin kullanılması bu alanın gelişmesine katkı sağlamıştır (Kanazawa ve ark., 2011; Goodacre ve ark., 2012; Inokoshi ve ark., 2012; Bidra ve ark., 2013).

Kanazawa ve ark. (2011), KIBT kullanarak hastanın mevcut tam protezlerin taramasını yapmışlar, böylece mukoza yüzeyleri ve sentrik ilişkisi hakkında bilgi elde etmişlerdir. Daha sonra üç boyutlu CAD yazılımı kullanılarak tasarladıkları sanal protezleri CNC cihazında kazıyarak, yapay dişleri oluşturulan bu kaideye bağlamışlardır.

Goodacre ve ark. (2012), prepolimerize bloktan frezelenerek üretilen CAD/CAM protez kaidelerinin hasta üzerinde kullanılmasına ilişkin ilk klinik raporu yayınlamışlardır. Protez dişler, frezeleme işlemi sırasında oluşturulan girintilere manuel olarak yapıştırılmıştır.

2.2.4.1.Mevcut CAD/CAM Tam Protez Sistemleri

Mevcut üretim tekniklerinin (Dentca, Avadent, Baltic Sistem) klinik ve laboratuvar protokolleri, manuel ve dijital prosedürlerin kombine kullanımını içermektedir. CAD/CAM veya hızlı prototipleme teknolojisi ile sadece 2 klinik randevuda tam protezin hastaya teslim edilebilmesi amaçlanmaktadır. CAD/CAM tam protezlerin hazırlanması için kullanılan teknikler oldukça umut verici olmasına rağmen, ölçü ve model elde edilme aşamasını gerektirmektedirler (Zaimoğlu, 2016).

Patzelt ve ark. (2013), dişsiz çenelerde konvansiyonel ölçü tekniğine alternatif olarak ağız içi tarayıcıların kullanılmasının uygunluğunu değerlendirdikleri in-vitro çalışmalarında; piyasada mevcut olan ağız içi tarayıcılarının in-vivo kullanımda yetersiz olduklarını ortaya koymuşlardır.

AvaDent TM Dijital Protezler (Global Dental Science Europe BV, Tilburg, Hollanda) ve Baltic Protez Sistemleri (Merz Dental GmbH, Lütjenburg, Almanya), üretim aşamasında prepolimerize akrilik rezin bloklardan protezlerin millenmesi ve yapay dişlerin bu kaideye manuel olarak bağlanması tekniğini kullanmaktadır. Bu sistemlerle alt-üst çene tam protezler, implant destekli overdenturelar, immediat tam protezler, hibrit protezler ve implant cerrahisi için rehberler hazırlanabilmektedir.

Güncel olarak ise, yapay dişlerin de kaideyle birlikte kazındığı tek parça monolitik protezlerin hazırlanması da mümkün olmaktadır (Bidra ve ark., 2016).

Dentca TM (Dentca Inc., Los Angels, ABD) sisteminde ise hızlı prototipleme tekniği ile deneme protezi hazırlanmakta, daimi protez ise 3D yazıcılar ile oluşturulan muflalarda konvansiyonel yöntemle oluşturulmaktadır. Bu teknik ile sadece alt-üst çene tam protezlerin hazırlanması mümkün olmaktadır (Zaimoğlu, 2016).

Mevcut olan sistemler ile günümüzde CAD/CAM tam protezler sadece 2 klinik randevuda hastaya teslim edilebilmektedir (Infante ve ark., 2014). Ancak okluzal dikey boyutun, dudak desteğinin, maksillomandibuler ilişkilerin, insizal kenar pozisyonunun ve mandibuler okluzal düzlemin kontrol edilerek hasta üzerinde doğrulanması gibi problemler ortaya çıkmaktadır. Bu dezavantajın üstesinden gelebilmek için protezin tamamı yerine sadece kayıt alınan ve diş diziminin yapılacağı protez kaidelerinin CAD/CAM ile oluşturulması düşünülmektedir (McLaughlin, 2015). Bu dezavantajlara karşı, konvansiyonel teknikle hazırlanan tam protezlerle kıyaslandığında tekniğin birçok avantajı mevcuttur.

2.2.4.2.CAD/CAM ile Tam Protezlerin Hazırlanmasının Avantajları

- Özellikle yaşlı hastalarda ciddi bir avantaj sağlayan randevu sayılarının azalması,
- Milleme için önceden polimerize edilmiş blokların kullanılması nedeniyle protezlerin uyumu ve direnci artması,
- Protezin okluzal uyumu için minimum uyumlama gerektirmesi,
- Yüksek ısı ve basınç altında üretilen prepolimerize akrilik rezin blok materyalinin artık monomerinin az olması ve minimal porözite göstermesinden dolayı, mikrobiyal adezyon (Candida albicans gibi) potansiyellerinin son derece az olması ve böylece, enfeksiyon ve alerjik reaksiyon oluşma riskinin de çok daha düşük olması,
- Dijital verilerin saklanabilmesi sayesinde aynı verilerle istenildiğinde protezin yeniden üretilebilmesi,

- Tam protezler, invaziv olmayan ve geri dönüşü mümkün bir tedavi olduğundan CAD/CAM ile hazırlanan protezin hekim ve hastanın gereksinimlerini karşılamayarak başarısız olduğu durumlarda, millenen protez kaidesindeki yapay dişler çıkarılarak konvansiyonel tekniğe dönülebilmektedir (Bidra ve ark., 2013; Zaimoğlu, 2016).

2.2.4.3. Geleneksel Yöntemle Tam Protez Hazırlanmasının Dezavantajları

- Hastalar için en az 4-5 kez klinik işlem randevusu ve teslimden sonra kontrol randevuları nedeniyle tedavinin zorlaşması,
- Hastanın randevularının fazla olması nedeniyle artan tedavi ücretleri,
- Laboratuvar ücreti ve ekstra zaman gereksinimi duyulması,
- Polimerizasyon büzülmesi sebebiyle protez kaidesiyle altındaki dokular arasındaki uyumun yetersiz olması,
- Protezin yeniden dublikatının hazırlanmasının mümkün olmamasıdır (Çalikkocaoğlu, 2019; Zaimoğlu, 2016).

2.2.4.4. Prepolimerize PMMA Rezinler

CAD/CAM tam protez üretiminde kullanılan prepolimerize akrilik rezinler, geleneksel tam protezlerin üretiminde kullanılan ısı ile polimerize akrilik rezinlerle kimyasal olarak benzer olsa da, üretim süreçleri tamamen birbirinden farklıdır. CAD/CAM sistemlerinde kullanılan prepolimerize akrilik kaide blokları yüksek basınç ve ısı altında elde edilirken, geleneksel ısı polimerize akrilik rezinler basınçla kalıplama ve su banyosunda polimerizasyon esasına dayanmaktadır (Srinivasan ve ark., 2018).

2.2.4.5. Prepolimerize PMMA Kullanılarak Üretilen CAD/CAM Tam Protezlerin Fiziksel Özelliklerinin Değerlendirilmesi

Hidrofilite

Alammari yapmış olduğu bir çalışmada; prepolimerize, ısı polimerize ve kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezinlerin kimyasal ve mekanik polisaj sonrası ıslanabilirlik değerlerini karşılaştırmıştır. Prepolimerize akrilik rezinlerin diğer polimerizasyon yöntemleriyle elde edilen rezinlere oranda daha düşük temas açısı sergilediği ve daha pürüzsüz bir yüzey elde etmek için mekanik polisajın kimyasal polisaja göre daha etkili bir yöntem olduğu sonucuna varmıştır (Alammari, 2017).

Hidrofilitenin protezin retansiyonunu artırmadaki rolü bilinmektedir (Monsngo ve Proust, 1989; Sipahi ve ark., 2001). Literatürde prepolimerize akrilik rezinlerin ısı ile polimerize rezinlere oranla daha hidrofilik yüzeylere sahip olduğunu gösteren birçok çalışma mevcuttur (Arslan, ve ark., 2018; Steinmassl ve ark., 2018). Bu nedenle prepolimerize akrilik rezinler artmış ıslanabilirlik özelliklerinden dolayı, tam protez kullanan ve tükürük disfonksiyonu olan hastalarda retansiyonu artırmak amacıyla kullanılabilmektedir (Alammari, 2017).

Artık Monomer Salınımı

Isıyla polimerize olan akrilik rezinlerde artık monomerin varlığı ve bunun yumuşak doku üzerindeki etkileri belirlenmiştir (Austin, 1980; Singh ve ark., 2013). Ayman (2017), geleneksel ısıyla polimerize akrilik rezin ve CAD/CAM PMMA materyallerindeki artık monomer miktarlarını karşılaştırdığı çalışmasında, CAD/CAM PMMA’da artık monomer miktarının daha az olduğunu ve bunun nedeninin de basınç altında gerçekleşen n polimerizasyon işlemi olduğunu açıklamıştır.

Steinmass ve ark. yapmış oldukları bir çalışmada, CAD/CAM protezlerinin çok az miktarda monomer salınımı yaptığını göstermişlerdir. Bununla birlikte, CAD/CAM ile üretilmiş protezlerin, ısı ile polimerize edilerek üretilmiş protezlerle arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı sonucuna varmışlardır (Steinmassl ve ark., 2017).

Yüzey Pürüzlülüğü

Tam protezlerin geleneksel ısı ile polimerizasyonunda protez kaidesi pürüzlü yüzeyler sergilemektedir (Berger ve ark., 2006). Polisaj yapılmamış protez

kaidelerinin yüzey pürüzlülüğü nedeniyle yüzey lekelenmesine, plak birikmesine ve tabanlara bakteri yapışmasına neden olduğu gösterilmiştir (Bollenl ve ark., 1997; Morgan ve Wilson, 2001).

CAD/CAM ile üretilen frezelenmiş protez kaidelerinin dalgalı şeklinde yüzey pürüzlülüğüne sahip olduğu ve bu dalgalı boyutlarının, frezeleme aletlerinin kalitesine ve frezeleme işlemine bağlı olduğu ileri sürülmüştür (Srinivasan ve ark., 2018; Steinmassl ve ark., 2018). CAD/CAM protezlerinin doğal yüzey pürüzlülüğünün geleneksel protezlerle karşılaştırıldığı çalışmalarda, CAD/CAM protezlerin geleneksel protezlere göre daha pürüzsüz yüzeylere sahip olduğu sonucuna varılmıştır (Arslan ve ark., 2018; Srinivasan ve ark., 2018).

Biyouyumluluk

Srinivasan ve ark., geleneksel ısı polimerize akrilik ile prepolimerize akrilik rezinin biyouyumluluklarını, insan birincil osteoblastları ve fare embriyonik fibroblastlarını kültürleyerek biyouyumluluk testi için kullandıkları çalışmalarında, her iki akrilik rezinin eşit derecede biyouyumlu olduğu sonucuna varmışlardır (Srinivasan ve ark., 2018).

Renk Stabilitesi ve Yüzey Renklenmesi

Protez kaidelerinin rengindeki değişiklik, materyalin yüzeyindeki hasarın ve eskimenin bir göstergesidir (Baba ve ark., 2021). Prepolimerize PMMA blokları, minimum gözenekliliğe sahip yüksek oranda yoğun reçineden yapılmıştır. CAD/CAM ile frezelenmiş protezlerin üretimi için önceden polimerize edilmiş PMMA bloğunun kullanılması, optik özellikler açısından umut verici olarak düşünülmüştür. Alp ve ark.'ları tarafından yapılan bir in-vitro çalışmada, CAD/CAM PMMA numunelerin kahve solüsyonunda bekletilmesi sonrası fark edilmeyen bir renk değişikliği olduğu sonucuna varmışlardır. Buna neden olarak da CAD/CAM PMMA'nın düşük su absorpsiyonuna ve hidrofilik özelliklerine bağlamışlardır (Alp ve ark., 2019).

Elastik Modül

Steinmass ve ark.'nın kontrol grubu olarak ısı polimerize ve otopolimerize olan akrilik numunelerin kullanıldığı çalışmalarında, 5 farklı CAD/CAM protez kaide

rezinin elastik modülüs değerlerine bakılmış ve CAD/CAM PMMA örneklerinin elastik modülüslerinin genel olarak kontrol gruplarından yüksek olduğu bulunmuştur (Steinmassl, 2018). Yüksek elastisite modülünün, yüksek sıcaklık ve basınç altında üretilen CAD/CAM PMMA diskinin fabrikasyon sürecinin sonucu olarak düşünülmektedir (Srinivasan ve ark., 2018). Yüksek elastisite modülü, daha az onarım ve daha yüksek kırılma mukavemeti ile ilişkilendirilmiştir (Steinmassl ve ark., 2018). Artan elastik modülü ve mukavemet, CAD/CAM protezlerinin özellikle palatal alanda 2 mm'lik uniform kalınlıkta frezelenmesine izin vermektedir. Protezlerin uniform ve ince kalınlığa sahip olması; protez hacmini düşürebilmekte, hastaya daha yüksek konfor ve doğal konuşma rahatlığı kazandırmaktadır (Koike ve ark., 2011).

Eğilme ve Kırılma Dayanımı

Pacquet ve ark.; CAD/CAM, basınçla kalıplama ve enjeksiyonla şekillendirme gibi 3 farklı teknikle üretilen kaide materyallerinin eğilme mukavemeti ve kırılma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Basınçla kalıplama yöntemiyle üretilen kaide materyallerinin en yüksek eğilme dayanımına sahip olduğu ancak kırılma bir davranış sergilediğini belirtmişlerdir. CAD/CAM PMMA'nın, enjeksiyon yöntemiyle üretilen akrilik kaide materyallerine göre ise daha iyi eğilme ve kırılma dayanımı sergilediği sonucuna varmışlardır (Pacquet ve ark., 2019).

CAD/CAM PMMA'nın ve geleneksel şekilde polimerize olan PMMA'nın yüzey özelliklerinin ve eğilme dayanımlarının karşılaştırıldığı bir çalışmada, CAD/CAM PMMA'nın daha yüksek eğilme mukavemetine sahip olduğu bulunmuştur (Arslan ve ark., 2018). Al-Dwairi ve ark.'nın yaptığı bu çalışmayı destekler nitelikteki bir başka çalışmada, test edilen her iki farklı CAD/CAM PMMA'nın, ısıyla polimerize edilmiş PMMA'a göre daha iyi eğilme dayanımına ve eğilme modülüne sahip olduğu sonucuna varılmıştır (Al-Dwairi ve ark., 2020).

2.3. Yumuşak Astar Polimerleri

Yumuşak astar polimerleri; sahip oldukları esneklik özellikleri ile tam ve bölümlü protezlerde protez üzerine gelen kuvvetlerin mukozaya eşit olarak dağıtılmasını sağlamak ve olası bir travmanın önüne geçmek amacıyla protezlerin doku yüzeylerine uygulanan elastik maddelerdir (Bal ve Yavuzylmaz, 2006).

Mukoza, kaide plağı ve kemik gibi iki sert doku arasında kalmakta ve proteze gelen kuvvetlerinin kemiğe iletilmesinde görev almaktadır. ığneme ile beraber oluşan aşırı kuvvetler, mukozanın kemik dokusu ile kaide plağı arasında sıkışmasına ve kemik atrofisi, rezorbsiyonu veya kemik andırkatları gibi durumlar mevcudiyetinde ağı ile sonuçlanmasına neden olmaktadır (alıkkocaoğlu, 2019). Yumuřak astar polimerleri, protez kullanımı sonucu oluşabilecek bunun gibi pek çok durumda çözüm olarak dūřünölmektedir (Brown, 1988).

Yumuşak astar polimerleri, protezin altında yastık görevi görerek gelen yükleri mukoza ve kemik yerine absorbe eder. Gelen kuvvetlerin miktarında herhangi bir değişim meydana getirmezken, asıl oluşan etki geriliminin mukoza ara yüzeyine daha dengeli dağılmasını sağlamaktadır (Braden ve ark., 1995). Yumuşak astarların bu etkiyi göstermeleri için belirli bir kalınlıkta olması gerekmektedir ve bu kalınlığın minimum 2-3 mm olması savunulmaktadır (Philips, 1991).

2.3.1. Yumuşak Astar Polimerlerinden Beklenen Özellikler

- Laboratuvar ve klinikte kolayca uygulanabilir özellikte olmalı,
- Toksik özellik göstermemeli, evre dokularda alerji ve irritasyon sebebi olmamalı,
- Esnekliğini uzun süre koruyabilmeli, yumuşaklığı kalıcı olmalı,
- Protez kaidesine iyi bağlanmalı ve kullanıma bağlı ayrılmamalıdır. Aynı zamanda kaidenin yapısını bozmamalı, kaideyi zayıflatmamalı, kaide de bozulmaya neden olmamalı,
- Kullanım sırasında kopmaya karşı koyabilecek yeterli yırtılma direncine sahip olmalı,
- Su emilimine neden olmamalı ve tükürük içerisinde özünörlüğü minimal olmalı,
- Temizliği kolayca yapılabilmesi, renk veren besinler tarafından rengi etkilenmemeli,
- İşlem yapılırken boyutsal değişimi minimum olmalı,

- Aşınmaya karşı dirençli olmalı ve çiğneme kuvvetleri altında kolay deforme olmamalı,
- Yüzeyinde bakteri ve mantar birikimine izin vermemeli,
- Uzun süre kullanılabilmesi için koku, şekil, renk ve boyutunda değişim olmamalı,
- Estetik olarak kabul gören bir renge sahip olmalı ve kaide rengiyle eşleşmeli
- Yüzey ıslanabilirliği iyi olmalı, viskozitesi uygun olmalı,
- Tamiri kolay olmalı, aşındırma ve cila işlemleri zor olmamalıdır (Qudah ve ark., 1990; Bal ve Yavuzılmaz, 2006; Çalikkocaoğlu, 2019).

2.3.2. Yumuşak Astar Polimerlerinin Kullanım Alanları

- Atrofik mukoza ve kronik ağrı vakalarında: Alveol kretlerinin ince bir mukoza ile kaplandığı, ileri derecede yumuşak doku kaybı ve kemik dokusunda rezorpsiyon görülen durumlarda akrilik kaideye sahip protezlerin neden olabileceği ağrının önlenmesinde kullanılmaktadır.
- Andırkatlı kretlere sahip hastalarda: Aşırı kemik andırkatları varlığında ve cerrahi endikasyon konulamayan vakalarda protezin tutuculuğunun artırılmasında ve rahat girişinin sağlanmasında kullanılabilmektedir.
- Alveolar kret düzensizlikleri bulunan hastalarda: Alveol kemiğinin yüzeyinin özellikle kret tepesi ve mylohyoid kenar gibi alanlarda bozulduğu durumlarda protezin rahatsız edici etkisinin azaltılması amacıyla kullanılmaktadır.
- Rölyef bölgelerinde: Toruslar ve bastırılabilirliği az olan median palatal sütür gibi rölyef gerektiren alanlarda kullanılabilmektedir.
- Ağız kuruluğu olan hastalarda: Ağız kuruluğu olan hastalarda, travmalara karşı daha hassas hale gelen mukozanın korunması amacıyla kullanılabilmektedir.

- Radyasyon tedavisi görmüş hastalarda: Radyoterapi görmüş hastalarda zayıflamış destek dokulara gelen yüklerin dağıtılmasında kullanılabilmektedir.
- Kronik vuruks ve ağrı şikâyetlerinin önlenmesinde: Aşırı rezorpsiyona bağılı olarak mandibular kanalın açığa çıktığı veya alveol krete çok yaklaştığı durumlarda ortaya çıkan ağrı şikâyetinin önlenmesinde kullanılabilmektedir.
- Destek dokularda sistemik rahatsızlıklara bağılı oluşan patolojik durumların etkilerinin azaltılmasında kullanılabilmektedir.
- Doğal dişlerin karşısında tam protez kullanan hastalarda: Doğal dişli bir kavsin karşısında yüksek çiğneme kuvvetine maruz kalan tek tam protezlerin üzerine gelen yükün hafifletilmesinde kullanılabilmektedir.
- Bruksizm vakalarında, çene ve yüz protezlerinde, implant cerrahisi sonrasında kullanılan geçiş protezlerinde, immediat protezlerde kullanılabilmektedir.
- Seçilmiş vakalarda hassas tutuculu protezlerin tutucu unsuru olarak kullanılabilmektedir (Qudah ve ark., 1990; Braden ve ark., 1995; Murata ve ark., 2002; Chladek ve ark., 2014; Elsyad ve ark., 2017; Dorocka ve ark., 2017; Yankova ve ark., 2019).

2.3.3. Yumuşak Astar Polimerlerinin Tarihi ve Sınıflandırılması

Kayıtlara geçen ilk yumuşak astar, Twitchel tarafından 1869 yılında uygulanan doğal kauçuktur. Ancak bu malzemenin yüksek su emilimi, gözenekli olması ve cilalama ile ilgili sınırlamaları gibi birçok dezavantajı ortaya çıkmıştır (Qudah ve ark., 1990).

1945 yılında Matthews, kronik mukozal yanma şikâyeti olan hastalarda kullanılmak üzere ilk sentetik reçineyi kullanmıştır. Bu reçineyi, polivinilklorid tozu ve di-n-bütilfitalat plastikleştiriciyi karıştırarak elde etmiştir. Ancak kısa sürede plastisizerin tükürükte çözündüğü ve su emdiği görülmüştür. Bunların sonucunda

materyal sertleşmiş ve buna bağlı olarak hasta memnuniyeti düşmüş, materyalin kullanımı azalmıştır (Qudah ve ark., 1990).

1940'ların sonlarında Lammie ve Storer, 35 birim metil metakrilat ve 65 birim butilester akrilik asit karışımından elde ettikleri materyali 'Plastupalate' ticari ismiyle kullanıma sunmuşlardır. Ancak, PMMA esaslı kaideyle bağlantısı ve abrazyona direncin düşük olması gibi dezavantajları nedeniyle kullanımı sınırlanmıştır. Daha sonra yumuşak akrilik polimerleri kullanıma girmiştir. Silikon (polidimetilsiloksan) esaslı yumuşak astar ürünleri ise 1960'larda kullanılmaya başlanmıştır (Qudah ve ark., 1991).

Yumuşak astar polimerlerinin geçmişi de dikkate alındığında, kronolojik gelişimleri süresince varyasyona uğradıkları, birçoğunun kullanımda olmadığı, bazılarının günümüze kadar ulaştığı ve hala ideal bir astar polimeri bulunması için araştırmaların devam ettiği görülmektedir. Bu amaçla hem mevcut yumuşak astar polimerleri geliştirilmekte, hem de yeni materyallerin üretimi için çalışılmaktadır (Qudah ve ark., 1990; Garcia ve Jones, 2004).

Yumuşak astar materyalleri;

- Kimyasal Yapılarına Göre
 - a. Doğal Kauçuk ve Türevleri
 - b. Polivinil Reçineler
 - c. Hidrofilik Polimerler
 - d. Poliüretanlar
 - e. Yumuşak Akrilikler
 - f. Silikon Esaslı Bileşimler
 - g. Polisülfazınlar
- Hazırlanış Şekillerine Göre
 - a. Oda sıcaklığında polimerize olanlar
 - b. Isıyla Polimerize olanlar

- Kullanım Amaçlarına Göre
 - a. Geçici amaçla kullanılanlar
 - b. Daimi amaçla kullanılanlar (Qudah ve ark., 1990; Zaimoğlu ve ark., 1993; Bal ve Yavuzylmaz, 2006; McCabe ve Walls, 2008; Hristov ve ark., 2017).

ISO, yumuşak astar polimerleriyle ilgili ISO 10139-1:2018 ve ISO 10139-2:2016 olmak üzere iki uluslararası standart yayınlamıştır. Kısa süreli kullanım 60 dakika ile 30 gün arasında kesintisiz bir süre kullanımı ifade ederken; uzun süreli kullanım minimum 30 gün ve üstü olarak kabul edilmektedir. Ancak kullanımları birkaç aydan yıllara kadar değişmektedir. Klinik olarak, kısa süreli yumuşak astar polimeri yaygın olarak doku düzenleyiciler ve geçici astarlar olarak kullanılmaktadır. Ayrıca, bazı materyaller fonksiyonel ölçü almak için de kullanılabilir. Doku düzenleyicisi olarak kısa süreli kullanımında, mukozayı olabildiğince çabuk sağlıklı bir duruma döndürmek amacıyla birkaç günde bir değiştirilerek kullanılmaktadır (ISO 2016-2018).

Akrilik ve silikon esaslı yumuşak astarlar günümüzde daha sıklıkla tercih edilmektedir (Madan ve Datta, 2012). Literatürde kabul edilen sınıflama; materyalin kimyasal yapısına, polimerizasyon şekline ve kullanım alanlarına göre beş grupta yapılmaktadır (Qudah ve ark., 1990; Chladek ve ark., 2014; Yankova ve ark., 2019).

1. Isı ile polimerize olan akrilik rezinler
2. Kendiliğinden polimerize olan (otopolimerize) akrilik rezinler
3. Isı ile polimerize olan silikonlar
4. Kendiliğinden polimerize olan (otopolimerize) silikonlar
5. Doku düzenleyiciler

Işıkla sertleşen yumuşak astar materyalleri bu sınıflamaya altıncı grup olarak eklenebilmektedir (Chladek ve ark., 2014; Yankova ve ark., 2019).

2.3.3.1.Doku Düzenleyiciler

Doku düzenleyiciler proteze hasta başında uygulanabilen ve 2-3 günde bir tekrarlanması gereken materyallerdir (Qudah ve ark., 1990; Garcia ve Jones, 2004). PMMA polimer taneciklerinden oluşan toz ile etil alkol butilfitalil ve butil glikolat içeren likitten oluşmaktadır. Toz ile likitin karıştırılmasını takiben astar 24-36 saat süresince akıcılığını korur ve dokuların şeklini alır. Uyumsuz protez kullanımına bağlı zarar gören ağız dokularını, protez yenileninceye veya daimi astarlama işlemi yapıncaya kadar eski sağlığına kavuşturmak amaçlanmaktadır (Walls, 2008; Saitoh ve ark., 2010).

2.3.3.2. Akrilik Esaslı Yumuşak Astar Polimerleri

Akrilik esaslı yumuşak astar polimerlerinin kendiliğinden polimerize ve ısı ile polimerize olmak üzere iki türü bulunmaktadır. Kendiliğinden polimerize olan akrilik rezin genellikle kısa süreli kullanıma uygunken, ısı ile polimerize olan türleri daha uzun süreli kullanımlarda tercih edilmektedir (Qudah ve ark., 1990).

Hem kendiliğinden polimerize olan hem de ısı ile polimerize olan akrilik rezinler toz/likit sistemleri şeklinde bulunmaktadır. Tozun içeriğinde akrilik polimerler ve kopolimerler bulunurken, likit kısmı metilmetakrilat monomer ve bir plastikleştirici ajan içermektedir. Plastikleştirici ajan olarak genellikle di-n-butilfitalat kullanılmakta ve polimerin sıvıdan katıya geçişini ağız sıcaklığının altında tutması amaçlanmaktadır. Bu sayede astar materyali ağız sıcaklığında yarı sıvı halde dolayısıyla yumuşak kıvamda kalır (Chladek ve ark., 2014). Plastikleştiricilerin zaman içerisinde çözünmesi ve elastisite kaybı, akrilik esaslı yumuşak astarlarda karşılaşılan en önemli sorunlardan biridir (O'Brien, 2002). Hem astar materyalinin hem de kaidenin akrilik içerikte olması ve kimyasal olarak benzer özellik göstermelerinden dolayı bağlantı için ek bir adezive ihtiyaç duyulmamaktadır (Garcia ve Jones, 2004; Rodrigues ve ark., 2013; Chladek ve ark., 2014).

2.3.3.3. Silikon Esaslı Yumuşak Astar Polimerleri

Silikon esaslı yumuşak astarlar, astar materyalleri arasında en iyi özelliklere sahip polimerlerdir. 1900'li yıllarda keşfedilmiş ancak endüstride 1930'lu yıllarda kullanıma geçmiştir. Alexander tarafından 1947 yılında ilk olarak alanında

kullanılmıştır. Ayrıca diş hekimliğinde uygulamaları 1955 yılında Kuck tarafından başlatılmıştır (Garcia ve Jones, 2004; Çalikkocaoğlu, 2019).

Silikon esaslı yumuşak astar polimerleri de, oda sıcaklığında polimerize olan ve ısı ile polimerize olmak üzere ikiye ayrılmaktadır.

Isı ile polimerize olan silikon esaslı yumuşak astarlar piyasada tek pat halinde bulunmakta ve pat temel olarak polimetilsiloksan polimerlerinden oluşmaktadır. Polimetilsiloksan visköz bir sıvıdır ve elastik özellikleri güçlendirmek için çapraz bağlar yapmaktadır, ayrıca yapıya çapraz bağ ajanı olarak bir alkil silan bileşiği de eklenmektedir. Patın içinde, silika inert doldurucular ve ısıyla polimerizasyonu başlatması için serbest radikal indikatörü olarak benzol peroksit kullanılmaktadır (Qudah ve ark., 1990; Braden ve ark., 1995; Walls, 2008).

Oda ısısında polimerize olan silikon esaslı yumuşak astarlar, ilave ve kondanse tip olmak üzere iki şekilde bulunmaktadır. Kondanse polimerize tip genellikle pat ve likitten oluşurken, ilave polimerize olanlar aynı ölçü almada kullanılan ürünlere benzeyen şekilde 2 pat halinde bulunmaktadır.

Bu patların genelde tabanca yardımıyla eşit şekilde homojen olarak karıştırılması sağlanmaktadır. Oda ısısında polimerize olan silikon esaslı yumuşak astarlar daha az sayıda çapraz bağlanma göstermektedirler. Kullanım sırasında şişme, fiziksel yapısında bozulmalar, protez temizleyicilerinden aşırı etkilenme gibi dezavantajlara sahiptirler (O'Brien, 2002; Bal ve Yavuzylmaz, 2006).

Silikon esaslı yumuşak astarlar, yapıları gereği elastik özelliklere sahip olduklarından dolayı takviye bir plastikleştirici ajana ihtiyaç duymazlar fakat kopma dirençlerinin düşük olması ve kaide materyaliyle yeterli bağlantı gücü olmadığından dolayı ek bir adeziv ajan kullanımı gerekmektedir (Schmidt ve Smith, 1983; Braden ve ark., 1995; Walls, 2008; Anusavice ve ark., 2013).

2.3.4. Silikon ve Akrilik Esaslı Yumuşak Astar Polimerlerinin Arasındaki Farklılıklar

Protezleri astarlamak için en çok tercih edilen iki astar materyali arasındaki belirgin farklılıklar şöyle sıralanabilir;

- Daimi yumuşaklık farkı: Akrilik esaslı yumuşak astar materyalleri, plastikleştirici takviyesi ile cam geçiş ısısı (Tg) düşürülmüş metakrilat esaslı polimerlerdir. Plastikleştiricinin zamanla salınması nedeniyle esnekliklerini kaybetmektedirler. Silikonlar doğal yapılarından dolayı yumuşaktır ve yumuşaklıklarını daha uzun süre sürdürebilmektedirler (Mese ve Güzel, 2008; Araújo ve Basting, 2018)
- Kaide plağıyla bağlantı: İçeriklerinin benzer yapıda olmalarından dolayı akrilik esaslı yumuşak astar maddeleri ile akrilik kaide ara yüzündeki bağlantı daha kolay sağlanmaktayken, silikon esaslı yumuşak astar maddelerinde bağlantı adeziv ilavesine gereksinim duymaktadır (Qudah ve ark., 1990; Qudah ve ark., 1991; O'Brien, 2002; Pinto ve ark., 2002; Sertgöz ve ark., 2002).
- Su emilimi farkı: Akrilik esaslı yumuşak astar polimerleri içeriğindeki plastikleştirici ajanların zamanla yapıdan ayrılması nedeniyle daha fazla su emilimi yapmaktadır (Hayakawa ve ark., 2003).
- Mantar üremesi farkı: Akrilik içerikli yumuşak astar maddeleri daha çok bakteristatik etkiye sahiplerken, silikon içerikli olanlarda mantar tipi bakterilerin üremesi daha sıklıkla gözlenmektedir (Kurtulmuş ve ark., 2010; Vural ve ark., 2010).
- Yırtılma direnci ve elastisite farkı: Silikon esaslı yumuşak astar materyalleri, akrilik esaslı olanlara göre daha elastiktir ve daha yüksek yırtılma direncine sahiptirler. Bu özelliklerinden dolayı kemik andırkatı olan alanlarda daha sıklıkla tercih edilmektedirler (Braden ve ark., 1995; O'Brien, 2002).
- Protez temizleyicileriyle etkileşim: Protez temizleyicileri hem akrilik hem de silikon esaslı yumuşak astar polimerleri için zarar verici olabilmektedir. Özellikle oksijen salınımı yapan protez temizleyicileri akrilik esaslı yumuşak astarların yüzeyine zarar verirken; fırçalama ile yapılan temizlik ise silikon esaslı yumuşak astarların bağlantısını bozabilmektedir (Walls, 2008).
- Kullanım ömürleri: Yapılan klinik çalışmalarda silikon esaslı yumuşak astar polimerlerinin ortalama ömrünün, akrilik esaslı yumuşak astar polimerlerinden anlamlı derecede daha fazla olduğu saptanmıştır. Buna neden olarak akrilik

esaslı yumuşak astar polimerler viskoelastik özelliklerini, silikon esaslı yumuşak astarlara göre daha hızlı kaybetmeleri gösterilmektedir (Schmidt ve Smith, 1983). Akrilik esaslı astar polimerlerinin kısa ömürlü olmasına sebep yüzey özelliklerinin kısa sürede bozulmasıdır. Silikon astar polimerlerinde ise protez kaidesiyle olan bağlantı problemi ve kaidenin aşırı incelmelerinden dolayı görülen kırılmalar başarısızlıkla sonuçlanmaktadır (Ayдын ve ark., 1999).

2.3.5. Yumuşak Astar Maddelerinde Karşılaşılan Problemler

- Astar yüzeyinin bozulması: Astar materyalinin yüzey bütünlüğünün kaybı ve buna bağlı oluşan yüzey pürüzlülüğü; besin maddelerinin difüzyonuna, mantar gibi patojenik mayalar ve mikroorganizmaların kolonizasyonuna elverişli bir ortam sağlamaktadır (Skupien ve ark., 2013; Susewind ve ark., 2015; Dorocka ve ark., 2017).
- Kaide kırıkları: Akrilik polimerler, protetik tedavide en sık tercih edilen kaide materyali olmasına rağmen mekanik özellikleri yeterli değildir. Özellikle kretler arası mesafenin yetersiz olduğu ve protezin minimum kalınlıkta hazırlandığı durumlarda uygulanacak astar, limitli kalınlığa sahip kaidenin daha da incelmelerine neden olarak kırılma eğilimini artıracaktır (Takahashi ve Chai, 2001; Tokgoz ve ark., 2019).
- Su absorpsiyonu ve boyutsal değişim, zamanla sertleşmeleri: Akrilik esaslı astar materyalleri suya daldırıldığında, etil alkol ve plastikleştiriciler suya sızmaktadır ve su polimer tarafından absorbe edilmektedir. Su emilimi sonucu malzemenin esnekliği, viskoelastik özellikleri ve boyutsal stabilitesi etkilenmektedir. Akrilik astarlar, plastikleştirici ajanlarının suya salınmasıyla birlikte zamanla sertleşmektedirler. Silikon esaslı olanlar ise su emiliminden daha az etkilenmektedirler (Hiroshi ve ark., 2001; León ve ark., 2005).
- Renk değişimi: Astar materyallerinin renk değişim mekanizması henüz aydınlatılamamış olsa da; bu değişimin, içindeki boyaların çözünürlüğü ve bozulması, yüzey pürüzlülüğü, su ve boyaların emilimi, ayrıca dehidrasyon ve renkli oksit oluşumu ile sonuçlanan karbon-karbon çift bağlarının

oksidasyonunun neden olabileceği belirtilmiştir (Imirzalioglu ve ark., 2010; Leite ve ark., 2010; Nowakowska ve ark., 2016).

- Temizleme zorluğu: Astar materyallerinin normal protez temizleme prosedürleriyle temizlenmesi zordur. Yumuşak fırçalar ile yapılan mekanik temizliğin yanında protez temizleyicileriyle yapılan kimyasal temizliğin kombine kullanımı önerilmektedir (Işık, 2020).
- Kaide plağında ayrılma: Astar materyalinin, akrilik kaide polimerlerinden ayrılması veya yırtılması en sık karşılaşılan problemdir. Bu iki madde arasında güvenilir bir bağ kurmak için çalışmalar devam etmektedir (Braden ve ark., 1995; Özdemir ve Özdoğan, 2018; Muddugangadhar ve ark., 2020).

2.4. Yumuşak Astar Akrilik Kaide Materyali Bağlantısı

2.4.1. Yumuşak Astar Materyallerinin Akrilik Kaide ile Bağlantısının Değerlendirilmesinde Kullanılan Kavramlar

2.4.1.1. Adezyon ve Kohezyon

Adezyon kuvveti, birbirleri ile ilişkide olan farklı materyallerin molekülleri arasında oluşan çekim kuvvetidir. Kohezyon kuvveti ise tek bir yapının kendi benzer molekülleri ve atomları arasında meydana gelen çekimdir. İki materyali bağlayan ajana adeziv, materyallerin bağlantı yüzeylerine ise aderent denilmektedir. Aderentle adezivin birleştiği alan ise arayüz olarak ifade edilmektedir. Adeziv ajanın bağlantı yeteneği viskozite, ıslatılabilirlik ve bağlantı yüzeyinin özelliklerine bağlıdır. Adeziv uygulaması sırasında bağlantı yüzeylerinin temiz ve yağsız olması serbest yüzey enerjisinin artırılması için önemlidir (Vannort, 2002; Sakaguchi ve Powers, 2019).

Adezyon mekanik, fiziksel, kimyasal veya daha sıklıkla bu mekanizmaların kombinasyonu şeklinde gerçekleşmektedir. Mekanik adezyonda bağlantı, adezivin bağlantı arayüzündeki girinti ve çıkıntılara tutunması yoluyla gerçekleşmektedir. Fiziksel adezyonda ise bağlantı iki yüzey arasında Van der Waals bağları ile oluşan çekim kuvveti ile sağlanmaktadır. Bu şekilde oluşan bağlantı hızlı gerçekleşmekte ve geri dönüşebilmektedir. Kimyasal adezyonda bağlantı, kovalent ve iyonik bağlarla

kurulmakta ve diğer bağlantı şekillerine göre daha kuvvetli bağ oluşturmaktadır (Sakaguchi ve Powers, 2019).

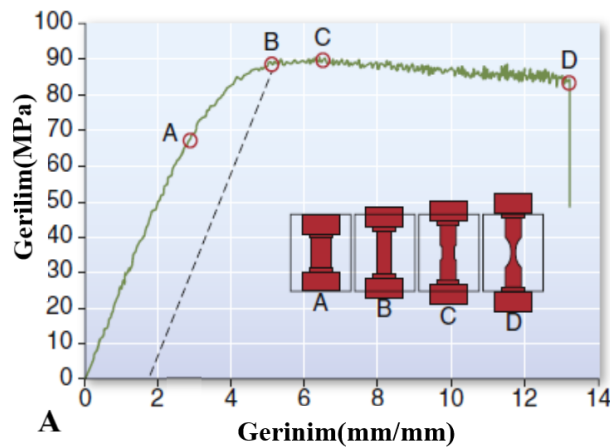
2.4.1.2. Gerilim ve Gerinim

Gerilim, bir cisme dışarıdan uygulanan kuvvetlere karşı, cisimde meydana gelen eşit şiddette ve zıt yöndeki kuvvetlerdir. Bir cisme kuvvet uygulandığında kuvvetin yönüne göre çeşitli stres türleri ortaya çıkabilir. Çekme gerilimi, basma gerilimi ve bunların kombinasyonu ile oluşan makaslama gerilimi basit gerilim şekilleri olarak ifade edilmektedir. Bu tür gerilimler, çeşitli malzemelerin özelliklerini değerlendirmekte kullanılmaktadır. Bükülme ve torsiyonel deformasyon ise karmaşık gerilim şekillerine örneklerdir (Anusavice ve ark., 2003; Powers ve Wataha, 2015).

Her stres türü, cisimde farklı türde bir deformasyon meydana getirmektedir. Çekme kuvvetinden kaynaklanan deformasyon, uygulanan kuvvet ekseninde bir uzama iken; basma kuvvetinden kaynaklanan deformasyon, cismin yükleme ekseninde sıkışma veya kısalımadır. Gerinim(ϵ), cismin yüke maruz kaldığında orijinal uzunluğuna (L_0) göre uzunluğundaki ($\Delta L=L-L_0$) değişiklik olarak tanımlanmaktadır. Gerilimin birimi yoktur ve yüzdeyle ifade edilmektedir (Sakaguchi ve Powers, 2019).

$$\text{Gerilim} = \text{Deformasyon} / \text{Orijinal uzunluk}$$

$$\epsilon = \Delta L / (L - L_0) / L_0$$



Şekil 2.3. Çekme gerilimine maruz kalan materyalin varsayımsal gerilim-gerinim grafiği(A) ve gerilim-gerinim grafiğinde elastik ve plastik deformasyon alanlarının gösterilmesi (B) (Sakaguchi ve Powers, 2019)

Gerilim/gerinim grafiğinde, belli bir alana kadar (A) gerilim arttıkça gerinim de doğru orantılı şekilde artmaktadır (Şekil 2.3). Doğru orantının bozulduğu en yüksek gerilim değeri orantısal limit (proportional limit) olarak tanımlanmaktadır. Bu limitin altında kalan gerilimlerde, cismin üzerindeki kuvvet kaldırıldığında eski haline dönecek ve kalıcı deformasyon izlenmeyecektir. Ancak nesne bu sınırın üzerinde bir gerilime maruz kalırsa, kalıcı ve geri döndürülemez bir gerinme meydana gelecektir (Sakaguchi ve Powers, 2019).

Bir cisme daha yüksek kuvvetler uygulandığında, cisimde kırılma veya kopma meydana gelecektir. Gerilim-gerinim grafiğinde kırılma veya kopmanın gerçekleştiği andaki gerilim değerine ‘nihai gerilim’ denmektedir. Bu değer çekme kuvvetine karşı elde ediliyorsa ‘çekme gerilimi’, baskı kuvveti ile sağlanıyorsa ‘basma gerilimi’ denmektedir (Sakaguchi & Powers, 2019). Gerilim şu şekilde ifade edilir: $S=F/A$ (S: Gerilim, F: Kuvvet, A: Alan).

Gerilimin birimi pascal (Pa)’dır. 1m²’lik alana 1 Newton (N)’luk kuvvetin uygulanması ile oluşmaktadır (1Pa=1N/m², 1MPa=10⁶ Pa).

2.4.1.3.Reziliens

Esneklik, bir malzemenin kalıcı deformasyona karşı direncidir. Malzemeyi orantısal sınıra kadar deforme etmek için gerekli enerji miktarını göstermektedir. Yüksek reziliense sahip maddeler, deformasyona uğramadan oldukça yüksek miktarda enerjiyi absorbe edebilmektedirler. Esneklik, gerilim/gerinim eğrisinde orantısal limite kadar olan bölgenin alanı ile hesaplanmaktadır (Anusavice ve ark., 2003; Sakaguchi ve Powers, 2019).

2.4.1.4.Bağlantı Dayanımı

Kaide ile yumuşak astar arasındaki bağlantı, adezyonla gerçekleşmektedir. Bu bağlantıyı ortadan kaldırmak için gereken maksimum gerilmeye ‘direnc’ denilmektedir. Direnc, gerilme cinsine göre çekme direnci, basma direnci ve makaslama direnci olarak ifade edilmektedir. Bağlantı direnci, uygulanan kuvvetin birim alanına bölünmesi (N/mm²) ile elde edilmektedir (Anusavice ve ark., 2003; McCabe ve Walls, 2008).

2.4.2. Yumuşak Astar Materyalleriyle Akrilik Kaide Arasındaki Bağlantı Kuvvetini Arttırmaya Yönelik Yüzey İşlemleri

2.4.2.1. Al₂O₃ Partikülleriyle Kumlama

Kumlama; diş hekimliğinde kullanılan metal, seramik ve polimer materyallerinin bağlantı yüzeylerini pürüzlendirmek amacıyla uygulanan basit olduğu kadar etkili bir yöntemdir (Silthampitag ve ark., 2016). Bu yüzey işlemi, materyalin yüzey alanını, yüzey enerjisini ve ıslanabilirliğini artırmasının yanında yüzeydeki kontamine alanlarında uzaklaştırılmasına yardımcı olmaktadır (Rocha ve ark., 2016). Diş hekimliğinde kumlama işlemi için; düşük maliyetli olmaları, sertlikleri ve şekilleri nedeniyle çoğunlukla 50-250 µm boyutlarındaki Al₂O₃ partikülleri tercih edilmektedir (Karthigeyan ve ark., 2019). Kumlama işlemi, Al₂O₃ partiküllerinin aderent yüzeyine belirli bir mesafe ve basınç ile püskürtülmesi şeklinde uygulanmaktadır.

Elde edilecek yüzey pürüzlülüğünün derecesi; uygulama süresi, mesafe ve uygulama şekline bağlı olarak değişmektedir. İşlem sonucu pürüzlendirilmiş ve artırılmış yüzey alanı sayesinde mikro-mekanik kilitlenme daha fazla sağlanacaktır (Ourahmoune ve ark., 2014).

Akrilik protez polimerlerinin yumuşak astar materyallerine bağlantısının değerlendirildiği ve akrilik polimerin adarent yüzeyi için kumlama amacıyla 50 µm gibi küçük boyutlarda Al₂O₃ kullanıldığı çalışmalarda, kumlama gruplarında bağlantı dayanımı kontrol gruplarına göre düşük değerler sergilemiştir (Akin ve ark., 2011; Surapaneni ve ark., 2013; Gundogduve ark., 2014). Bu sonuç, akrilik polimer ile astar materyali arasında oluşan streslere bağlanmıştır (Amin ve ark., 1981). Bununla beraber kumlama ile elde edilen pürüzlülük boyutunun, astar materyalinin akriliğe nüfuz etmesine izin verecek derecede olmadığı bulunmuştur (Jacobsen ve ark., 1997). Ancak bazı çalışmalarda; kumlama amacıyla daha büyük boyutlarda Al₂O₃ partiküllerinin kullanılması, akrilik reçine ile astar materyalinin mekanik olarak kilitlenmesine yardımcı olan düzensizlikler oluşturarak bağlantı dayanımını artırdığı gösterilmiştir (Khanna ve ark., 2015; Nakhaei ve ark., 2016).

2.4.2.2. Asitle Pürüzlendirme

Yüzeyi modifiye etmek amacıyla sıklıkla güçlü asit ve alkali solüsyonların materyalin yüzeyine uygulandığı kimyasal pürüzlendirme işlemidir. Kimyasal dağlama sonrasında materyalin bağlantı yüzeyinde hem fiziksel hem de kimyasal değişiklikler meydana gelebilmektedir. Asitle dağlama işleminde, yüzeyde mikro-mekanik tutuculuk sağlayacak pürüzlü alanların elde edilebilmesi amaçlandığı kadar, yeni kimyasal fonksiyonel grupların oluşturulması da amaçlanmaktadır (Kim ve ark., 2005; Hallmann ve ark., 2012; Kurtz, 2019). Kimyasal ajanlar; protez kaidesinde oluşturduğu düzensizlikler sayesinde astar materyalinin mekanik olarak kilitlenmesini kolaylaştırarak, iki materyal arasındaki bağ kuvvetini artırmaktadır (Jacobsen ve ark., 1997).

Gündoğdu ve arkadaşları, protez kaidelerinin %36 fosforik asit ile aşındırılmasının, bağ kuvvetini arttırmada optimal olduğu sonucuna varmışlardır (Gundogdu ve ark., 2014).

Meta analiz sonuçları, akrilik polimerlerin farklı yüzey işlemleri sonrasında astar materyalleriyle bağlantısının çekme testiyle değerlendirildiği çalışmalarda kimyasal ajanların diğer yüzey işlemlerine göre daha etkili olduğunu göstermektedir. İncelenen literatürün çoğu, kimyasal ajanların diğer yüzey işlemlerinden daha etkili olduğunu bildirirken (Sarac ve ark., 2006; Zhang ve ark., 2010; Gundogdu ve ark., 2014; Akın ve ark., 2014), birkaç çalışma etkisiz olduğunu veya diğer prosedürlere benzer sonuçlar verdiğini belirtmektedir (Gupta, 2010; Zhang ve ark., 2011; Surapaneni ve ark., 2013; Özdemir ve Özdoğan, 2018).

2.4.2.3.Lazer ile Yüzey Modifikasyonu

Lazer, uyarılmış radyasyon emisyonu ile ışık şiddetinin güçlendirilmesi olarak tanımlanmaktadır ve bu terim ‘Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation’ kelimelerinin baş harflerinden oluşmaktadır. Lazerler kullanılan ortamın tipine göre gruplandırılmaktadırlar (Haley ve Pratt, 2017).

1960 yılında yakut lazerin Maiman tarafından geliştirilmesinden bu yana lazerler tıpta ve diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır (Ersu ve ark., 2009). Son zamanlarda lazerlerin, materyallerin yüzeyini değiştirmek ve ıslanabilirliği artırabilmek için nispeten güvenli ve kolay bir yol sağladığı gösterilmiştir (Usumez ve ark., 2004). Lazer ile yapılan yüzey modifikasyonu, yüzeyleri pürüzlendirmek ve

bağlantı yüzeyindeki adezyonu geliştirmek amacıyla uygulanan fiziksel bir yüzey işlemi olarak adlandırılmaktadır. Yüzey özelliklerini, kimyasal içeriği ve materyalin mikro yapısını değiştirebilmektedir; böylece yüzeyin bağlantı özelliklerini geliştirmektedir (Rotel ve ark., 2000; Henriques ve ark., 2018). Lazer uygulamasında yüzey modifikasyonunun, uygulanan lazerin tipi, dalga boyu, atım sayısı, enerji ve güç çıkışı gibi lazer parametrelerine bağlı olduğu bildirilmiştir (Joglekar ve ark., 2004).

Yüksek enerjili lazer ışınları akrilik protez kaidesine çarptığında, akrilik reçinenin hacimsel olarak genişlemesi ve bununla beraber suyun yapıdan uzaklaşması gerçekleşmektedir. Bu alandaki yüzeyin ablasyonu yüzey alanında artışa neden olmaktadır. Taramalı elektron mikroskopları (SEM) ile, oluşturulan bu düzensizliklere veya boşluklara astarın nüfuz ettiğini ve böylece bağ gücünü arttırdığı doğrulanmıştır (Akin ve ark., 2013).

2.4.2.4. Yüzeye MMA Monomer Uygulaması

Yüzeyi modifiye etmek amacıyla MMA monomer ajan kullanımı birçok çalışmada kimyasal ajan olarak kullanılmıştır (Kulkarni ve Parkhedkar, 2011; Surapaneni ve ark., 2013; Cavalcanti ve ark., 2014). Saraç ve ark. (2005) yaptıkları bir çalışmada, monomer ve aseton uygulamasının yüzeydeki çatlakların ilerlemesine ve yaklaşık 2 mm çapında çukurlar oluşumuna neden olduğunu bulmuşlardır. Akrilik protez kaide polimerleri, monomer uygulanması sonucu şişmekte ve astar materyalinin çukurcuklara ve çatlaklara daha rahat ilerlemesi sonucu bağ kuvveti artmaktadır (Saraç ve ark., 2004). Sonuç olarak MMA monomeri, astar materyalinin polimer zincirinin derinliklerine penetrasyonunu kolaylaştırma yeteneğine sahiptir (Surapaneni ve ark., 2013).

Cavalcanti ve ark. (2014), 180 saniye MMA uygulamasının akrilik kaide ile astar materyali arasındaki bağ kuvvetini anlamlı derecede arttırdığını ortaya koymuşlardır. Monomer uygulanan yüzeyler SEM’de incelendiğinde, akrilik yüzeylerin kontrol gruplarına göre daha temiz ve yumuşak olduğu ve monomerin bağ güçlendiren depolimerize bir yüzey oluşturduğu gözlenmiştir.

2.4.2.5. Oksijen Plazma ile Yüzey Modifikasyonu

‘Şekillendirilebilen madde’ anlamına gelen plazma; katı, sıvı ve gazdan sonra maddenin dördüncü hali olarak bilinmektedir. Plazma formu Amerikalı kimyager ve fizikçi Irving Langmuir tarafından 1928 yılında tanıtılmıştır (Tonks ve Langmuir, 1929). Oldukça hareketli, atomik, moleküler, iyonik ve radikal türlerden oluşmakta olan plazma; fizikte esasen eşit pozitif ve negatif yük yoğunluğuna sahip iyonize bir gaz formu olarak kabul edilmektedir (Stawarczyk ve ark., 2017). Plazma elektrotlarla, sıcak bir filaman aracılığıyla çıkan radyo frekansı, mikrodalga veya elektronlar tarafından alternatif bir elektrik alan oluşturularak uygulanabilmektedir. Plazma uygulama sırasında gerçekleşen reaksiyonlar serbest radikal kimyasına dayanır ve plazma işlemi en kararlı polimerlerde bile yüksek miktarda serbest radikal oluşturma eğilimindedir (Liston, 1989). Plazmalar; üretim şekilleri, uygulandıkları basınç ve sıcaklık aralıkları ve kullanılan işlem gazlarının tipine göre sınıflandırılabilirler (Stawarczyk ve ark., 2017).

Zhang ve ark. (2010), oksijen plazma tedavisinin akrilik kaide polimerleri ile yumuşak astar arasındaki çekme bağlantı dayanımına etkisini değerlendirmişler ve kontrol grubuna göre artmış bağlantı dayanım değerleri ortaya çıktığını bildirmişlerdir. Oksijen plazma uygulama sonucu yüzeyde oluşan CeO ve C=O grupları yüzey hidrofilitasını arttırmaktadır. Reaktif gruplar yüzeydeki bağları açmakta, yüzey enerjisini ve dolayısıyla ıslanabilirliği arttırmaktadır. Bunların sonucu olarak yumuşak astar materyalinin protez kaidesinin yüzeyindeki düzensizliklere nüfuuz etmesi kolaylaşmaktadır (Chan ve ark., 1996; Chen ve ark., 2003; Lim ve ark., 2003; Xu ve ark., 2003).

2.4.3. Yüzey Analiz Yöntemleri

2.4.3.1. Stereomikroskop

1671 yılında Fransız bir bilim adamı tarafından geliştirilen ve gözle görülen nesnelerin belirli bir dereceye kadar görüntüsünü yakınlaştıran bu mikroskop, küçük büyütmelemlerle derinlikli görüntü elde edilmesini sağlamaktadır. Her iki yönden farklı açılarla cismin görüntülenmesini sağlayabilme özelliği ile ışık mikroskopundan ayrılır ve bu özellik sayesinde nesne üç boyutlu bir derinlik kazanmaktadır (Whitehead ve ark., 1995).

2.4.3.2.Profilometre

Nesnelerin yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesinde en sık tercih edilen cihazlardan biridir. Cihazın çalışma prensibi; incelenecek alandaki yüzey anatomisinin hassas bir uç tarafından taranması ve yüzey pürüzlülüğü ile ilgili verilerin dijital olarak hesaplanıp kaydedilmesi esasına dayanmaktadır. Profilometre cihazlarının, iki boyutta ölçüm yapabilen mekanik ve üç boyutta ölçüm yapabilen optik olmak üzere iki türü mevcuttur (Seymen ve ark., 1996; Joniot ve ark., 2006). Mekanik profilometre cihazı, daha çok derin ve delikli yüzeylere sahip cisimlerin pürüzlülüğünü değerlendirilmesinde kullanılmaktadır. Bu cihazların, doğrudan temasa ihtiyaç duymaları nedeniyle ölçüm hızının yavaş olması ve pürüzlülüğün az olduğu durumlarda sensör çözünürlüğünün yetersiz kalması gibi dezavantajlarından dolayı optik ölçümlere ihtiyaç duyulmaktadır (Luk ve ark., 1989). Optik cihazlar, yüzey pürüzlülüğünün temassız bir şekilde incelenmesine izin verir ve bu özelliklerinden dolayı kontakt profilometrelerden daha hızlıdır (Mital ve ark., 2019).

2.4.3.3.Atomik Kuvvet Mikroskopu

Bu mikroskop; yüzeyin yüksek çözünürlükte üç boyutlu görüntülerini alırken, bunun yanında örneğin yüzeyine yakınlığının yarattığı kuvvetin, atomik boyutlara sahip keskin bir uç ile ölçülmesi sayesinde yüzey pürüzlülüğü hakkında rakamsal veri sağlamaktadır (Binnig ve ark., 1986). Atomik kuvvet mikroskopunda; örneklerin renklendirme, kurutma ve kaplama gibi herhangi bir yüzey hazırlığına ve vakumlu bir ortama ihtiyaç duymadan görüntüsünün sağlanabilmesi önemli bir avantajdır. Bunun yanında ölçümün tekrarlanamaması, andırkatlı alanların belirlenememesi ve pahalı sistemler olması dezavantaj olarak görülmektedir (Gadegaard, 2006; Ebeling ve Solares, 2013).

2.4.3.4.Taramalı Elektron Mikroskopu (SEM)

Bu sistem temelde, örnek yüzeyinin bir elektron demeti ile taranması esasına dayanmaktadır. İşlemin gerçekleşebilmesi için görüntü alınacak cismin iletken olması veya işlem öncesinde altın püskürtülerek iletken bir kaplama yapılması gerekmektedir. Kaynaktan yayılan elektronların iletken olan yüzeyle etkileşimi, ikincil elektronları ortaya çıkarmaktadır. Bu elektronların özel dedektörler aracılığıyla algılanmasıyla

meydana gelen görüntüler, taranan yüzeyin bileşimi, yapısı ve topografisi ile ilgili bilgi vermektedir. Dedektör tarafından algılanan elektron sayısı artıka parlaklık artarken, algılanan elektron sayısının azaldığı bölgelerde karanlık alanlar gözlenmektedir. Çok büyük magnifikasyonlarda, yüksek çözünürlükte görüntüler alınabilmektedir. İncelenecek örneklerin ek yüzey hazırlığı gerektirmesi ve sadece vakumlu ortamda görüntülerin elde edilebilmesi sistemin dezavantajlarıdır (Bona ve ark., 2002; Meerbeek ve ark., 2003; Valandro ve ark., 2005).

2.4.4. Bağlantı Dayanımını Değerlendirmede Kullanılan Yaşlandırma Yöntemleri

2.4.4.1. Suda Bekletme ile Yaşlandırma

Test örneklerinin 37°C suda belirli bir süre bekletilmesi ile uygulanan bu yöntem, en sık uygulanan yaşlandırma yöntemidir (Frankenberger ve ark., 2015).

2.4.4.2. Yapay Tükürük İçerisinde Yaşlandırma

Test örneklerinin farklı ısı ve sürelerde, yapay tükürük içerisinde bekletilmesi ile uygulanan yaşlandırma yöntemidir (Sailer ve ark., 2012; Menon ve ark., 2016).

2.4.4.3. Termal Siklus ile Yaşlandırma

Yumuşak astar materyalleri, ağız ortamında değişik sıcaklıklara maruz kalmaktadır. Bu sıcaklık değişimleri, astar materyalinin mekanik ve fiziksel özellikleri üzerinde zararlı etkiye neden olmakta ve klinik kullanımlarını sınırlandırmaktadır (Rajaganesh ve ark., 2016). Termal siklus uygulaması, yumuşak astar materyali ile protez kaidesi arasında tekrarlayan genişleme ve büzülmeye neden olmaktadır. Bunun sonucunda protez astar bağlantı arayüzünde stres birikimi ve termal hacimsel değişiklikler gözlenmektedir (Minami ve ark., 2004). Termal siklus uygulaması, farklı ısısal parametrelerle yapılabilmesine rağmen sıklıkla 5-55°C'lik döngülerle uygulanan bir yaşlandırma yöntemidir (Özcan ve Vallittu, 2003; Smielak ve ark., 2015; Elsaka, 2018). Ağız ortamını simüle etmek için yumuşak astar materyallerinin termal döngüye tabi tutulması birçok çalışmaya dahil edilmiştir (Kulak Ozkan ve ark., 2003; Tugut ve ark., 2012; Nakhaei ve ark., 2016). Hastaların günde 3 kez beslendiği varsayımından

yola çıkılarak, 3000 devirlik bir termal siklus rejiminin 3 yıllık protez kullanımına eşdeğer olduğu rapor edilmiştir (Botega ve ark., 2008).

2.4.4.4.Mekanik Siklus ile Yaşlandırma

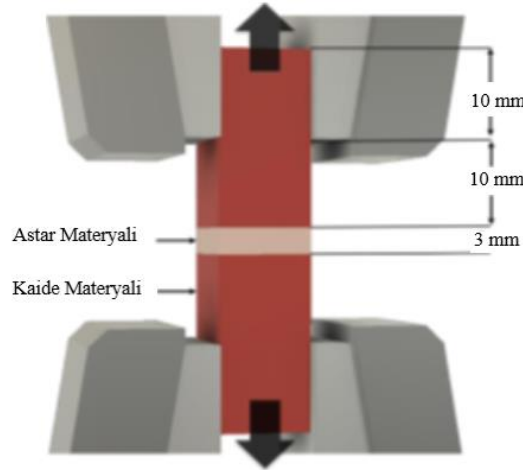
Stomatognatik sistemin fonksiyonu ile oluşan hareketlerin çiğneme stimülatörü kullanılarak taklit edilmesi prensibine dayanan yaşlandırma yöntemidir (Frankenberger ve ark., 2015; Schepke ve ark., 2018).

2.4.5. Yumuşak Astar Materyallerinin Akrilik Kaide ile Bağlantısının Değerlendirilmesinde Kullanılan Test Yöntemleri

Yumuşak astar materyalleriyle akrilik kaide arasındaki bağlantının ölçülmesinde üç farklı test metodu kullanılmaktadır.

2.4.5.1.Çekme Bağlantı Dayanımı Testi (Tensile Bond Strength Test)

Çekme gerilimi test metodu, yumuşak astar maddelerinin akriliğe bağlanma kuvvetini ölçmek amacıyla farklı şekillerde hazırlanan deney örnekleri ile American Society for Testing and Materials (ASTM) D-638 ve 2095'te tarif edilen standarta göre uygulanmaktadır (Şekil 2.4).



Şekil 2.4. Çekme testi uygulamasına ait test düzeneği (Wemken ve ark.,2021)

Bir materyalin çekme dayanımı, gerilime uğradığı süre boyunca sahip olduğu en yüksek dayancı ifade etmektedir. Elde edilen uzama değerleri ise, materyalin elastikiyeti hakkında bilgi vermektedir (Kalıpçılar ve Perdecı, 2000; Aziz ve ark., 2003).

Elastomerik materyaller, gerilme esnasında doğrusal olmayan davranışlar sergilemektedir ve yumuşak astar materyalleri de bu davranış şekline benzer bir davranış göstermektedir. Kopma anındaki en yüksek çekme direnci ve uzama miktarı önemlidir. Kopma noktasındaki enerji, gerilme-gerinim eğrilerinin altında kalan bölgenin alanı ile ifade edilmektedir (Kalıpcılar ve Perdecı, 2000).

$$B = F/A$$

B (MPa): Çekme bağlantı direnci

F (N) : Kopma esnasındaki en yüksek kuvvet

A (mm²): Bağlanma yüzeyi

2.4.5.2.Sıyrılma Bağlantı Dayanımı Testi (Peel Bond Strength Test)

Sıyrılma bağlantı testi; birbirine yapışık ve en az biri esnek yapıda olan iki materyalin, birinin diğerine göre 180°'lik açıyla ISO 8510-2 standardına uygun şekilde çekilmesiyle gerçekleştirilmektedir (Murata ve ark., 2002).

2.4.5.3.Makaslama Bağlantı Dayanımı Testi (Shear Bond Strength Test)

ASTM (American Society for Testing and Materials)'nin D429-03 no'lu standardına göre test örneklerinin aynı düzlemde zıt yönde yük uygulama yoluyla çekilmesi esasına dayanmaktadır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışmasında, farklı polimerizasyon yöntemlerine sahip olan kaide materyallerinin (prepolimerize ve ısı ile polimerize) 2 farklı silikon esaslı yumuşak astar maddelerine (Molloplast B ve Mollosil) bağlantısına farklı yüzey işlemlerinin etkisi, çekme bağlantı testi kullanılarak değerlendirildi. Çalışma aşamaları Tablo 3.1’de anlatıldı. Çalışmada kullanılan materyaller (Tablo 3.2) ve kullanılan cihazlar (Tablo 3.3) hakkında bilgi verildi.

Tablo 3.1. Çalışma basamakları

1. Akrilik test örneklerinin hazırlanması
2. Akrilik örneklerin bağlantı yüzeylerine farklı yüzey işlemlerinin uygulanması
3. Örneklerin yumuşak astar maddeleriyle birbirine bağlanması
4. Çekme testinin yapılması ve başarısızlık tiplerinin belirlenmesi
5. Taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile incelenmesi
6. Elde edilen sonuçlara göre istatistiksel analizlerin yapılması

Tablo 3.2.Çalışmada Kullanılan Materyaller

Materyal	Materyal içeriği	Üretici firma
IvoBase CAD	Prepolimerize PMMA Kaide materyali	Ivoclar Vivadent, Schann, Lihtenştayn
Verteks Rapid Simplified	Isı ile polimerize olan PMMA kaide materyali	Vertex-Dental B.V. Carl Zeist AG, Jena, Almanya
Mollosil	Otopolimerize silikon içerikli yumuşak astar maddesi	Detax GmbH & Co KG, Ettlingen, Almanya
Molloplast B	Isı ile polimerize olan silikon içerikli yumuşak astar maddesi	Detax GmbH & Co KG, Ettlingen, Almanya
Primo Adeziv	Molloplast B yumuşak astarı için adeziv materyali	Detax GmbH & Co KG, Ettlingen, Almanya
Panora 200	%37’lik fosforik asit	Imicryl, Konya, Türkiye

Tablo 3.3. Çalışmada Kullanılan Cihazlar

Cihaz Adı	Üretici Firma
Hassas Kesim Cihazı	Microtome, Mecatom T180, Presi SA, Angonnes, France
Dijital Kumpas	Dijital Caliper, World Precision Instrument Inc., Florida, ABD
Mum Atım Cihazı	Prosisident, Ankara, Türkiye
Mufla Kaynatma Cihazı	Prosisident, Ankara, Türkiye
Hidrolik Pres	Carlo De Giorgi S.T.L, Barazante, İtalya
Er;YAG Lazer	Smart 2940 D Plus, DEKA laser, Florence, İTALYA
Universal Test Cihazı	AGS X, Shimadzu Corp., Japonya
Taramalı Elektronik Mikroskopu	GeminiSEM 500, Carl Zeiss AG, Oberkochen, Almanya

3.1. Akrilik Test Örneklerinin Hazırlanması

Bu tez çalışmasında, akrilik örneklerin boyutlarının yapılan literatür taraması sonucu 10x10x20 mm olacak şekilde hazırlanmasına karar verildi (Choi ve ark., 2018; Awad ve ark., 2021; Wemken ve ark., 2021). Çekme testi için CAD/CAM ve ısı ile polimerize olan akrilik kaide gruplarının her birinden 160'ar, ayrıca SEM analizi için 4'er adet olacak şekilde toplamda 328 adet örnek elde edildi.

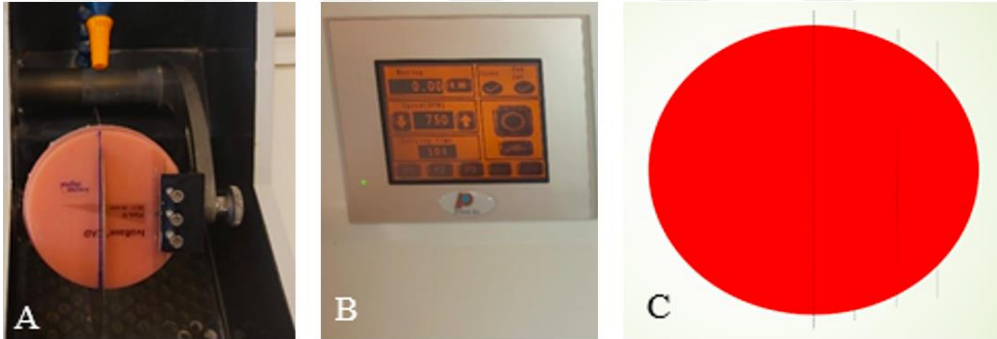
3.1.1. CAD/CAM Akrilik Örneklerin Hazırlanması

CAD/CAM akrilik örnekler IvoBase CAD (Ivoclar Vivadent AG) diskler kullanılarak hazırlandı (Resim 3.1).



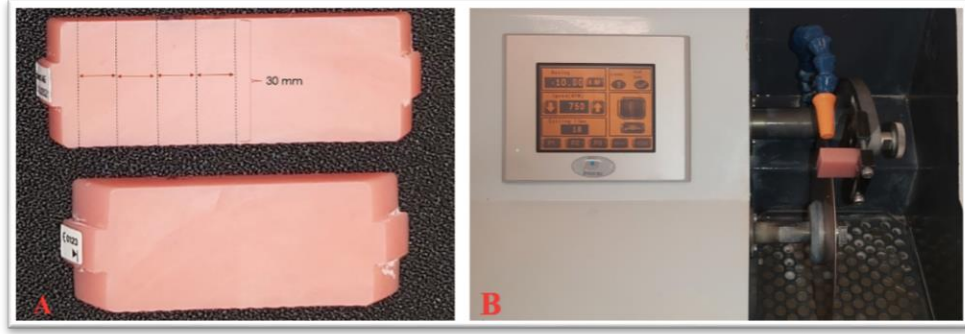
Şekil 3.1. Kullanılan CAD/CAM akrilik disk

CAD/CAM akrilik diskler, hassas kesim cihazında (Microtome, Mecatome T180; Presi SA, Eybens, Fransa) kalınlığı 0,5 mm olan elmas disk (Dımos, Metkon, Bursa, Türkiye) kullanılarak, su soğutması altında 750 rpm/dk hızda vertikal yönde kesildi. Akrilik blokların kesim işlemi, istenen boyutlara en az kayıpla ulaşılabilecek şekilde çizim yapıldıktan sonra gerçekleştirildi. Ardından yarım disk parçalarının her biri, genişliği 10 mm olacak şekilde tekrar üçe bölündü (Resim 3.1).



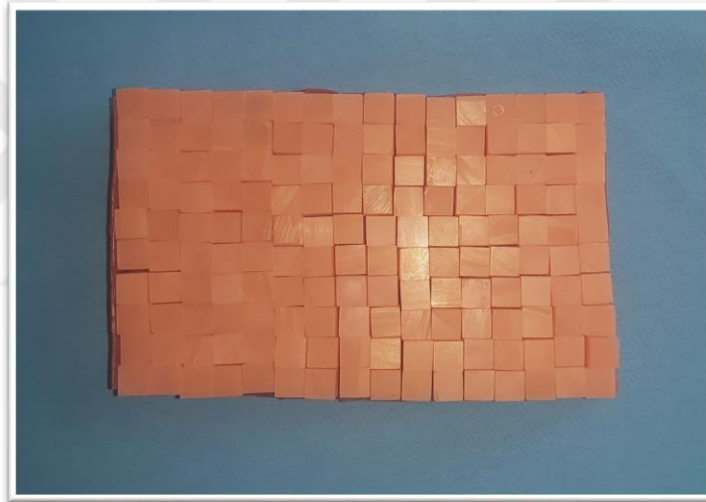
Resim 3.1. CAD/CAM akrilik blokta yapılan ilk kesim (A), hassas kesim cihazının ayarlarının düzenlenmesi (B), blok üzerinde yapılacak kesim hatlarının şematize edilmesi (C)

Bir kenarı 10 mm olan kesik akrilik parçalardan genişliği 10 mm olan örnekler elde etmek için bıçak kalınlığı da dikkate alınarak, kesme işlemine aynı prosedürde devam edildi. Kesimler sonucunda 10x10x30 mm boyutlarında örnekler elde edildi (Resim 3.2).



Resim 3.2. İlk kesimler sonrası elde edilen parçalar ve kesime devam edilecek kesim hatları(A), kesim cihazında kesimlere devam edilmesi (B)

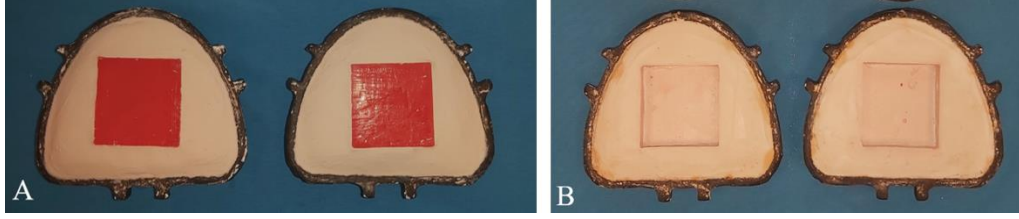
Son olarak örneklerin boyunu belirleyecek final kesimleri de yapıldı ve 160 adet 10x10x20 mm boyutlarında nihai örnekler elde edildi (Resim 3.3).



Resim 3.3. Hazırlanan CAD/CAM PMMA örnekler

3.1.2. Isı ile Polimerize Olan Akrilik Örneklerin Hazırlanması

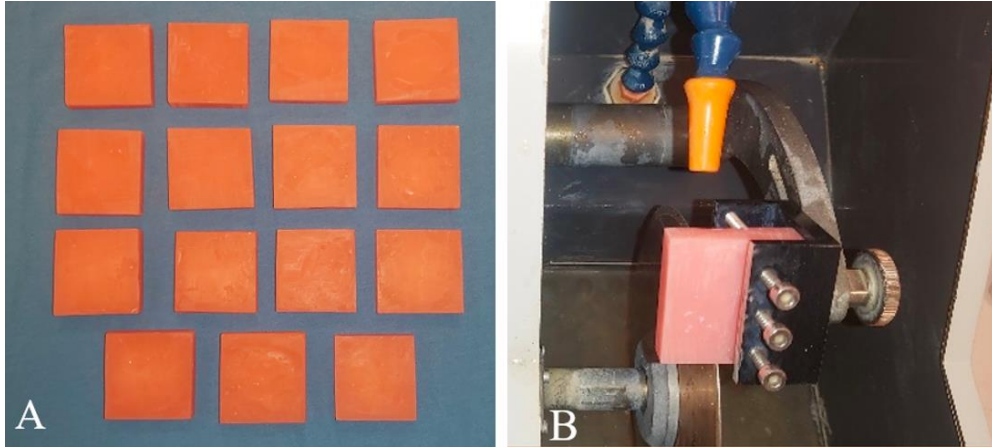
Isı ile polimerize olan akrilik örnekler için öncelikle 10×65×65 mm boyutlarında her bir materyalden 8'er adet örnek elde edilecek şekilde mum kalıplar hazırlandı. Bu kalıplar tip II alçı kullanılarak muflaya alındı. Muflalar hidrolik pres (Carlo De Giorgi S.T.L, Barazante, İtalya) kullanılarak 30 dk süreyle 14 MPa basınç altında tutuldu. Muflaların açılmasının ardından kalıbı oluşturan mum kalıntıları mum temizleme cihazında (Prosident, Ankara, Türkiye) temizlendi ve akrilik tepimi için gerekli tepim boşlukları hazırlandı (Resim 3.4).



Resim 3.4. Mum kalıpların muflaya alınması(A), Mum atımı sonrasında ortaya çıkan mum kalıbın negatif boşluğu (B)

Çalışmamızda ısı ile polimerize olan akrilik materyali (Verteks Rapid Simplified, Vertex-Dental B.V., Carl Zeist AG) üretici firmanın talimatları doğrultusunda 23 gr toz/10 ml likit oranında ışık geçirmeyen bir kapta karıştırıldı ve akrilik hamur kıvamına gelinceye kadar ağzı kapalı bir şekilde bekletildi. Hamur kıvamını alan akrilik, muflada oluşturulan tepim boşluğuna yerleştirildi. Muflanın alt ve üst parçaları arasına yerleştirilecek şekilde naylon kullanılarak hidrolik pres yardımıyla 2 kez prova kapanışı yapıldı ve fazlalıklar uzaklaştırıldı. Akrilik rezinin polimerizasyonu için mufla, üretici firmanın talimatları doğrultusunda 100°C'deki mufla kaynatma cihazına (Prosisident, Ankara, Türkiye) 20 dakika süreyle bırakıldı. Bu sürenin sonunda kapatılan cihazın içerisinde mufla 20 dakika daha akrilik polimerizasyonun tamamlanması için beklendi.

Polimerizasyonu sağlanan ısı ile polimerize akrilik kalıplar hassas kesim cihazı kullanılarak kesildi ve 10x10x20 mm boyutlarında örnekler elde edildi (Resim 3.5).



Resim 3.5. Polimerizasyonu tamamlanan ısı ile polimerize akrilik kalıplar (A), Elde edilen kalıpların hassas kesim cihazında kesilmesi(B)

3.2. PMMA Örneklerle Yüzey İşlemlerinin Uygulanması

Toplamda 320 adet hazırlanan CAD/CAM ve ısı ile polimerize PMMA örnekleri, uygulanacak yüzey işlemleri ve bağlantıda kullanılacak astar materyaline göre her grupta 20'şer adet örnek olacak şekilde 16 alt gruba ayrıldı. Materyal ve yüzey işlemlerinin kodları ve oluşturulan grupların kodları Tablo 3.4'te belirtildi.

Tablo 3.4. Kullanılan materyal, yüzey işlemleri ve grupların kodları

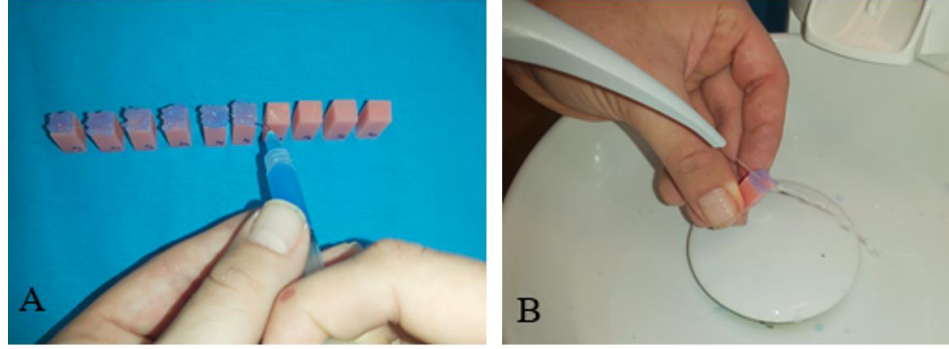
	CAD/CAM PMMA Kaide Materyali (CCKM)(n=160)		Isı Polimerize Kaide Materyali (IPKM) (n=160)	
	Molloplast B (MpB)(n= 80)	Mollosil (Ms)(n= 80)	Molloplast B (MpB)(n= 80)	Mollosil (Ms)(n= 80)
Kontrol (Cnt) (n= 80)	CC-MpB-Cnt (n=20)	CC-Ms-Cnt (n=20)	IP-MpB-Cnt (n=20)	IP-Ms-Cnt (n=20)
Fosforik asit (Fa) (n= 80)	CC-MpB-Fa (n= 20)	CC-Ms-Fa (n=20)	IP-MpB-Fa (n=20)	IP-Ms-Fa (n=20)
Er;YAG lazer (El) (n= 80)	CC-MpB-El (n= 20)	CC-Ms-El (n=20)	IP-MpB-El (n=20)	IP-Ms-El (n=20)
MMA monomer (Mm) (n= 80)	CC-MpB-Mm (n= 20)	CC-Ms-Mm (n=20)	IP-MpB-Mm (n=20)	IP-Ms-Mm (n=20)

3.2.1. Kontrol (Cnt) Grupları

Kontrol grubunda yer alan, 40 adet CAD/CAM akrilik ve 40 adet ısı polimerize akrilik örnekleri için herhangi bir yüzey işlemi uygulanmadı.

3.2.2. Fosforik Asit (Fa) Yüzey İşlemi

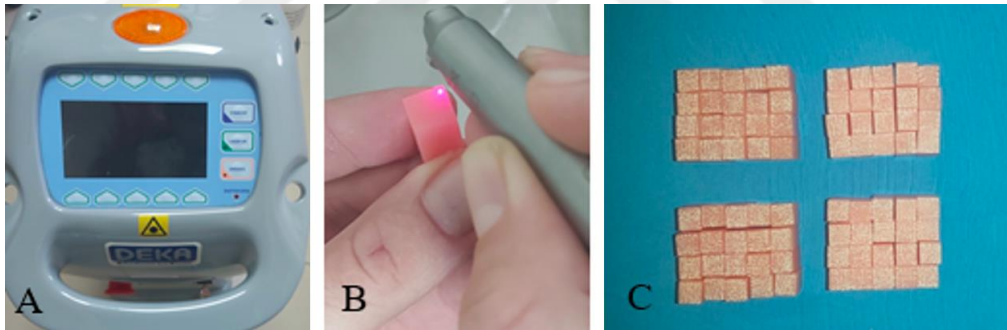
Yüzey işlemi olarak asit uygulanacak olan örneklerin bağlantı yüzeylerine, %37 konsantrasyonda fosforik asit (H_3PO_4) 30 saniye uygulandı (Gundogdu ve ark., 2014). Asit uygulanan yüzeyler hava-su spreyi ile yıkandıktan (30 sn) sonra 20 sn süreyle kurutuldu (Resim 3.6).



Resim 3.6. PMMA örneklere asit uygulaması (A), hava-su spreyi kullanılarak örnek yüzeylerinin yıkanması

3.2.3. Er;YAG Lazer (El) Yüzey İşlemi

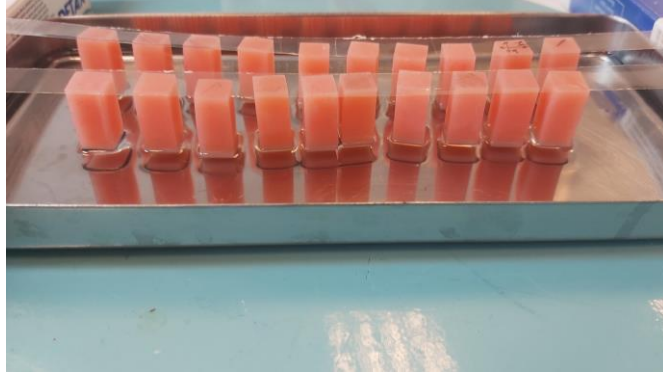
Lazer yüzey işlemi, CAD/CAM ve ısı polimerize akrilik örneklerinin bağlantı yüzeylerine Er;YAG (Smart 2940 D plus; DEKA laser, Florence, İtalya) lazer uygulanarak yapıldı. Lazer 300 Mj, 10 Hz, 3 W güç çıkışı değerlerine ayarlandı ve 10 mm mesafeden bağlantı yüzeyine dik olacak şekilde 20 saniye süreyle uygulandı. Örneklerin hazırlanması sırasında su irrigasyonu kullanıldı (Resim 3.7)



Resim 3.7. Lazer yüzey işleminde kullanılan Er;YAG lazer (A), PMMA örneklere Er;YAG lazer uygulaması (B), Er;YAG lazer uygulanan PMMA örnekler (C)

3.2.4. MMA Monomer (Mm) Yüzey İşlemi

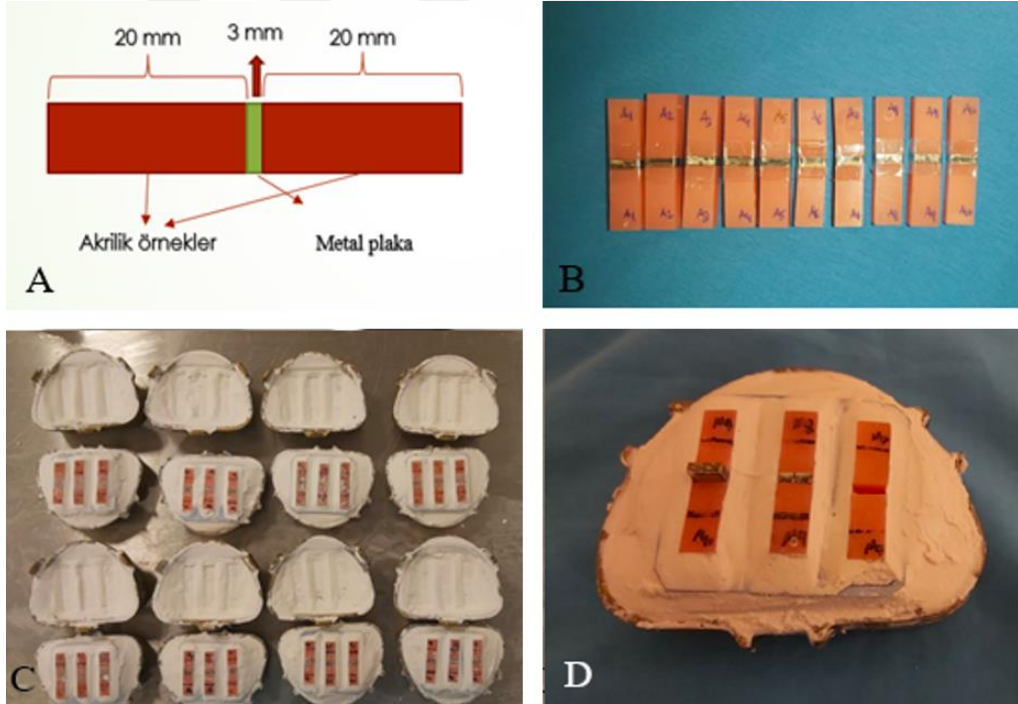
Isı ile polimerize ve CAD/CAM PMMA örneklerin bağlantı yüzeyleri, MMA monomeri bulunan bir kaba daldırıldı ve 180 saniye süreyle örnekler monomere tabi tutuldu (Resim 3.8). Bu sürenin sonunda örnekler hava-su spreyiyle yıkandı.



Resim 3.8. PMMA örneklere MMA monomer uygulaması

3.3. Örneklere Yumuşak Astar Uygulaması

Yüzeyleri hazırlanan akrilik örneklere, uygulanacak yumuşak astar materyalinin kalınlığını standartize etmek için, muflaya alma aşamasında bağlantı oluşturulacak her iki örnek arasına 3x10x10 mm boyutlarında metal plakalar yerleştirilerek 3 mm'lik boşluklar hazırlandı (Resim 3.9).



Resim 3.9. Test örneklerinin metal plakalar ile birbirine bağlanmasının şematize edilmesi (A), metal plakalarla birbirine bağlanan test örnekleri (B), test örneklerinin muflaya alınması (C), muflaya alınan örneklerde metal plakaların uzaklaştırılması(D)

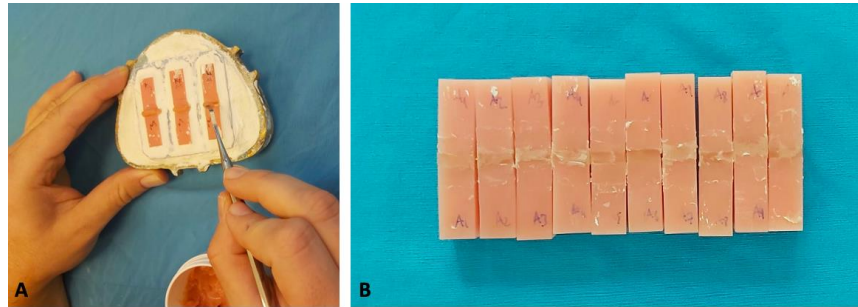
3.3.1. Örneklerin Molloplast B Astar Materyali Bağlanma Prosedürü

Silikon esaslı ısı ile polimerize bir yumuşak astar olan Molloplast B (Detax GmbH & Co KG, Ettlingen, Almanya), tek pat şeklinde bulunan bir materyaldir; üretici firma astarlama öncesinde kaide materyallerinin Primo Adeziv (Detax GmbH & Co KG, Ettlingen, Almanya) uygulanmasını tavsiye etmektedir.



Resim 3.10. Molloplast B astar materyali ve Primo Adeziv

Molloplast B yumuşak astar materyali uygulanacak akrilik örneklerin bağlantı yüzeylerine yumuşak astar uygulaması öncesinde Primo adeziv uygulandı ve 60 dakika akrilik örneklere nüfuz etmesi beklendi. Adeziv uygulaması sonrası Molloplast B muflada hazırlanan 3x10x10 mm'lik boşluklara yerleştirildi (Resim 3.11A). Prova kapanışı ve 15 dakikalık basınç altında preslemenin ardından mufla, polimerizasyonun gerçekleşmesi için mufla kaynatma cihazına alındı. Su sıcaklığının sabit ve 100°C'de olduğu mufla kaynatma cihazında 120 dakika boyunca kaynatıldı. Daha sonrasında oda sıcaklığındaki su içinde soğumaya bırakılan mufla, açıldıktan sonra elde edilen örnekler maket bıçağı yardımıyla temizlenerek test aşamasına hazır hale getirildi (Resim 3.11B).



Resim 3.11. Molloplast B astar materyalinin hazırlanan boşluklara yerleştirilmesi (A), Molloplast B astar materyali ile birbirine bağlanan örnekler (B)

3.3.2. Örneklerin Mollosil Astar Materyali ile Bağlanma Prosedürü

Silikon esaslı otopolimerize bir yumuşak astar materyali olan Mollosil (Detax GmbH & Co KG, Ettlingen, Almanya), biri base diğeri katalizör olmak üzere iki tüp halinde bulunmaktadır (Resim 3.12). Ürün yanında bulunan adezivi ile beraber kullanılmaktadır.



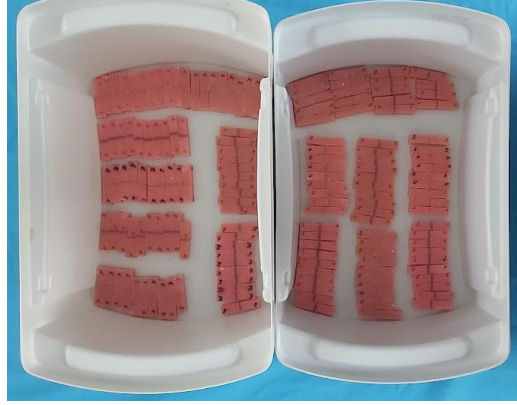
Resim 3.12. Mollosil astar materyali, adeziv ve polisaj seti

Mollosil akrilik örneklerin bağlantı yüzeylerine, yumuşak astar uygulaması öncesinde adeziv sürülerek bir dakika süreyle kurumması beklendi. Adeziv uygulaması sonrasında, base ve katalizör eşit oranda homojen bir hal alana kadar 30 saniye süreyle karıştırıldı ve muflada hazırlanan 3x10x10 mm'lik boşluklara uygulandı. Uygulama sonrası mufla kapatılarak, üretici firmanın tavsiyesi doğrultusunda hafif basınç altında 30 dakika süreyle polimerizasyon için beklendi. Mufla açıldıktan sonra taşan fazlalıklar bistüri yardımıyla uzaklaştırıldı ve örnekler test aşamasına hazır hale getirildi (Resim 3.13).



Resim 3.13. Hazırlanan tüm test örneklerine ait görüntü

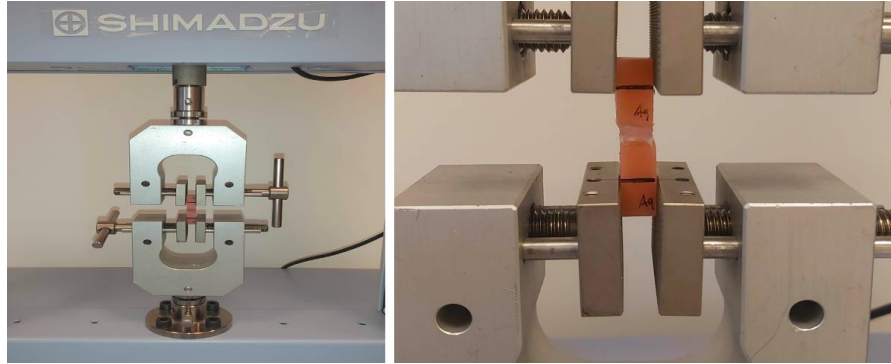
Hazırlanan tüm örnekler test aşaması öncesinde 37 °C'deki distile suda 1 hafta süreyle bekletildi (Resim 3.14).



Resim 3.14. Hazırlanan örneklerin distile su bulunan kaba yerleştirilmesi

3.4. Çekme Bağlantı dayanımı Testinin Uygulanması

Hazırlanan örneklerin test aşaması, Ordu 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 (Resim 3.15).



Resim 3.15. Örneklerin universal test cihazında test edilmesi

Her örnek için test esnasında oluşan kuvvet ve uzama değerleri bilgisayar aracılığıyla kaydedilmiş olup, her test sonrası cihaz tekrar kalibre edildi. Bağlantı dayanımı değeri, test aşamasında kaydedilen en yüksek kuvvet değerinin test edilen örneğin bağlanma yüzeyinin alanına bölünmesi ile elde edildi. Bağlantı direnci (MPa) değerleri aşağıdaki formül kullanılarak hesaplandı.

Çekme bağlantı dayanımı $B=F/A$ denklemi kullanılarak hesaplanmıştır, kopma esnasındaki en yüksek kuvvet (F) N cinsinden değer olup, A mm² olarak bağlanma yüzeyi alanı, B MPa olarak çekme bağlantı direncidir.

Çekme bağlantı testi sonucunda akrilik ile yumuşak astar materyalinin bağlantı yüzeyleri arasındaki başarısızlık stereomikroskop kullanılarak değerlendirildi. Her örneğin çekme testi sonrası başarısızlık tipi adeziv, koheziv ve karışık olmak üzere sınıflandırıldı.

3.5. Örnek Yüzeylerinin Taramalı Elektron Mikroskobuyla (SEM) İncelenmesi

Taramalı elektron mikroskobu (SEM) analizi Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde gerçekleştirildi. İncelenmek üzere CAD/CAM ve ısı ile polimerize örneklerden uygulanan 4 yüzey işlemi metodu için 1'er tane olacak şekilde toplam 8 örnek hazırlandı. Örnek yüzeylerinin değerlendirilmesi için taramalı elektron mikroskobu (GeminiSEM 500, Carl Zeiss AG, Oberkochen, Almanya) ile x500 ve x2000 büyütmelerde incelendi.



Resim 3.16. Örneklerin incelendiği SEM cihazı

3.6. Verilerin İstatistiksel Analizi

Bu tez çalışmasında elde edilen ÇBD (çekme bağlantı dayanımı) değerleri ve başarısızlık tipleri istatistiksel olarak analiz edildi. ÇBD değerleri üzerinde; yüzey

işlemleri, kaide materyali ve astar materyali değişkenlerinin ve bu değişkenlerin etkileşimlerinin etkili olup olmadığı üç yönlü varyans analizi (Three-way ANOVA) testi kullanılarak değerlendirildi. Verilere ait tanımlayıcı istatistiksel analizlerin hesaplanmasında yine üç yönlü varyans analizi kullanıldı, çoklu karşılaştırmalar Tukey HSD testi ile yapıldı ($p < 0.05$).

Test gruplarına ait kırık tiplerinin analiz edilmesinde Pearson ki-kare testi, kırık tipleri ile test gruplarına ait ÇBD değerleri arasında etkileşimin olup olmadığı anlamak için tek yönlü ANOVA testi kullanıldı. Tüm istatistiksel analizler SPSS 26.0 programı (SPSS, Chicago, IL, ABD) bilgisayar programı kullanılarak yapıldı. Tüm testler için anlamlılık düzeyi $p < 0,05$ olarak kabul edildi.



4. BULGULAR

4.1. Çekme Bağlantı Dayanımı (ÇBD) Testi Bulguları

Üç yönlü ANOVA sonucunda; kaide materyali*astar materyali*yüzey işlemi üçlü interaksyonu anlamlı bulunmadı ($p=0,388$). İkili interaksyonlar incelendiğinde ise kaide materyali*astar materyali ve astar materyali*yüzey işlemi interaksyonlarının istatistiksel olarak anlamlı olduğu sonucuna varıldı ($p=0,046$; $p=0,043$) (Tablo 4.1). Bu sonuçlara uygun olarak tanımlayıcı istatistiksel analizler yapıldı.

Tablo 4.1. Çekme bağlantı dayanımı değerlerinin varyans analiz tablosu

Kaynak	Serbestlik Derecesi	Kareler Toplamı	Kareler Ort.	F-Değeri	p-Değeri
Kaide Materyali	1	0,1572	0,1572	6,56	0,011
Astar Materyali	1	88,7285	88,7285	3701,30	0,000
Yüzey İşlemi	3	0,3439	0,1146	4,78	0,003
Kaide *Astar int.	1	0,0969	0,0969	4,04	0,046
Kaide*Yüzey int.	3	0,0986	0,0329	1,37	0,254
Astar*Yüzey int.	3	0,2000	0,0667	2,78	0,043
Kaide*Astar*Yüzey int	3	0,0730	0,0243	1,02	0,388
Hata	144	3,4520	0,0240		
Toplam	159	93,1501			

ÇBD değerlerinin üç yönlü varyans analizi (ANOVA) sonucu elde edilen tanımlayıcı istatistik sonuçlarına göre; ısı ile polimerize olan kaide materyalleri için elde edilen ortalama çekme bağlantı dayanımları $0,50 \pm 0,12$ MPa ile $2,12 \pm 0,13$ MPa arasında, CAD/CAM kaide materyali için ise $0,46 \pm 0,14$ MPa ile $2,12 \pm 0,17$ arasında olduğu görüldü.

Çekme bağlantı dayanımı testi uygulanan gruplardan test sonucunda Newton cinsinden elde edilen bağlantı dayanımı değerleri MPa olarak hesaplanmıştır. Elde edilen verilere ait ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerleri Tablo 4.2.'de gösterilmiştir.

Tablo 4.2. Gruplar için örnek sayısı (N), ortalama (Ort.) ÇBD değeri, standart sapma (Ss), standart hata (Sh) ve %95 güven aralığındaki en düşük ve en yüksek ÇBD değerleri (MPa).

Kaide Materyali	Astar Materyali	Yüzey İşlemi	N	Ort.	Ss	Sh	%95 Güven aralığı	
							En düşük	En yüksek
Isı ile Polimerize PMMA (IP)	Ms	Cnt	10	,50	,12	,03	,41	,59
		Fa	10	,71	,08	,02	,66	,77
		Mm	10	,62	,07	,02	,56	,67
		El	10	,82	,11	,03	,74	,90
	MpB	Cnt	10	2,09	,21	,06	1,93	2,24
		Fa	10	2,11	,24	,07	1,94	2,29
		Mm	10	2,10	,16	,05	1,98	2,22
		El	10	2,12	,13	,04	2,02	2,21
CAD/CAM PMMA (CAD)	Ms	Cnt	10	,46	,14	,04	,36	,56
		Fa	10	,58	,13	,04	,48	,68
		Mm	10	,60	,10	,03	,52	,67
		El	10	,58	,13	,04	,48	,67
	MpB	Cnt	10	2,07	,14	,04	1,97	2,18
		Fa	10	2,06	,22	,07	1,90	2,22
		Mm	10	2,12	,17	,05	1,99	2,24
		El	10	2,11	,13	,04	2,02	2,21

Hem ısı ile polimerize kaide materyalleri (IPKM) hem de CAD/CAM kaide materyalleri (CCKM) için en düşük bağlantı dayanımı değerleri, herhangi bir yüzey işlemi uygulanmayan ve mollosil astar materyali ile astarlanan gruplarda gözlemlendi ($0,50 \pm 0,12$ MPa; $0,46 \pm 0,14$ MPa). En yüksek bağlantı dayanımı değerleri ise, CCKM'leri için monomer uygulanan ve Molloplast B ile astarlanan gruplarda ($2,12 \pm 0,17$ MPa) gözlenirken, IPKM'leri için ise lazer uygulanan ve Molloplast B ile astarlanan gruplarda ($2,12 \pm 0,17$ MPa) gözlemlendi. Bu sonuçlara göre farklı kaide materyali, astar materyali ve yüzey işlemleri arasındaki çoklu karşılaştırmaları Tukey testi ile yapıldı ve harflendirmeler ile belirtildi (Tablo 4.2).

Tablo 4.3. CBD testinin tanımlayıcı istatistik değerleri ve karşılaştırma sonuçları

Astar Mater.	Kaide Mater.	Yüzey işlemi (n=10)				Genel (n=40)
		Cnt	Fa	El	Mm	
		Ortalama/SS	Ortalama/SS	Ortalama/SS	Ortalama/SS	Ortalama/SS
MpB	IPKM	2,09± 0,21	2,11± 0,25	2,12± 0,13	2,10± 0,16	2,10± 0,19 ^{Aa}
	CCKM	2,07 ± 0,14	2,06± 0,22	2,11± 0,13	2,12± 0,17	2,09± 0,16 ^{Aa}
	Genel(n=20)	2,08± 0,18 ^{Aa}	2,09±0,23 ^{Aa}	2,12± 0,13 ^{Aa}	2,11±0,16 ^{Aa}	
Ms	IPKM	0,50 ± 0,12	0,72± 0,08	0,82± 0,11	0,62± 0,07	0,66± 0,15 ^{Ba}
	CCKM	0,46±0,14	0,58± 0,13	0,58± 0,13	0,60± 0,10	0,55± 0,13 ^{Bb}
	Genel(n=20)	0,48±0,13 ^{Bb}	0,65± 0,13 ^{Ab}	0,70±0,17 ^{Ab}	0,61±0,08 ^{ABb}	
Kaide Mat.:0,011; Astar Mat.:0,000; Yüzey İşlemi:0,003						
p*	Kaide Mat.*Astar Mat.:0,046; Kaide Mat*Yüzey İşlemi:0,254; Astar Mat.*Yüzey işlemi:0,043					
	Kaide Mat.*Astar Mat*Yüzey işlemi:0,388					

*: Üç yönlü ANOVA test sonuçları

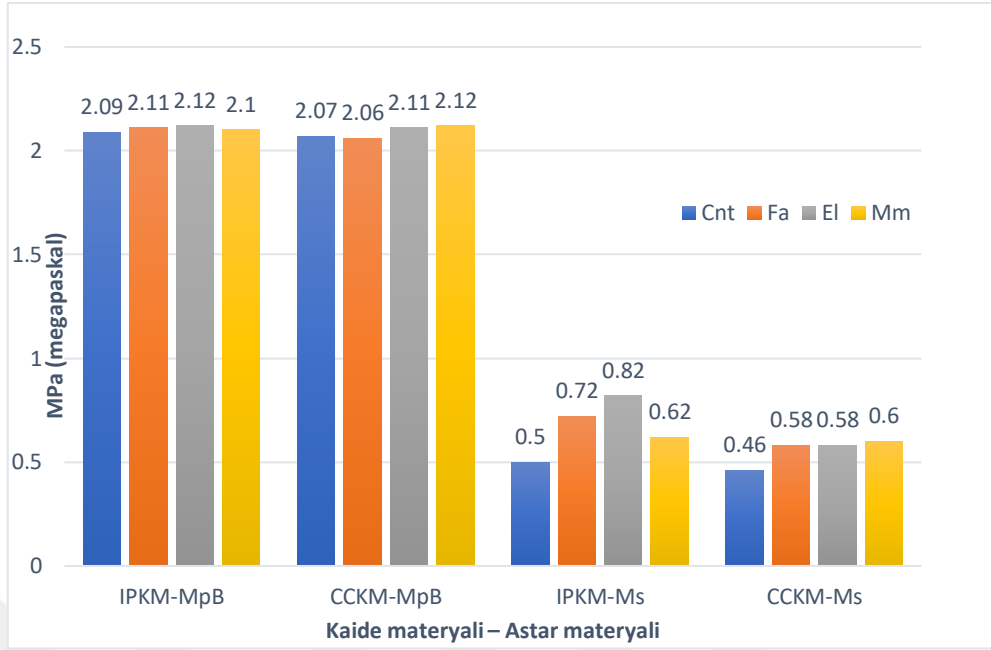
**Farklı kaide materyali, astar materyali ve yüzey işlemi grupları arasındaki çoklu karşılaştırmalar Tukey HSD testi ile yapılmış ve harflendirmeler ile gösterilmiştir.

Aynı astar materyalleri ile bağlanan örnekler için ortak üs büyük harfi olmayan yüzey işlemleri arasında anlamlı fark vardır (p<0,05).

Aynı yüzey işlemi uygulanan örnekler için ortak üs küçük harfi olmayan astar materyalleri arasında anlamlı fark vardır (p<0,05).

Aynı kaide materyali için ortak üs büyük harfi olmayan astar materyalleri arasında anlamlı fark vardır (p<0,05).

Aynı astar materyali ile bağlanan örnekler için ortak üs küçük harfi olmayan kaide materyalleri arasında anlamlı fark vardır (p<0,05).



Şekil 4.1. Çekme bağlantı dayanımı sonuçları

Aynı astar materyali uygulanan örnekler için farklı kaide materyalleri arasındaki ÇBD değerleri incelendiğinde;

- Mollosil astar materyali için ısı ile polimerize kaide materyalleri, CAD/CAM kaide materyallerine göre anlamlı derecede yüksek ÇBD değerleri sergiledi. Bunun yanında Molloplast B astar materyali için ise ısıyla polimerize kaide materyalleri ile CAD/CAM kaide materyalleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur.

Aynı kaide materyali örneklerine ait farklı astar materyalleri arasındaki ÇBD değerleri incelendiğinde;

- Hem ısı ile polimerize hem de CAD/CAM PMMA kaide materyal örnek grupları için, Molloplast B astar materyali Mollosil astar materyaline göre anlamlı derecede yüksek ÇBD değerleri sergilediği görüldü.

Aynı astar materyali ile bağlanan örneklere ait farklı yüzey işlemlerinin ÇBD değerleri incelendiğinde;

- Mollosil astar materyali için; hiçbir yüzey işlemi uygulanmayan kontrol grubuna (Cnt) ait ÇBD değerlerinin ($0,48 \pm 0,13$ MPa), fosforik asit (Fa) ($0,65 \pm 0,13$ MPa) ve Er;YAG lazer (El) ($0,70 \pm 0,17$ MPa) uygulanan

örnek gruplarına ait ÇBD değerlerinden anlamlı derecede düşük olduğu görüldü ($p<0,05$).

Aynı yüzey işlemi uygulanan örneklerle ait farklı astar materyalleri arasındaki ÇBD değerleri incelendiğinde;

- Hiçbir yüzey işlemi uygulanmayan kontrol grubu da dahil olmak üzere tüm yüzey işlem grupları için, Molloplast B astar materyali Mollosil astar materyaline göre anlamlı derecede yüksek ÇBD değerleri sergilediği görüldü.

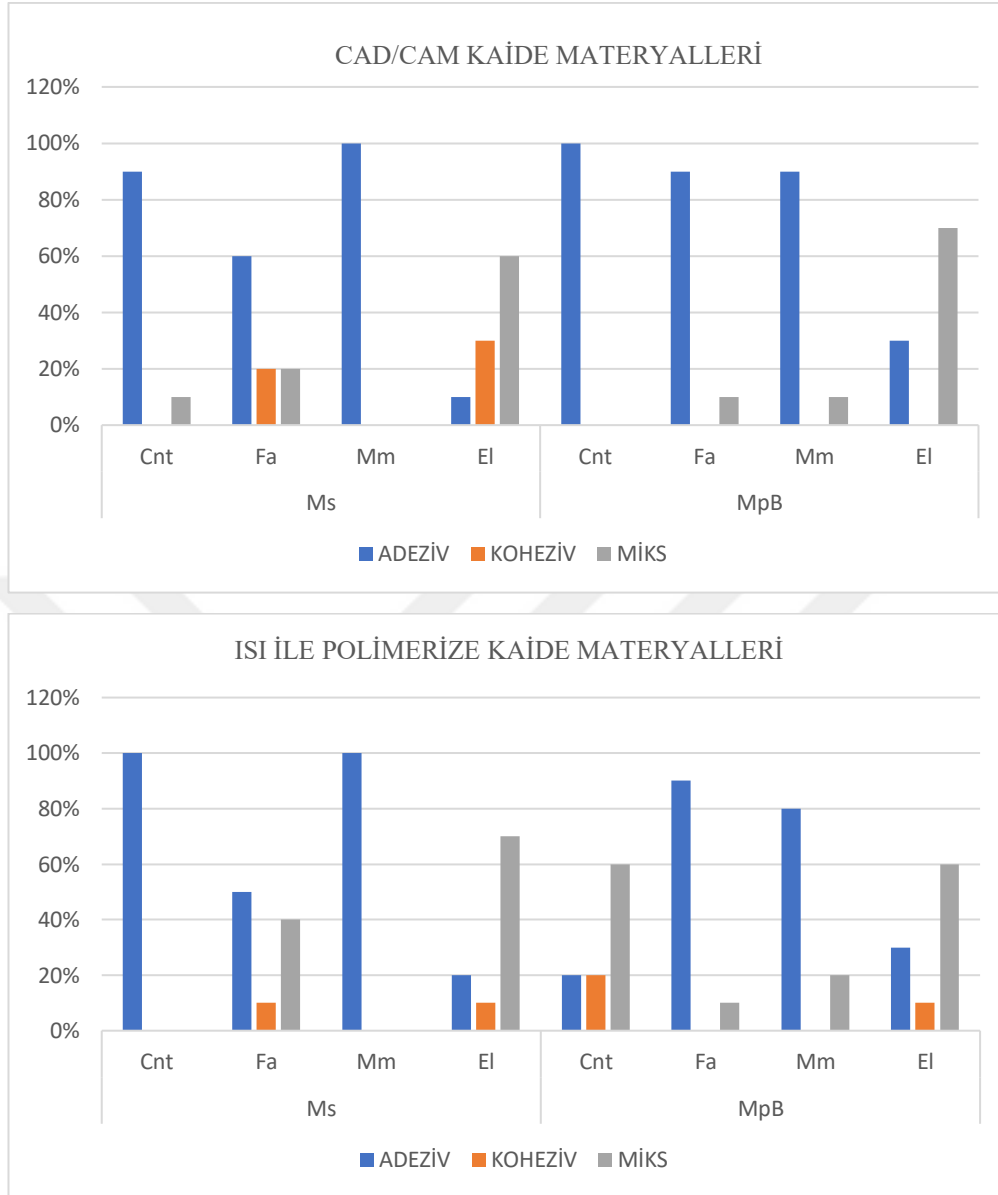
4.2. Başarısızlık Tiplerinin Değerlendirilmesi

Başarısızlık tipleri değerlendirildiğinde, hem CAD/CAM (%61,25) hem de ısıyla polimerize (%71,25) kaide test grupları için, ağırlıklı olarak adeziv tip başarısızlık görüldü. Karışık tip başarısızlıklar, lazer yüzey işlemi uygulanan örneklerde daha fazla rastlandı. Koheziv başarısızlık her iki grup için de en az rastlanılan başarısızlık tipi (%6,25) olarak görüldü. Her iki grup için monomer yüzey işlemi uygulanan örneklerde koheziv tip başarısızlığa rastlanmadı (Şekil 4.2, Tablo 4.4). Kaide materyali, astar materyali ve farklı yüzey işlemleri faktörleri dikkate alınmaksızın başarısızlık tipleri arasında bağlantı dayanımı açısından anlamlı fark bulunmadı ($p=0,586$).

Tablo 4.4. Başarısızlık tipi ile ÇBD değerleri için tek yönlü varyans analizi

Başarısızlık Tipi	n	Ort.	SS	p
Adeziv	106	1,335	0,790	
Koheziv	10	1,205	0,650	0,586*
Mikst	44	1,446	0,735	

*Tek-yönlü ANOVA



Şekil 4.2. CCKM VE IPKM için başarısızlık tiplerinin analizi

Kaide ve astar materyallerine ait başarısızlık tiplerinin işlemlere göre dağılımı Tablo 4.4.'te verilmiştir. Ki-kare testi sonucunda;

- Her iki kaide materyali için hem Mollosil hem de Molloplast B astar materyali kullanıldığında, yüzey işlemleri ile başarısızlık tipi arasında anlamlı bir ilişki bulundu ($p < 0,05$).

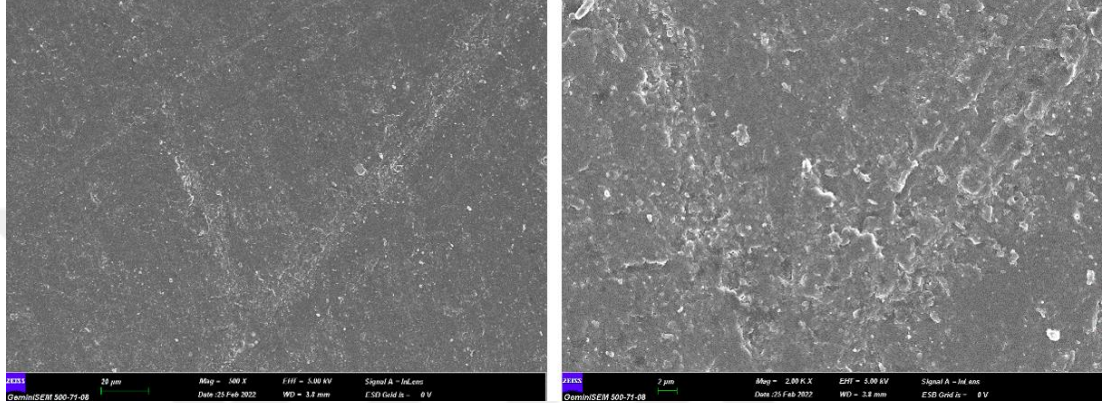
Tablo 4.5. Kaide ve astar materyallerine ait başarısızlık tiplerinin yüzey işlemlerine göre dağılımı

Kaide Mater.	Astar Mater.	Yüzey İşlemi	Başarısızlık Tipi						<i>p</i>	
			Adeziv		Koheziv		Karışık			
			n	%	n	%	n	%		
IPKM	MpB	Cnt	10		0		0		0,001 ^a	
			%100		%0		%0			
		Fa	9		0		1			
			%90		%0		%10			
		El	3		0		7			
			%30		%0		%70			
	Mm	9		0		1				
		%90		%0		%10				
		Ms	Cnt	9		0		1		0,000 ^a
				%90		%0		%10		
			Fa	6		2		2		
				%60		%20		%20		
El	1			3		6				
	%10			%30		%60				
Mm	10		0		0					
	%100		%0		%0					
	CCKM	MpB	Cnt	2		2		6		0,007 ^a
				%20		%20		%60		
			Fa	9		0		1		
				%90		%0		%10		
El			3		1		6			
			%30		%10		%60			
Mm		8		0		2				
		%80		%0		%20				
		Ms	Cnt	10		0		0		0,000 ^a
				%100		%0		%0		
			Fa	5		1		4		
				%50		%10		%40		
El	2			1		7				
	%20			%10		%70				
Mm	10		0		0					
	%100		%0		%0					

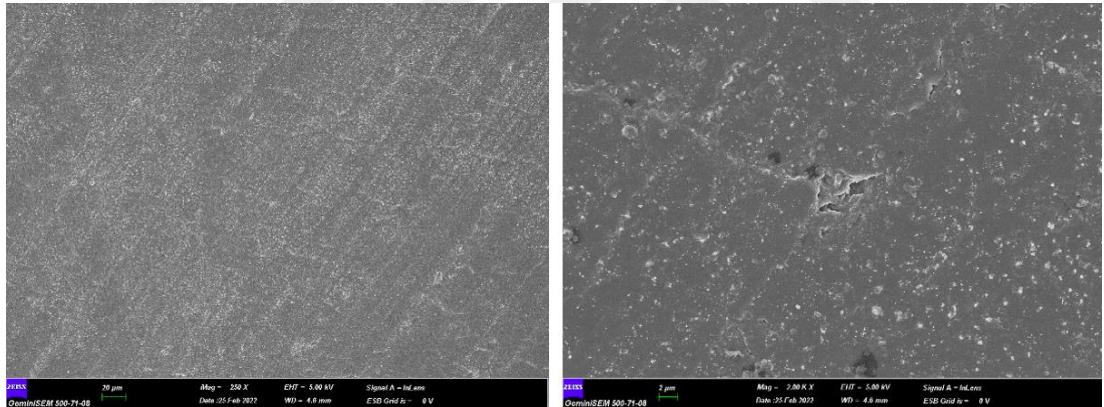
^a ki-kare anlamlılık oranı

4.3. SEM Analizi Bulguları

10x10x20 mm boyutlarındaki toplam 8 adet ısı polimerize ve CAD/CAM PMMA polimer örneklerinin yüzeylerine yüzey işlemi uygulanmayan, fosforik asit, MMA monomer ve Er:YAG lazer olmak üzere 4 farklı yüzey işlemi uygulamasının yüzey topografisini nasıl etkilediği, taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile x500 ve x2000 büyütmelerde incelendi.

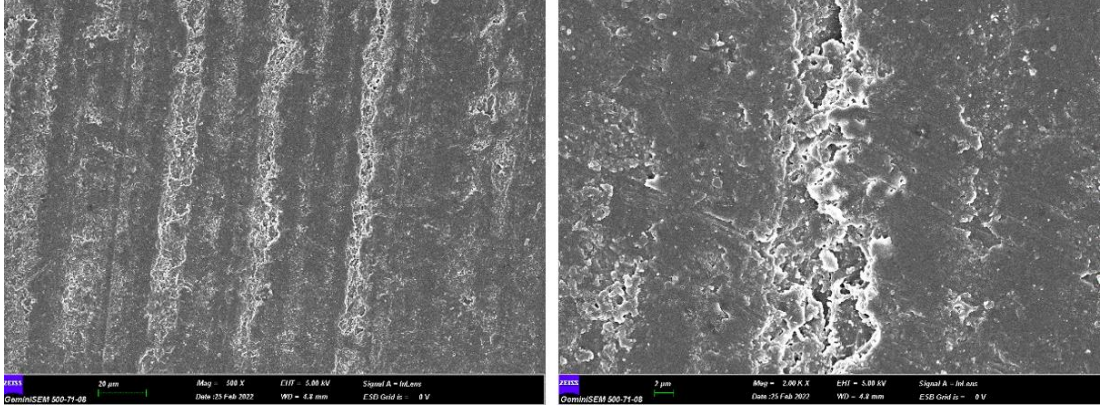


Resim 4.1. IPKM-Cnt grubu örneklerin SEM görüntüleri (x500 ve x2000)

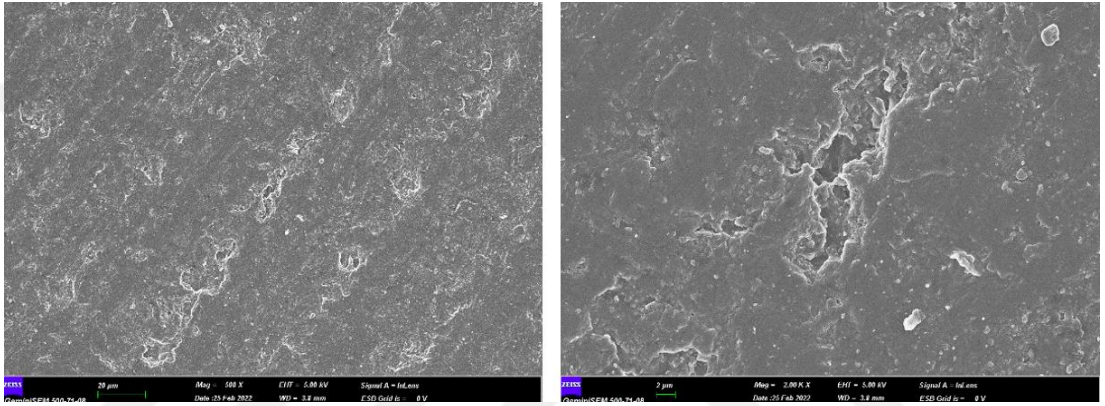


Resim 4.2 CCKM-Cnt grubu örneklerin SEM görüntüleri (x500 ve x2000)

Herhangi bir yüzey işlemi uygulanmayan kontrol (Cnt) grubuna ait ısı ile polimerize ve CAD/CAM PMMA polimerlerinin yüzeyleri incelendiğinde; genel olarak düzgün olduğu, belirgin girintili çıkıntılı alanların olmadığı gözlemlendi (Resim 4.1, Resim 4.2).

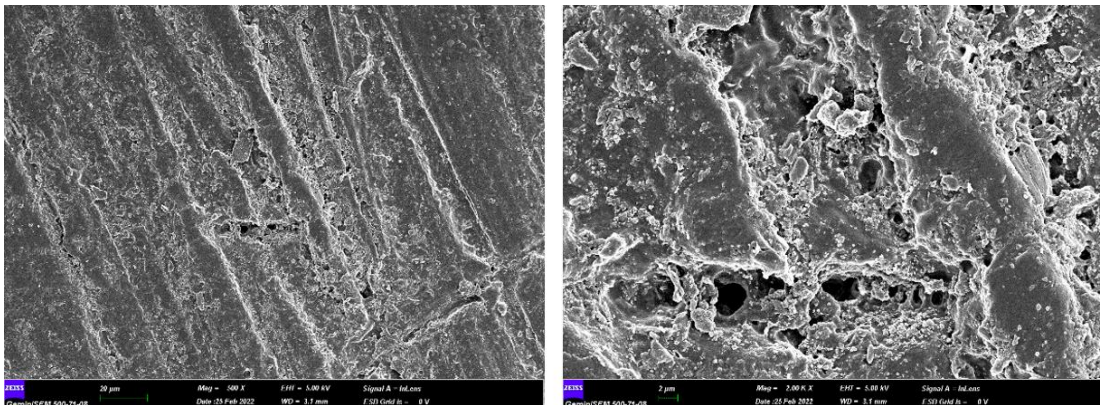


Resim 4.3. IPKM-Fa grubu örneklerin SEM görüntüleri (x500 ve x2000)

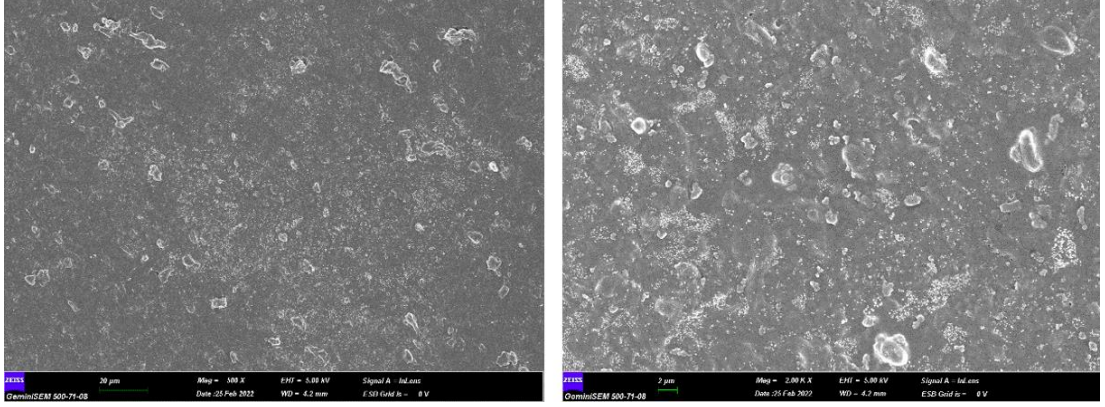


Resim 4.4. CCKM-Fa grubu örneklerin SEM görüntüleri (x500 ve x2000)

Fosforik asit (Fa) yüzey işlemi grubuna ait ısı ile polimerize ve CAD/CAM PMMA polimerlerinin yüzeyleri incelendiğinde; ısı ile polimerize PMMA örneklerde daha belirgin izlenmekle beraber birbirini takip eden şerit şeklinde derinlikleri bölgeden bölgeye değişen kavite ve çukurcuklar görüldü.

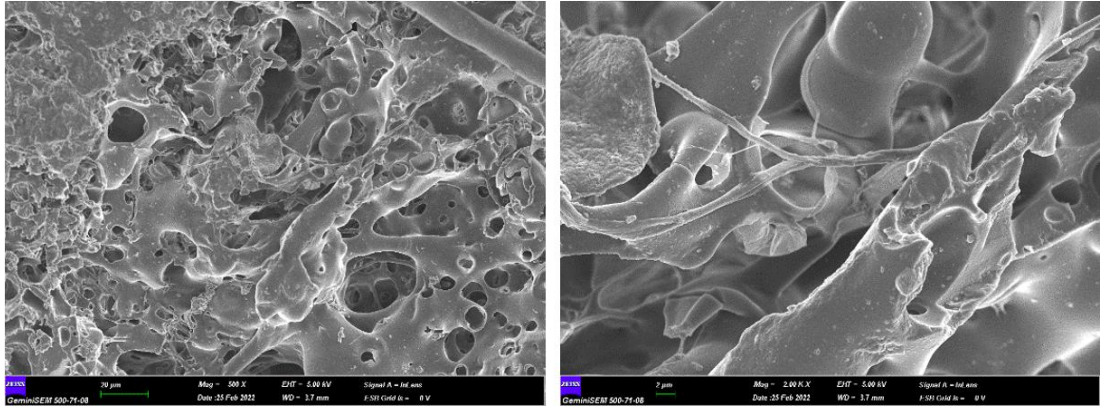


Resim 4.5. IPKM-Mm grubu örneklerin SEM görüntüleri (x500 ve x2000)

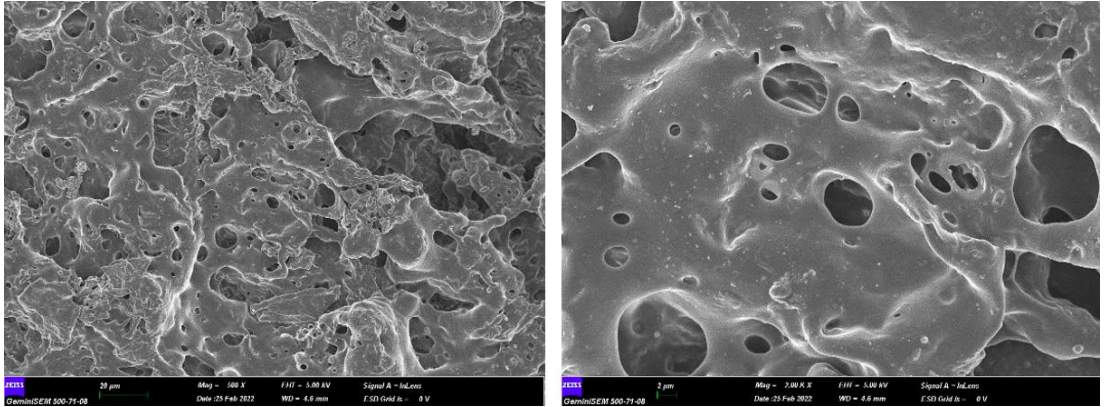


Resim 4.6. CCKM-Mm grubu örneklerin SEM görüntüleri (x500 ve x2000)

MMA monomer (Mm) yüzey işleme grubuna ait ısı ile polimerize ve CAD/CAM PMMA polimerlerinin yüzeyleri incelendiğinde; CAD/CAM PMMA örneklerde çok belirgin olmayan mikro çukurlu bir yapı izlenirken, ısı ile polimerize PMMA örneklerin yüzeylerinde daha belirgin katlantılar ve gözeneklerden oluşan düzensiz ve pürüzlü bir görünüm hakimdir.



Resim 4.7. IPKM-El grubu örneklerin SEM görüntüleri (x500 ve x2000)



Resim 4.8. CCKM-El grubu örneklerin SEM görüntüleri (x500 ve x2000)

Er:YAG lazer yüzey işleme grubuna ait ısı ile polimerize ve CAD/CAM PMMA polimerlerinin yüzeyleri incelendiğinde; iki polimerin de yüzeylerinin tamamen tahrip olduğu, belirgin katlantılar ve delikler görüldü.



5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında, ısı ile polimerize ve CAD/CAM PMMA kaide materyallerine uygulanan farklı yüzey işlemlerinin, kaide materyalleri ile biri ısı polimerize diğeri otopolimerize olmak üzere iki farklı silikon içerikli yumuşak astar materyalleri arasındaki bağlantı dayanımına etkileri incelendi. Bu tez çalışmasının sıfır hipotezleri (H0), elde edilen bulgular doğrultusunda geçersiz sayıldı. Elde edilen bulgulara göre; (1) farklı yüzey işlemlerinin, PMMA kaide polimerleri ile yumuşak astar materyalleri arasındaki bağlantı dayanımında etkili olduğu, (2) aynı şekilde farklı türdeki kaide ve astar materyallerinin de bağlantı dayanımı üzerinde etkili olduğu görüldü.

Toplumda yaşlı nüfus oranı gün geçtikçe artmaktadır (Slade ve ark., 2014). Günümüzde koruyucu uygulamalar hastaların, tam ve kısmi dişsiz kalma oranını azaltıyor olsa da halen çenelerin hareketli protezlerle rahabilitasyonu sıklıkla tercih edilmektedir (Kassebaum ve ark., 2014). Protez kaide maddesi olarak PMMA; düşük yoğunluğu, estetiği, maliyeti, manipülasyon kolaylığı ve kabul edilebilir fiziksel ve mekanik özellikleri ile popülerlik kazanmış ve altın standart olarak kabul edilmiştir. Ancak zayıf darbe ve eğilme dayanımı nedeniyle oluşan protez kırıkları, yüksek su emilimi ve artık monomer salınımı PMMA kullanımı ile ilgili endişelere sebep olmaktadır (Zafar, 2020).

Son yıllarda CAD/CAM teknolojisi, tam protez yapımında konvansiyonel yöntemlere alternatif olarak karşımıza çıkmaktadır. CAD/CAM tam protez üretiminde kullanılan PMMA blok, yüksek basınç ve ısı altında üretilmektedir. Böylece polimerizasyon büzülmesi, artık monomer salınımı ve poröziteye bağlı gözenek miktarı minimal seviyede olan yüksek yoğunlukta akrilik bloklar oluşmaktadır (Infante ve ark., 2014; Aguirre ve ark., 2020). CAD/CAM PMMA ile geleneksel ısıyla polimerize edilmiş PMMA kimyasal olarak benzer içeriktedir. Yapılan araştırmalarda her iki materyalin eşit derecede biyouyumlu olduğu ve monomer salınımı açısından önemli farklılıklar olmadığı bulunmuştur (Srinivasan ve ark., 2018). Bunun yanında CAD/CAM PMMA; sertliği, eğilme dayanımı, eğilme modülü ve darbe dayanımı dahil olmak üzere birçok özellik açısından üstünlük göstermektedir (Arslan ve ark.,

2018; Srinivasan ve ark., 2018; Steinmassl ve ark., 2018; Pacquet ve ark., 2019; Aguirre ve ark., 2020; Al-Dwairi ve ark., 2020).

Başarılı bir protezde mekanik özelliklerin önemi kadar, dokuların devamlılığının ve bütünlüğünün korunması da temel bir gerekliliktir (Makila, 1976; Kocabalkan ve Turgut, 2005). İleri derece kemik rezorbsiyonu, ince ve esnek olmayan mukoza, ekzostoz gibi oluşumlar veya ağırlı nörojenik noktalar gibi durumlar, hastalara yapılacak tam protezlerde daha spesifik tedavi ihtiyacı doğurmaktadır (Mariana ve Desislava, 2018). Çiğneme basıncını daha eşit dağıtmak ve mukozal travmayı azaltmak amacıyla kullanılan yumuşak astarlar, bu gibi klinik durumlarda kullanılmaktadır (Yankova ve ark., 2019).

Akrilik ve silikon esaslı yumuşak astarlar günümüzde daha sıklıkla tercih edilmektedir (Madan ve Datta, 2012). Akrilik esaslı yumuşak astar materyalleri ile PMMA kaide materyalleri arasındaki kimyasal benzerlik nedeniyle güçlü bir bağlantı oluşmaktadır (Yankova ve ark., 2019). Silikon içerikli yumuşak astarlar plastikleştirici içermezler ve esneklikleri kendi iç yapılarından kaynaklanmaktadır. Daha az su emilimi göstermekte ve esnekliklerini daha uzun süre sürdürmektedirler. Ancak akrilik kaide materyalleriyle kimyasal benzerliklere sahip olmadığı için özel adezivlerin kullanılması gerekmektedir (Braden ve ark., 1995; Colas ve Curtis, 2004; Anusavice ve ark., 2013; Rodrigues ve ark., 2013; Chladek ve ark., 2014). Yumuşak astar materyallerinde en sık karşılaşılan problem, astarın akrilik kaideden ayrılmasıdır ve literatürde bu iki materyal arasında kabul edilebilir bir bağlantı oluşturabilmenin zorluğu belirtilmektedir (Braden ve ark., 1995; Özdemir ve Özdoğan, 2018; Muddugangadhar ve ark., 2020).

Yumuşak astar materyalleriyle protez kaide materyalleri arasındaki bağlantı özellikleri birçok çalışmada değerlendirilmiş olup; protez kaide polimerinin tipi, esnek protez astar materyalinin içeriği ve yapıştırma ajanı gibi faktörlerin bağlantıya katkı sağladığı sonucuna varılmıştır (Emmer ve ark., 1995; Kulak Ozkan ve ark., 2003; Mutluay ve Ruyter, 2007; Akın ve ark., 2011; Kulkarni ve Parkhedkar, 2011; Akın ve ark., 2013; Lau ve ark., 2014; Tugut ve ark., 2016; Choi ve ark., 2018). Yapılan çalışmalarda daha çok ısı ile polimerize PMMA kaide materyalleri kullanılmıştır ve CAD/CAM PMMA'nın yumuşak astarlarla olan bağlantı dayanımını test eden

alışmalar günden güne artmakla beraber birkaç taneyle sınırlıdır (Choi ve ark., 2018; Al Taweel ve ark., 2021; Awad ve ark., 2021; Wemken ve ark., 2021).

PMMA kaide materyallerinin yüzey pürüzlülüğü ve yüzey enerjisini artırarak, astar materyalleri ile arasındaki bağlantı dayanımını artırmaya yönelik yapılan çalışmalarda; Al₂O₃ ile kumlama, silika kaplama, primer ve monomer, asit, lazer ve plazma uygulaması gibi farklı yüzey işlemleri önerilmektedir ve bu konu ile ilgili çalışmalar devam etmektedir (Usumez ve ark., 2004; Zhang ve ark., 2010; Akin ve ark., 2011; Kulkarni ve Parkhedkar, 2011; Akin ve ark., 2013; Atsü ve Keskin, 2013; Surapaneni ve ark., 2013; Akin ve ark., 2014; Gundogdu ve ark., 2014; Nakhaei ve ark., 2016).

Bu tez çalışmasında, Verteks Rapid Simplified (ısı ile polimerize PMMA) ve IvoBase CAD (CAD/CAM PMMA) kaide materyalleri ile Molloplast B (ısı ile polimerize) ve Mollosil (otopolimerize) yumuşak astar materyalleri tercih edildi. Bu tez çalışmasında kullanılan kaide ve astar materyallerinin seçiminde, çalışmalarda sıklıkla tercih edilen materyal olmaları ve bu sayede önceki çalışmalarla karşılaştırma fırsatı sağlaması göz önünde bulunduruldu.

İn-vitro test yöntemleri, klinik şartları olabildiğince yansıtabilmeli ve daha sonraki çalışmalar için tekrar edilebilir olmalıdır. Farklı çalışmalarda elde edilen verilerin kıyaslanabilmesi ve klinik olarak yorumlanabilmesi için, testlerin belirlenen standartlara göre gerçekleştirilmesi gerekmektedir (Lenz ve ark., 1995; Hammad ve Talic, 1996). Yumuşak astar materyali ile kaide polimerleri arasındaki bağlantı dayanımının değerlendirilmesinde çekme, kesme ve soyulma bağlantı dayanımı testleri kullanılmaktadır (Al-Athel ve Jagger, 1996; Aydın ve ark., 1999; Mutluay ve Ruyter, 2007; Akin ve ark., 2011). Al-Athel ve Jagger; bir astar materyalinin ağız koşullarında maruz kaldığı gerilimleri en iyi yansıtan işlemin kesme gerilimi olduğunu bildirmiştir (Al-Athel ve Jagger, 1996). Ancak literatürde iki materyal arasındaki bağlantı dayanımını değerlendirmede en yaygın kullanılan test metodu çekme gerilim testidir. Buna neden olarak, çekme testinin daha kolay uygulanması ve güvenilir sonuçlar sağlaması gösterilmektedir. Çekme testi sırasında, protez kaide polimeri ile yumuşak astar materyali arasındaki bağlantı kuvvetini ölçmek için statik ve yavaş bir kuvvet uygulanmaktadır (Özdemir ve Özdoğan, 2018). Bu nedenle yapılan bu tez

çalışmasında çekme bağlantı dayanımı testi tercih edildi ve American Society for Testing and Materials (ASTM) D-638 ve 2095'te tarif edilen standarta göre uygulandı. Isı ile polimerize ve CAD/CAM PMMA kaide materyallerinin örnek boyutları ÇBD testi ve SEM analizi için, benzer çalışmalar göz önünde bulundurularak 10x10x20 mm olacak şekilde düzenlendi (Choi ve ark., 2018; Al Taweel ve ark., 2021; Wemken ve ark., 2021).

Yumuşak astar materyalleri, ağız ortamında değişik sıcaklıklara maruz kalmaktadır. Bu sıcaklık değişimleri, astar materyalinin mekanik ve fiziksel özellikleri üzerinde zararlı etkilere sebep olmakta ve klinik kullanımlarını sınırlandırmaktadır (Rajaganesh ve ark., 2016). Akrilik kaide materyali ve yumuşak astar bağlantısını değerlendiren çalışmalarda, yaşlandırma işlemi olarak suda bekletme ve termal döngü uygulaması kullanılmıştır (Surapaneni ve ark., 2013; Nakhaei ve ark., 2016; Haghi ve ark., 2020). Test örneklerinin suda bekletilmesi ve termal döngü uygulaması, yumuşak astar ve akrilik kaidenin su emmesine ve boyutsal değişikliklerine neden olmaktadır (Surapaneni ve ark., 2013). Yapılan çalışmalarda, termal döngü işleminin iki materyal arasındaki bağı zayıflattığı sonucuna varılmıştır (Kulak Ozkan, 2003; Görler ve ark., 2015; Nakhaei ve ark., 2016). Bu çalışmada farklı kaide materyali, farklı yumuşak astar materyali ve akrilik kaide yüzeyine uygulanan farklı yüzey işlemlerinin bağlantı dayanımına etkisinin değerlendirilmesi amaçlandığı için, tüm örnekler bağlantı dayanımı testi öncesi 1 hafta süreyle 37°C'de ışık geçirmeyen bir kap içerisinde distile suda bekletildi ve başka herhangi bir yaşlandırma işlemine tabi tutulmadı.

Yumuşak astar materyali ile protez kaide polimerleri arasındaki kabul edilebilir bağlantı dayanımının 0,44 MPa olduğu bildirilmiştir (Craig ve Gibbons, 1961; Wright, 1976; Khan ve ark., 1989). Bu tez çalışmasında ısı ile polimerize (0,50-2,12 MPa) ve CAD/CAM PMMA (0,46-2,12 MPa) test örneklerine ait tüm grupların ÇBD değerleri, klinik olarak kabul edilebilir bağlantı dayanımı değerinden daha yüksek olduğu bulundu (Tablo 4.2).

Choi ve ark. (2018); farklı polimerizasyon yöntemleriyle (ısı ile polimerize, CAD/CAM, otopolimerize) elde edilen 3 farklı PMMA kaide polimerinin, ikisi silikon içerikli otopolimerize (Ufi Gel SC, Silagum Comfort) diğeri akrilik içerikli ısı polimerize (Verteks Soft) olmak üzere 3 farklı yumuşak astar materyaline bağlantısını

değerlendirdiği çalışmada; CAD/CAM PMMA dışındaki iki kaide materyali için Silagum-Comfort astar materyali diğer iki astar materyaline göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek değerler gösterirken, CAD/CAM PMMA için astar materyalleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Bunun yanında en düşük ÇBD değerlerinin CAD/CAM PMMA kaide materyallerinde bulunduğunu belirtmişlerdir. Buna neden olarak ise, CAD/CAM PMMA (IvoBase CAD) protez kaide materyalinin içeriğinde bulunan ve frezeleme sırasında materyalin maruz kaldığı termal stresleri telafi etmek için kullanıldığı düşünülen silika ve alüminyum parçacıklarının olduğunu öne sürmüşlerdir. Bu çalışmanın sonuçları, mevcut çalışmada kullanılan otopolimerize yumuşak astar materyali (Mollosil) için elde edilen sonuçları desteklemektedir. Bir başka çalışmada, ısı ile polimerize ve CAD/CAM PMMA kaide materyalleri ile otopolimerize yumuşak astar materyali (Coe Soft) arasındaki bağlantı dayanımı değerlendirilmiş ve iki farklı kaide materyali arasında istatistiksel açıdan farklılık olmadığı sonucuna varılmıştır (Al Taweel ve ark., 2021). Bu çalışma ile mevcut tez çalışması arasındaki farklı sonuçlar; çalışmalara ait test örneklerinin boyut ve şekillerinin farklı olması, farklı marka ve içerikte yumuşak astar materyallerinin kullanılması ile açıklanabilir.

Tagheva ve ark.'nın yapmış olduğu çalışmada, mevcut çalışmada da kullanılan kaide materyallerine (ısı ile polimerize ve CAD/CAM PMMA) mevcut çalışmadan farklı olarak silikon içerikli astar uygulaması yerine, akril içerikli ısı polimerize ve otopolimerize yumuşak astar materyalleri uygulanmış ve kesme bağlantı dayanımı değerlendirilmiştir. İki çalışmanın da sonuçları karşılaştırıldığında, mevcut tez çalışmasının sonuçlarını destekler nitelikte ısı polimerize astarlarda iki kaide materyaline bağlantı dayanımında fark gözlenmezken, otopolimerize astar materyalinde fark gözlenmiştir (Tagheva ve ark., 2022).

Isı ile polimerize ve CAD/CAM PMMA kaide materyallerinin, ısı ile polimerize olan silikon içerikli yumuşak astar materyallerine bağlantısının karşılaştırıldığı çalışmaya ulaşılabilen kaynaklar arasında rastlanmamıştır. Bu tez çalışmasında ısı ile polimerize yumuşak astar materyali (Molloplast B) için iki kaide materyalinde de elde edilen ÇBD değerleri arasında istatistiksel açıdan fark bulunmamıştır.

SEM analizleri değerlendirildiğinde, ısı polimerize kaide materyaline yüzey işlemlerinin, CAD/CAM kaide materyaline göre daha fazla etki ettiği ve bağlantı dayanımını artırabilecek katlantılı ve boşluklu bir yüzey morfolojisi oluşturduğu görülmüştür (Resim 4.3-4.8). Mollosil astar materyali uygulanan ısı polimerize kaide materyalleri, CAD/CAM kaide materyallerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek ÇBD değerleri gösterirken, iki materyal arasında Molloplast B astar materyali uygulanan örnekler için anlamlı bir farklılık görülmemiştir. Bu sonuçlardaki farklılıklar akıcı jel formunda olan Mollosil astar materyalinin, visköz pat formunda bulunan Molloplast B'ye göre kaide yüzeyindeki fiziksel değişikliklerden daha fazla etkilendiğini göstermektedir. Bunun yanında Molloplast B astar materyali uygulanan gruplar arasında anlamlı fark görülmemesinin sebebinin Molloplast B astar materyali ile beraber kullanılması tavsiye edilen '3-metakriloksipropiltrimetoksi silan' esaslı Primo Adeziv'in kimyasal etkisinin farklı yüzey işlemleri ve kaide materyali tipinin önüne geçmesi olduğu düşünülmektedir.

Bu tez çalışmasında, aynı kaide materyaline uygulanan farklı astar materyalleri arasındaki ÇBD değerleri incelendiğinde; her iki kaide materyali için Molloplast B astar materyaline ait ÇBD değerlerinin Mollosil astar materyaline göre anlamlı derecede yüksek olduğu bulunmuştur. Aynı şekilde hiçbir yüzey işlemi uygulanmayan kontrol grubu da dahil olmak üzere tüm yüzey işlem grupları için, Molloplast B astar materyalinin, Mollosil astar materyaline göre anlamlı derecede yüksek ÇBD değerleri sergilediği görülmüştür. Yapılan bir çalışmada, ısı ile polimerize silikon esaslı yumuşak astar materyallerinin protez kaide materyallerine bağlantı dayanımının yeterli olduğu, ancak otopolimerize silikon esaslı yumuşak astarların bağ dayanımının yetersiz olduğu bildirilmiştir (Braden ve ark., 1995). Otopolimerize olan silikon esaslı yumuşak astar materyalleri, ısı ile polimerize olan astarlardan daha az çapraz bağa sahiptir ve bu da onların uzun süreli kullanımlarını sınırlandırdığı düşünülmektedir (Madan ve ark., 2012; Geramipanaş ve ark., 2013). Mevcut tez çalışmasını destekler nitelikte, ısı ile polimerize kaide materyali için, Molloplast B astar materyalinin Mollosil astar materyaline göre yüksek ÇBD değerleri gösterdiğini bildiren birçok çalışma mevcuttur (Kulak-Ozkan, 2003; Mahajan ve ark., 2010). Bu sebeple düşük bağlantı dayanımı sergileyen otopolimerize astar materyalleri, ısı ile polimerize astar materyallerine göre daha az tercih edilmektedir (Gundogdu ve ark., 2014).

Yıldırım ve ark.'nın kaide yüzeyine uygulanan farklı yüzey işlemlerinin kaide materyali ile Mollosil ve Molloplast B astar materyallerinin bağlantısının değerlendirildiği bir çalışmada; Mollosil için ÇBD değerleri 0,38-0,69 MPa arasında, Molloplast B için ise 0,8-1,3 MPa arasında bulunmuştur. Bu çalışmanın sonuçları, Molloplast B astar materyalinin ÇBD değerlerinin Mollosil astar materyaline göre daha yüksek olması yönüyle mevcut tez çalışmasını desteklemektedir. Bunun yanında iki çalışma arasındaki bağlantı değerleri arasındaki farklılıklar; örnek boyutları, test hızı ve uygulanan farklı yüzey işlemlerinin etkisinin olduğu düşünülmektedir. Bunun yanında Yıldırım ve ark.'nın yaptıkları çalışmada Primo Adezivin kullanılmaması, mevcut çalışmada elde edilen daha yüksek ÇBD değerlerinin bir başka nedeni olduğu düşünülmektedir (Yıldırım ve ark., 2020).

Gündoğdu ve ark.'nın yapmış oldukları bir çalışmada (2014); %36'lık fosforik asit, Er:YAG lazer, Al_2O_3 kumlama ve fosforik asit ile Al_2O_3 kumlamanın Er:YAG lazerle kombine olarak uygulandığı farklı yüzey işlemi uygulamalarının, kaide materyalleri ile biri ısı ile polimerize (Molloplast B) diğeri otopolimerize (Ufi gel P) olmak üzere iki farklı yumuşak astar materyali arasındaki bağlantı dayanımı üzerine etkisi değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre, en yüksek ÇBD değerlerinin fosforik asit uygulanan gruplarda elde edildiği ancak yüzey işlemi uygulanmayan kontrol grubuna göre istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılığın olmadığı bildirilmiştir. Bu çalışmanın sonuçları ısı ile polimerize astar materyali için (Molloplast B) mevcut çalışmayı destekler nitelikte olmasına rağmen otopolimerize astar materyalleri için farklı bir sonuç ortaya çıkmıştır. Bu farklılığın her iki çalışmada kullanılan ısı ile polimerize yumuşak astar materyallerinin aynı, otopolimerize yumuşak astar materyalinin farklı olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Ayrıca bu çalışma, mevcut tez çalışmasını fosforik asit ve Er:YAG lazer yüzey işlemlerine ait ÇBD değerleri arasında istatistiksel açıdan farklılık olmadığı sonucu ile de destekler niteliktedir.

Isı ile polimerize kaide materyalleri ile astar materyalleri arasındaki ÇBD değerlerine %36'lık fosforik asit, Er:YAG lazer (200mJ,10Hz,10sn), Al_2O_3 kumlama (150 μ m), MMA monomer uygulama gibi farklı yüzey işlemlerinin etkisini değerlendirdiği bir başka çalışmada; Molloplast B astar materyali için, fosforik asit yüzey işleminin kontrol grubuna göre anlamlı derece düşük ÇBD değerleri sergilediği

sonucuna varılmıştır. Asit uygulanan akrilik örneklerin SEM görüntülerinde, yüzeyel gözenekler olduğu ancak bu gözeneklerin yumuşak astarın akrilik kaide materyallerine bağlanmasına yardımcı olmada etkili olmadığı sonucuna varılmıştır (Haghi ve ark., 2020). Bu tez çalışmasında elde edilen SEM görüntüleri incelendiğinde ise yüzeyin tamamını kaplamayan, simetrik fissür şeklinde, derinlikleri bölgeden bölgeye değişen kavite ve çukurcuklar izlenmektedir. SEM görüntüleri arasındaki farklılıklara rağmen bu tez çalışmasında da Molloplast B astar materyali için kaide materyaline uygulanan fosforik asitin kaide materyali ile astar materyali arasındaki ÇBD değerlerini artırmada etkili olmadığı sonucuna varılmıştır. SEM görüntülerindeki ve ÇBD değerlerindeki farklılıkların, her iki çalışmada farklı firmalara ait ısı polimerize PMMA kaide materyallerinin kullanılması ve buna bağlı olarak fosforik asitin kaide materyalleri üzerinde farklı etki oluşturduğu düşünülmektedir.

Akrilik kaide yüzeyinin lazer ışını ile modifikasyonu, yumuşak astar materyalinin uygulanması öncesinde bağlantı dayanımını artırmaya yönelik uygulanan mekanik bir yüzey işlemidir (Nakhaei ve ark., 2016). Yüksek enerjili lazer uygulaması, akrilik yüzeyinde yaygın hacimsel genişleme ile beraber suyun anında buharlaşmasına neden olur ve çevredeki yüzeyi aşındırarak yüzey alanını artırır (Akin ve ark., 2011). Akin ve ark.'nın farklı türde lazerlerin kaide materyali ile astar materyali arasındaki bağ dayanımına etkilerini inceledikleri bir çalışmada, Er;YAG lazerin bağlantı dayanımını arttırdığı ancak Nd;YAG ve KTP lazerin bağlantı dayanımını artırmada etkili olmadığı sonucuna varmışlardır (Akin ve ark., 2011). Bunun yanında Tuğut ve ark.'nın, kaide yüzeyi ile astar materyali arasındaki bağlantı dayanımına Er;YAG lazerin farklı atım süresi ve enerji seviyelerinin etkisini değerlendirdiği çalışmada; 3 W, 10 Hz ve 300 Mj güç seviyelerindeki Er:YAG lazer uygulamasının en yüksek ÇBD değerlerini sergilediğini belirtmişlerdir (Tuğut ve ark., 2012). Bu tez çalışmasında daha önceki çalışmalar doğrultusunda lazer yüzey işlemi olarak 3 W, 10 Hz ve 300 mJ'lik Er:YAG lazer uygulaması tercih edildi (Tuğut ve ark., 2012; Nakhaei ve ark., 2016;)

Mollosil astar materyali için Er;YAG lazer uygulanan örnek gruplarına ait ÇBD değerlerinin kontrol grubuna göre anlamlı derecede yüksek olduğu ancak Molloplast B astar materyaline ait örnek grupları için ise Er;YAG yüzey işlemi ile kontrol grubu

arasında anlamlı bir farklılık olmadığı gözlemlendi. Haghi ve ark.'nın (2020); 10 Hz, 200 mJ ve 2 W güç değerlerine sahip Er;YAG lazer, %36'lık fosforik asit, Al₂O₃ kumlama (150µm) ve MMA monomer uygulama gibi farklı yüzey işlemlerinin etkisini değerlendirdiği çalışmada; Molloplast B ve Permasoft yumuşak astar materyalleri için Er;YAG lazerin kontrol grubuna göre daha düşük ÇBD değerleri gösterdiği bildirilmiştir (Haghi ve ark., 2020). Yapılan bir başka çalışmada ise, kaide materyaline uygulanan 150 mJ ve 10 Hz güç değerlerine sahip Er;YAG lazerin Molloplast B ve Ufijel P yumuşak astar materyallerine bağlantısı değerlendirilmiştir. Çalışma sonucunda her iki astar materyali için Er;YAG lazer uygulamasının kontrol grubuna göre anlamlı bir farklılık oluşturmadığı sonucuna varılmıştır (Gündoğdu ve ark., 2014).

Nachaei ve ark.'nın yaptığı çalışmada; 300 Mj, 10 Hz ve 3 W güç değerlerine sahip Er;YAG lazer, Al₂O₃ kumlama (110 µm) ve bu iki yüzey işleminin kombine olarak uygulanmasını içeren farklı yüzey işlemlerinin kaide materyalleri ile yumuşak astar materyalleri arasındaki bağlantı dayanımına etkisi değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre yüzey işlemleri arasında istatistiksel farklılık izlenmezken, tüm yüzey işlemlerinin kontrol grubuna göre daha yüksek ÇBD değerleri sergilediği sonucuna varılmıştır (Nakhaei ve ark., 2016). Aynı güç değerlerine sahip Er;YAG lazerin kullanıldığı bir başka çalışmada, biri PMMA diğeri UDMA içerikli iki farklı kaide materyalinin yumuşak astar materyalleri ile olan bağlantı dayanımı değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre iki kaide materyalinin ÇBD değerlerinin istatistiksel açıdan farklılık göstermediği, ancak Er;YAG lazer yüzey işleminin her her iki kaide materyalinin de ÇBD değerlerini anlamlı derecede yükselttiği belirtilmiştir (Akin ve ark., 2013).

Bu tez çalışmasının ve daha önceki çalışmaların sonuçları dikkate alındığında, lazer yüzey işleminin ÇBD değerleri üzerinde çelişkili sonuçlar ortaya koyduğu görülmektedir. Bu farklı sonuçlara, farklı enerji seviyelerinde lazer uygulamaları, farklı enerji absorpsiyon derecesine sahip çok sayıda akrilik kaide materyali çeşitleri ve kullanılan farklı marka ve içerikteki astar materyallerinin neden olduğu düşünülmektedir.

Er:YAG lazerin farklı atım süresi ve enerji seviyelerindeki etkisinin değerlendirildiği bir çalışmada yapılan SEM analizinde; 3 W, 10 Hz ve 300 mJ'lik Er:YAG lazer yüzey işlemi ile mevcut çalışmada elde edilen SEM görüntülerine benzer şekilde, akrilik rezin yüzeyinde astarın nüfuz edebileceği ve bağlantı kuvvetini artırabileceği küçük boyutlu çukurlar ve deliklerin oluştuğu belirtilmiştir. Bunun yanında 400 mJ ve 4 W'lık Er:YAG lazer değerlerinin retansiyonu artıran belirgin kurvatürlü çukurlar yerine yüzeyel boşluklar oluşturarak bağ kuvvetini azaltığı ortaya koyulmuştur (Tugut ve ark., 2012). Bu tez çalışmasını destekler nitelikte, SEM görüntülerinin değerlendirildiği bir başka çalışmada, Er:YAG lazer yüzey işlemi uygulanmış kaide yüzeylerine ait SEM görüntülerinin trabeküler paterne sahip delik ve boşluklardan oluştuğu belirtilmiştir (Nachaei ve ark., 2016).

Metilmetakrilat, izobütilmetakrilat (iBMA) ve 2-hidroksietil metakrilat (HEMA) gibi kimyasal ajanlar akrilik kaide materyalinin yüzeyini modifiye etmek amacıyla kullanılmaktadır (Surapaneni ve ark., 2013; Akin ve ark., 2014). Bunun yanında akrilik protez kaide materyali ile astar materyalleri arasındaki bağlantı dayanımının artırılmasına yönelik en yaygın kullanılan yüzey işlemi, akrilik kaide yüzeyine MMA monomer uygulanmasıdır (Haghi ve ark., 2020). MMA monomer, polimer zincirlerinin derinliklerine ulaşma ve astar materyalinin penetrasyonunu kolaylaştırma özelliğine sahiptir (Surapaneni ve ark., 2013). PMMA kaide materyalleriyle ilgili bağlantı dayanımını değerlendiren çalışmalarda MMA monomeri uygulaması, 180 saniye monomer uygulaması sonrasında hava su spreyi ile yüzeyin yıkanması şeklindedir (Kulkarni ve Parkhedkar, 2011; Surapaneni ve ark., 2013; Cavalcanti ve ark., 2014; Haghi ve ark., 2020). Yapılan bu tez çalışmasında monomer yüzey işlemi, akrilik kaide materyallerine ait bağlantı yüzeylerinin hazırlanan MMA havuzunda 180 saniye bekletilmesi şeklinde uygulandı.

Abosrie ve Ark.'nın yapmış oldukları bir çalışmada; MMA, iBMA, 2-HEMA ve aseton gibi farklı kimyasallar ve bu kimyasalların Al_2O_3 kumlama ile kombine kullanımlarının, ısı ile polimerize PMMA kaide materyali ile silikon içerikli yumuşak astar materyalleri arasındaki bağlantı dayanımına etkisi değerlendirilmiştir Çalışma sonuçlarına göre, 180 saniye MMA monomer uygulanan gruplara ait ÇBD değerleri ile kontrol grubu arasında fark olmadığı gözlenmiştir (Abosrie ve ark., 2018). Bu çalışmayı destekler nitelikteki bir başka çalışmada, MMA monomer uygulamasının

bağlantıda kullanılan 3 farklı astar materyali (Molloplast B, PermaFlex, AcroSoft) için de ÇBD değerleri arasında farklılık oluşturmadığı sonucuna varılmıştır (Haghi ve ark., 2020). Mevcut tez çalışmasında da bu iki çalışmayı destekler nitelikte, MMA monomer yüzey işlemleri uygulamasının ÇBD değerlerine etkisinin olmadığı görüldü. Bununla beraber mevcut tez çalışmasının sonuçlarıyla çelişkiye düşen çok sayıda başka çalışmalar da mevcuttur (Cavalcanti ve ark., 2014; Haur ve ark., 2015). Surapaneni ve ark.,'nın yapmış olduğu bir çalışmada; kumlama, MMA ve Aseton yüzey işlemleri uygulanan kaide materyallerinin iki farklı yumuşak astar materyaline (Ufi Gel P, GC Reline Soft) bağlantı dayanımı değerlendirilmiştir. MMA monomer yüzey işlemleri uygulaması her iki astar materyali için kontrol grubuna göre ÇBD değerlerini artırmıştır. Bu sonucu destekler nitelikteki Kulkarni ve ark.'nın yapmış olduğu çalışmada, MMA yüzey işleminin kontrol grubuna göre anlamlı derecede yüksek değerler sergilediği bildirilmiştir (Kulkarni, ve ark., 2011). Monomer yüzey işlemleri ile ilgili benzer çalışmalara ait farklı sonuçlara, çalışmalarda kullanılan yumuşak astar materyali, örnek boyutları ve test hızı gibi çalışma ortamını etkileyen farklılıkların neden olduğu düşünülmektedir.

Cavalcanti ve ark.'nın yapmış olduğu bir çalışmaya ait SEM analizinde, MMA monomer yüzey işleminin kontrol gruplarına göre daha temiz, yumuşak ve bağlantıyı güçlendiren depolimerize bir yüzey oluşturduğu belirtilmiştir (Cavalcanti ve ark., 2014). Vallittu ve ark., MMA uygulamasının kaide yüzeyinin yapısını çözdüğünü ve SEM analizinde 180 saniyelik uygulama süresinin daha kısa uygulamalara göre daha pürüzsüz bir yüzey topografyası oluşturduğunu belirtmişlerdir (Vallittu ve ark., 1994). Mevcut tez çalışmasında MMA monomer uygulamasına ait SEM görüntüleri değerlendirildiğinde; CAD/CAM PMMA örneklerde çok belirgin olmayan mikro çukurlu bir yapı izlenirken, ısı ile polimerize PMMA örneklerinde daha belirgin katlantılar ve gözeneklerden oluşan düzensiz bir görünümün hakim olduğu görülmektedir (Resim 4.5-4.6).

Bu tez çalışmasında yapılan başarısızlık tipi analizlerinde, her iki polimer ve astar materyali için adeziv tipteki başarısızlığın çoğunlukta olduğu ve en az rastlanılan başarısızlık tipinin ise koheziv başarısızlık olduğu görülmektedir (Tablo 4.5.). Er:YAG lazer yüzey işlemleri uygulanan örneklerdeki karışık başarısızlık tipi dikkat çekmektedir. Mevcut çalışmayı destekler nitelikteki bir çalışmada Nachaei ve ark.,

lazer gruplarına ait başarısızlık tipleri incelendiğinde % 8,33 koheziv başarısızlık ve % 91,67 karışık başarısızlık gözlenmiştir. Surapaneni ve ark. yapmış oldukları bir çalışmada, test edilen her iki yumuşak astar materyaline ait tüm örneklerin başarısızlık şeklinin adeziv başarısızlık tipinde gerçekleştiğini belirtmişlerdir. Bu sonuç astar molekülleri içindeki bağlantı dayanımının, astar ile PMMA kaide materyali arasındaki bağlantı kuvvetinden daha büyük olduğunu göstermektedir (Surapaneni ve ark., 2013)

Başarısızlık tiplerinin kaide materyali-astar materyali arayüzünde gerçekleştiği dikkate alındığında, kaide materyali ile astar materyali arasındaki bağlantıyı geliştirmek amacıyla astar materyallerin adezivlerinin geliştirilmesi ve yapılacak yeni çalışmalarda kaide yüzeylerinin astar materyali ile bağlantıya güçlendirecek farklı yüzey işlemlerinin etkisinin değerlendirilmesi gerekmektedir.

Bu tez çalışmasının limitasyonlarından biri, çalışmada tek marka ve içerikte CAD/CAM kaide materyali kullanılması sayılabilir. Farklı marka ve içerikte CAD/CAM kaide materyallerinin silikon içerikli yumuşak astar materyallerine bağlantısı farklı çalışmalarda değerlendirilmelidir.

Bir diğer limitasyon, çalışmada CAD/CAM PMMA kaide materyallerinin silikon içerikli astarlara bağlantı dayanımı değerlendirildi, akrilik içerikli yumuşak astarlar çalışma dışında bırakıldı. Farklı marka CAD/CAM PMMA kaide materyallerinin, silikon ve akrilik içeriğe sahip ısı polimerize ve otopolimerize astar materyallerine bağlantısını değerlendiren daha geniş çaplı çalışmalar yapılmalıdır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasının test yöntemi ve sınırlamaları göz önünde bulundurularak aşağıdaki sonuçlar ve öneriler söylenebilir;

1. Çalışmada en yüksek ÇBD değerleri, Molloplast B uygulanan örneklerde elde edilirken gruplar arasında farklılık gözlenmedi. En düşük ÇBD değerleri, Mollosil astar materyali uygulanan CAD/CAM kaide materyallerinin kontrol gruplarında gözlemlendi.
2. Farklı polimerizasyon yöntemlerine sahip PMMA kaide materyallerinin kullanılması ÇBD değerleri üzerinde; Mollosil astar materyali için etkili olurken, Molloplast B astar materyali için etki göstermediği görüldü. Mollosil astar materyali için, ısı polimerize kaide materyallerinin ÇBD değerleri CAD/CAM kaide materyallerine göre daha yüksek bulundu.
3. Farklı marka ve içerikte yumuşak astar materyallerinin kullanılması ÇBD üzerinde etkili olduğu görüldü. Molloplast B yumuşak astar materyal gruplarına ait tüm örneklerin ÇBD değerleri, Mollosil grubuna göre daha yüksek bulundu.
4. Fosforik asit ve Er:YAG lazer yüzey işlemlerinin, kaide materyalleriyle Mollosil astar materyali arasındaki bağlantı dayanımını kontrol grubuna göre arttırdığı ancak kendi aralarında benzer etki gösterdiği gözlemlendi.
5. MMA monomer uygulamasının çalışmada kullanılan ısı ile polimerize ve CAD/CAM kaide materyalleri ile Mollosil ve Molloplast B yumuşak astar materyalleri arasındaki ÇBD değerlerine etkisi olmadığı görüldü.
6. Daha yeni sayılabilecek bir materyal olan CAD/CAM PMMA kaide materyallerinin yumuşak astarlarla bağlantısını değerlendiren çalışmalar sınırlıdır. Yeni yapılacak çalışmalarda Er:YAG lazer ve fosforik asitin kombine kullanıldığı veya farklı türde ve farklı güç parametrelerinde lazerlerin kullanıldığı yeni çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.
7. SEM analizlerinde; ısı ile polimerize kaide materyal yüzeylerinin, CAD/CAM kaide materyallerine göre yüzey işlemlerinden daha fazla etkilendiği görüldü.

8. CBD testi gibi in-vitro test yöntemleri, bağlantı yüzeyine tek yönde kuvvet uygulamakta ve test koşulları klinik durumu simüle etmeyebilir. Kaide materyallerinin yumuşak astar materyaline bağlantısını inceleyen in-vivo çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.



7. KAYNAKÇALAR

- Aguirre BC, Chen JH, Kontogiorgos ED, Murchison DF, Nagy WW (2020). Flexural strength of denture base acrylic resins processed by conventional and CAD-CAM methods. *The Journal of prosthetic dentistry*, 123(4), 641-646.
- Akın H, Tugut F, Güney U, Kırmalı 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.
- Akın H, Tugut F, Mutaf B, Akın G, Özdemir AK (2011). Effect of different surface treatments on tensile bond strength of silicone-based soft denture liner. *Lasers in medical science*, 26(6), 783-788.
- Akın H, Tugut F, Mutaf B, Güney U (2014). Investigation of bonding properties of denture bases to silicone-based soft denture liner immersed in isobutyl methacrylate and 2-hydroxyethyl methacrylate. *The journal of advanced prosthodontics*, 6(2), 121-125.
- Al-Athel MS, Jagger RG (1996). Effect of test method on the bond strength of a silicone resilient denture lining material. *The Journal of prosthetic dentistry*, 76(5), 535-540.
- Al-Fouzan AF, Al-Mejrad LA, Albarrag AM (2017). Adherence of Candida to complete denture surfaces in vitro: A comparison of conventional and CAD-CAM complete dentures. *The journal of advanced prosthodontics*, 9(5), 402-408.
- Al-Qarni FD, Goodacre CJ, Kattadiyil MT, Baba NZ, Paravina RD (2020). Stainability of acrylic resin materials used in CAD-CAM and conventional complete dentures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 123(6), 880-887.
- Al-Dwairi ZN, Tahboub KY, Baba NZ, Goodacre CJ (2020). A comparison of the flexural and impact strengths and flexural modulus of CAD-CAM and conventional heat-cured polymethyl methacrylate (PMMA). *Journal of Prosthodontics*, 29(4), 341-349.

- Al Taweel SM, Al-Otaibi HN, Labban N, AlFouzan A, Shehri HA (2021). Soft Denture Liner Adhesion to Conventional and CAD-CAM Processed Poly (Methyl Methacrylate) Acrylic Denture Resins-An In-Vitro Study. *Materials*, 14(21), 6614.
- Alammari MR (2017). The influence of polishing techniques on pre-polymerized CAD\CAM acrylic resin denture bases. *Electronic physician*, 9(10), 5452.
- Alp G, Johnston WM, Yilmaz B (2019). Optical properties and surface roughness of prepolymerized poly (methyl methacrylate) denture base materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 121(2), 347-352.
- Amin W, Fletcher A, Ritchie G (1981). The nature of the interface between polymethyl methacrylate denture base materials and soft lining materials. *Journal of dentistry*, 9(4), 336-346.
- Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR (2013). *Phillips' science of dental materials*: Elsevier Health Sciences;474-498.
- Anusavice KJ. *Phillips' Science Dental Materials*. 11th ed. Philadelphia: Saunders Co Ltd., 2003; 74-101.
- Araújo CU, Basting RT (2018). In situ evaluation of surface roughness and micromorphology of temporary soft denture liner materials at different time intervals. *Gerodontology*, 35(1), 38-44.
- Arslan M, Murat S, Alp G, Zaimoglu A (2018). Evaluation of flexural strength and surface properties of prepolymerized CAD-CAM PMMA-based polymers used for digital 3D complete dentures. *Int J Comput Dent*, 21(1), 31-40.
- Atsü S, Keskin Y (2013). Effect of silica coating and silane surface treatment on the bond strength of soft denture liner to denture base material. *Journal of Applied Oral Science*, 21, 300-306.
- Austin AT (1980). The level of residual monomer in acrylic denture base materials.

- Awad AN, Choi SH, Kesterke MJ, Chen JH (2021). Comparison of tensile bond strength of denture relined materials on denture bases fabricated with CAD-CAM technology. *The Journal of prosthetic dentistry*, in press.
- Aydın A, Terzioğlu H, Akınay A, Ulubayram K, Hasırcı N (1999). Bond strength and failure analysis of lining materials to denture resin. *Dental Materials*, 15(3), 211-218.
- Ayman AD. (2017). The residual monomer content and mechanical properties of CAD\CAM resins used in the fabrication of complete dentures as compared to heat cured resins. *Electronic physician*, 9(7), 4766.
- Aziz T, Waters M, Jagger R(2003). Analysis of the properties of silicone rubber maxillofacial prosthetic materials. *Journal of dentistry*, 31(1), 67-74.
- Baba NZ, Goodacre BJ, Goodacre CJ, Müller F, Wagner S (2021). CAD-CAM complete denture systems and physical properties: A review of the literature. *Journal of Prosthodontics*, 30(S2), 113-124.
- Bal BT, Yavuzylmaz H (2006). Yumuşak Astar Maddeler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2006, 53-60
- Berger JC, Driscoll CF, Romberg E, Luo Q, Thompson G (2006). Surface roughness of denture base acrylic resins after processing and after polishing. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 15(3), 180-186.
- Bidra AS, Farrell K, Burnham D, Dhingra A, Taylor TD, Kuo CL (2016). Prospective cohort pilot study of 2-visit CAD-CAM monolithic complete dentures and implant-retained overdentures: Clinical and patient-centered outcomes. *The Journal of prosthetic dentistry*, 115(5), 578-586. e571.
- Bidra AS, Taylor TD, Agar JR(2013). Computer-aided technology for fabricating complete dentures: systematic review of historical background, current status, and future perspectives. *The Journal of prosthetic dentistry*, 109(6), 361-366.

- Binnig G, Quate CF, Gerber C (1986). Atomic force microscope. *Physical review letters*, 56(9), 930.
- Bollenl CM, Lambrechts P, Quirynen M (1997). Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dental Materials*, 13(4), 258-269.
- 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), 248-253
- 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.
- Braden M, Wright PS, Parker S (1995). Soft lining materials--a review. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 3(4), 163-174.
- Brown, D. (1988). Resilient soft liners and tissue conditioners. *British Dental Journal*, 164(11), 357-360.
- 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. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112(6), 1539-1544.
- Chan CM, Ko TM, Hiraoka H (1996). Polymer surface modification by plasmas and photons. *Surface science reports*, 24(1-2), 1-54.
- Chen M, Zamora PO, Som P, Peña LA, Osaki S (2003). Cell attachment and biocompatibility of polytetrafluoroethylene (PTFE) treated with glow-discharge plasma of mixed ammonia and oxygen. *Journal of Biomaterials Science, Polymer Edition*, 14(9), 917-935.
- Chladek G, Żmudzki J, Kasperski J (2014). Long-term soft denture lining materials. *Materials*, 7(8), 5816-5842.

- 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. *The Journal of prosthetic dentistry*, 120(5), 699-705.
- Choi JJE, Uy CE , Plaksina P, Ramani RS, Ganjigatti R, Waddell JN(2020). Bond strength of denture teeth to heat-cured, CAD-CAM and 3D printed denture acrylics. *Journal of Prosthodontics*, 29(5), 415-421.
- Colas A, Curtis J (2004). Silicone biomaterials: history and chemistry. *Biomaterials science: an introduction to materials in medicine*, 2, 80-85.
- Craig RG, Gibbons P (1961). Properties of resilient denture liners. *The Journal of the American Dental Association*, 63(3), 382-390.
- Çalikkocaoğlu, S. (2019). *Dişsiz Hastaların Protetik Tedavisi: Klasik Tam rotezler* (7 ed.). İstanbul: quintessence publishing.
- Dorocka-Bobkowska B, Medyński D, Pryliński M (2017). Recent advances in tissue conditioners for prosthetic treatment: A review. *Advances in clinical and experimental medicine: official organ Wroclaw Medical University*, 26(4), 723-728.
- 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.
- Elsaka SE(2018). Effectiveness of titanium tetrafluoride on the bond strength of composite cement to titanium. *J Adhes Dent*, 20, 143-149.
- Emmer Jr TJ, Emmer TJ, Vaidynathan J, Vaidynathan TK (1995). Bond strength of permanent soft denture liners bonded to the denture base. *The Journal of prosthetic dentistry*, 74(6), 595-601.

- Ergün G , Şahin Z (2016). Konvansiyonel ve İmplant Üstü Protezlerde Kullanılan Kaide Materyallerinde Güncel Gelişmeler. *Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics*, 2(3), 35-44.
- Ersu B, Yuzugullu B, Yazici AR, Canay S (2009). Surface roughness and bond strengths of glass-infiltrated alumina-ceramics prepared using various surface treatments. *Journal of dentistry*, 37(11), 848-856.
- Frankenbergera R, Hartmannb V, Krechc M, Krämerd N, Reiche S, Braunf A, ve ark.(2015). Adhesive luting of new CAD-CAM materials Adhäsive Befestigung neuer CAD-CAM-Materialien. *International journal of computerized dentistry*, 18(1), 9-20.
- Gadegaard N (2006). Atomic force microscopy in biology: technology and techniques. *Biotechnic & Histochemistry*, 81(2-3), 87-97.
- Garcia LT, Jones JD (2004). Soft liners. *Dental Clinics*, 48(3), 709-720.
- Geramipناه F, Ghandari M, Zeighami S (2013). The effect of thermocycling on tensile bond strength of two soft liners. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran)*, 10(5), 405.
- Goodacre CJ, Garbacea A, Naylor WP, Daher T, Marchack CB, Lowry J (2012). CAD-CAM fabricated complete dentures: concepts and clinical methods of obtaining required morphological data. *The Journal of prosthetic dentistry*, 107(1), 34-46.
- Grumezescu V, Grumezescu AM (2019). *Materials for biomedical engineering: thermoset and thermoplastic polymers*: Elsevier.
- 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. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112(4), 964-971.
- Gupta S (2010). Effect of surface treatment on the flexural strength of denture base resin and tensile strength of autopolymerizing silicone based denture liner

- bonded to denture base resin: an in vitro study. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 10(4), 208-212.
- 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. *Int J Prosthodont*, 33, 56-62.
- Haley D, Pratt O (2017). Basic principles of lasers. *Anaesthesia & Intensive Care Medicine*, 18(12), 648-650.
- 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.
- Hammad IA, Talic YF (1996). Designs of bond strength tests for metal-ceramic complexes: review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 75(6), 602-608.
- 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.
- Henriques B, Fabris D, Mesquita-Guimarães J, Sousa AC, Hammes N, Souza JC, Fredel MC (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.
- 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.
- Imirzalioglu P, Karacaer O, Yilmaz B, Ozmen MSc I (2010). Color stability of denture acrylic resins and a soft lining material against tea, coffee, and nicotine. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 19(2), 118-124.

- Infante L, Yilmaz B, McGlumphy E, Finger I (2014). Fabricating complete dentures with CAD-CAM technology. *The Journal of prosthetic dentistry*, 111(5), 351-355.
- Inokoshi M, Kanazawa M, Minakuchi S (2012). Evaluation of a complete denture trial method applying rapid prototyping. *Dental materials journal*, 1201190221-1201190221.
- ISO 10139-1-2018, soft lining materials for removable dentures-Part 1: Materials for shortterm use.
- ISO 10139-2016. Dentistry-soft lining materials for removable dentures-Part 2: Materials for long-term use.
- ISO 8510-2, 2006. Adhesives - peel test for a flexible-bonded-to-rigid test specimen assembly - part 2: 180° peel. ISO
- ISO 20295-1:2013. Dentistry-Denture base polymers. International Standards Organization.
- Işık Özkol G. Yumuşak astar maddeleri. Özdemir AK, editör. *Protetik Materyaller ve Güncel Uygulamaları*. 1. Baskı. Ankara: Türkiye Klinikleri; 2020. p.42-9.
- Jacobsen NL, Mitchell DL, Johnson DL, Holt RA (1997). Lased and sandblasted denture base surface preparations affecting resilient liner bonding. *The Journal of prosthetic dentistry*, 78(2), 153-158.
- 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.
- Joniot S, Salomon JP, Dejou J, Grégoire G (2006). Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Operative dentistry*, 31(1), 39-46.

- Kalipçılar B, Perdeci H (2000). Farklı protez kaide materyallerine uygulanan yumuşak astar maddelerinin bağlantı dirençlerinin incelenmesi. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 27(3), 383-391.
- Kanazawa M, Inokoshi M, Minakuchi S., Ohbayashi N (2011). Trial of a CAD-CAM system for fabricating complete dentures. *Dental materials journal*, 1101210106-1101210106.
- 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 & bioallied sciences*, 11(Suppl 2), S131.
- Kassebaum N, Bernabé E, Dahiya M, Bhandari B, Murray C, Marcenes W (2014). Global burden of severe tooth loss: a systematic review and meta-analysis. *Journal of dental research*, 93(7_suppl), 20S-28S.
- Kawahata N, Ono H, Nishi Y, Hamano T, Nagaoka E (1997). Trial of duplication procedure for complete dentures by CAD-CAM. *Journal of oral rehabilitation*, 24(7), 540-548.
- Kawano F, Dootz ER, Koran A, Craig RG (1992). Comparison of bond strength of six soft denture liners to denture base resin. *The Journal of prosthetic dentistry*, 68(2), 368-371.
- Khan Z, Martin J, Collard S (1989). Adhesion characteristics of visible light-cured denture base material bonded to resilient lining materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 62(2), 196-200.
- Khanna A, Bhatnagar VM, Karani JT, Madria K, Mistry S (2015). A comparative evaluation of shear bond strength between two commercially available heat cured resilient liners and denture base resin with different surface treatments. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*, 9(5), ZC30.

- 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. *The Journal of prosthetic dentistry*, 94(4), 357-362.
- Kocabalkan E, Turgut M (2005). Variation in blood flow of supporting tissue during use of mandibular complete dentures with hard acrylic resin base and soft relining: a preliminary study. *international Journal of Prosthodontics*, 18(3).
- Koike T, Ishizaki K, Ogami K, Ueda T, Sakurai K (2011). Influence of anterior palatal coverage on perception and retention in complete dentures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 105(4), 272-279.
- Kulak-Ozkan Y, Sertgoz A, Gedik H (2003). Effect of thermocycling on tensile bond strength of six silicone-based, resilient denture liners. *The Journal of prosthetic dentistry*, 89(3), 303-310.
- Kulkarni RS, Parkhedkar R (2011). The effect of denture base surface pretreatments on bond strengths of two long term resilient liners. *The journal of advanced prosthodontics*, 3(1), 16-19.
- Kurtulmus 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.
- Kurtz SM (2019). *PEEK biomaterials handbook*: William Andrew.
- Lau M, Amarnath G, Muddugangadhar B, Swetha M, Das KAAK (2014). Tensile and shear bond strength of hard and soft denture relining materials to the conventional heat cured acrylic denture base resin: An in-vitro study. *Journal of international oral health: JIOH*, 6(2), 55.
- Leite VM, Pisani MX, Paranhos HF, Souza RF, Silva-Lovato CH (2010). Effect of ageing and immersion in different beverages on properties of denture lining materials. *Journal of Applied Oral Science*, 18(4), 372-378.

- Lenz J, Schwarz S, Schwickerath H, Sperner F, Schäfer A (1995). Bond strength of metal–ceramic systems in three-point flexure bond test. *Journal of Applied Biomaterials*, 6(1), 55-64.
- León BLT, Cury AADB, Garcia RCMR (2005). Water sorption, solubility, and tensile bond strength of resilient denture lining materials polymerized by different methods after thermal cycling. *The Journal of prosthetic dentistry*, 93(3), 282-287.
- Lim H, Lee Y, Han S, Kim Y, Song JM, Kim JS (2003). Wettability of poly (styrene-co-acrylate) ionomers improved by oxygen-plasma source ion implantation. *Journal of Polymer Science Part B: Polymer Physics*, 41(15), 1791-1797.
- Liston EM (1989). Plasma treatment for improved bonding: a review. *The journal of adhesion*, 30(1-4), 199-218.
- 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.
- Mack PJ (1989). Denture soft lining materials: clinical indications. *Australian dental journal*, 34(5), 454-458.
- Madan N, Datta K (2012). Evaluation of tensile bond strength of heat cure and autopolymerizing silicone-based resilient denture liners before and after thermocycling. *Indian Journal of Dental Research*, 23(1), 64.
- Maeda Y, Minoura M, Tsutsumi S, Okada M, Nokubi T (1994). A CAD-CAM system for removable denture. Part I: Fabrication of complete dentures. *international Journal of Prosthodontics*, 7(1).
- Makila E (1976). Soft lining to relieve soreness beneath dentures. *Journal of oral rehabilitation*, 3(2), 145-150.
- Mariana DG, Desislava D (2018). Application of artificial posterior teeth with 0-degree of cuspal angulations in removable prosthesis-literature review. *Научни*

трудовете на Съюза на учените–Пловдив. Серия Г: Медицина, фармация и дентална медицина, 22, 224-229.

McDowall F (2013). Introduction to dental materials. *British Dental Journal*, 215(2), 100-100.

McLaughlin JB (2015). Complete denture fabrication with CAD-CAM record bases. *The Journal of prosthetic dentistry*, 114(4), 493-497.

McCabe JF, Walls AWG Applied dental materials. 9th ed. Oxford:Blackwell Science LTD; 2008, sayfa: 126-132.

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. *The Journal of the Indian Prosthodontic Society*, 16(2), 136.

Mese A, Guzel KG (2008). Effect of storage duration on the hardness and tensile bond strength of silicone-and acrylic resin-based resilient denture liners to a processed denture base acrylic resin. *The Journal of prosthetic dentistry*, 99(2), 153-159.

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).

Mitaľ 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.

Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y (2009). A review of dental CAD-CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental materials journal*, 28(1), 44-56.

- Monsénégo P, Proust J (1989). Complete denture retention. Part I: Physical analysis of the mechanism. Hysteresis of the solid-liquid contact angle. *The Journal of prosthetic dentistry*, 62(2), 189-196.
- Morgan T, Wilson M (2001). The effects of surface roughness and type of denture acrylic on biofilm formation by *Streptococcus oralis* in a constant depth film fermentor. *Journal of applied microbiology*, 91(1), 47-53.
- 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. *The Journal of prosthetic dentistry*, 123(6), 800-806. e806.
- Murata H, Kawamura M, Hamada T, Saleh S, Kresnodi U, Toki K (2001). Dimensional stability and weight changes of tissue conditioners. *Journal of oral rehabilitation*, 28(10), 918-923.
- 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.
- Mutluay MM, Ruyter IE (2007). Evaluation of bond strength of soft relining materials to denture base polymers. *Dental Materials*, 23(11), 1373-1381.
- Nakhaei M, Dashti H, Ahrari F, Vasigh S, Mushtaq S, Shetty RM (2016). Effect of different surface treatments and thermocycling on bond strength of a silicone-based denture liner to a denture base resin. *Journal of Contemporary Dental Practice*, 17(2), 154-159.
- Nowakowska-Toporowska A, Raszewski Z, Wieckiewicz W (2016). Color change of soft silicone relining materials after storage in artificial saliva. *The Journal of prosthetic dentistry*, 115(3), 377-380.
- O'Brien WJ(2002a). Dental materials and their selection.

- O'Brien WJ (2002b). *Dental Materials and Their Selection*; Quintessence Pub. Co: Chicago, IL, USA, 23.
- Ourahmoune R, Salvia M, Mathia T, Mesrati N (2014). Surface morphology and wettability of sandblasted PEEK and its composites. *Scanning: The Journal of Scanning Microscopies*, 36(1), 64-75.
- Özcan M, Vallittu PK (2003). Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dental Materials*, 19(8), 725-731.
- Özdemir H, Özdoğan A (2018). Bond Strength of Resilient Lining Materials to Denture Base Resin: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of Prosthodontics*, 27(9), 828-841.
- Özkömür A, Ekren O (2011). Mikrodalga Enerjisi ile Akrilik Rezinlerin Polimerizasyonu. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 32(1), 1-7.
- Pacquet W, Benoit A, Hatège-Kimana C, Wulfman C (2019). Mechanical properties of CAD-CAM denture base resins. *Int J Prosthodont*, 32(1), 104-110.
- Patzelt SB, Vonau S, Stampf S, Att W (2013). Assessing the feasibility and accuracy of digitizing edentulous jaws. *The Journal of the American Dental Association*, 144(8), 914-920.
- Philips RW (1991). *Skinner's science of dental materials*.
- Pinto JRR, Mesquita MF, Henriques GEP, de Arruda Nóbilo MA (2002). Effect of thermocycling on bond strength and elasticity of 4 long-term soft denture liners. *The Journal of prosthetic dentistry*, 88(5), 516-521.
- Powers JM, Wataha JC (2015). *Dental Materials-E-Book: Foundations and Applications*; Elsevier Health Sciences.
- Qudah S, Harrison A, Huggett R (1990). Soft Lining Materials in Prosthetic Dentistry; A Review. *international Journal of Prosthodontics*, 3(5).

- Qudah, S, Huggett R, Harrison A (1991). The effect of thermocycling on the hardness of soft lining materials. *Quintessence Int*, 22(7), 575-580.
- Rajaganesh, N., Sabarinathan, S., Azhagarasan, N., Shankar, C., Krishnakumar, J., & Swathi, S. (2016). Comparative evaluation of shear bond strength of two different chairside soft liners to heat processed acrylic denture base resin: An in vitro study. *Journal of pharmacy & bioallied sciences*, 8(Suppl 1), S154.
- Rocha RFV, Anami LC, Campos TMB, Melo RMd, Souza ROdA, Bottino MA (2016). Bonding of the polymer polyetheretherketone (PEEK) to human dentin: effect of surface treatments. *Brazilian dental journal*, 27, 693-699.
- Rodrigues S, Shenoy V, Shetty T (2013). Resilient liners: A review. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 13(3), 155-164.
- Rotel M, Zahavi J, Tamir S, Buchman A, Dodiuk H (2000). Pre-bonding technology based on excimer laser surface treatment. *Applied Surface Science*, 154, 610-616.
- Rw P (1991). Skinner's science of dental materials. In: Philadelphia: Saunders.
- Sailer I, Mühlemann S, Zwahlen M, Hämmerle CH, Schneider D (2012). Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates. *Clinical oral implants research*, 23, 163-201.
- Saitoh S, Sasaki K, Nezu T, Taira M (2010). Viscoelastic behavior of commercially available tissue conditioners under compression. *Dental materials journal*, 1007170046-1007170046.
- Sakaguchi RL, Powers JM (2012). *Craig's restorative dental materials-e-book*: Elsevier Health Sciences..
- Sakaguchi RL, Powers JM Craig's Restorative Dental Materials. 13th ed. Elsevier, Mosby; 2019, sayfa: 69-90.

- 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. *The Journal of prosthetic dentistry*, 95(2), 143-151.
- Sarac YS, Sarac D, Kulunk T, Kulunk S (2005). The effect of chemical surface treatments of different denture base resins on the shear bond strength of denture repair. *The Journal of prosthetic dentistry*, 94(3), 259-266.
- 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. *The Journal of prosthetic dentistry*, 92(3), 283-287.
- 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. *The International journal of prosthodontics*, 31(3), 208-210.
- Schmidt WF, Smith DE (1983). A six-year retrospective study of Molloplast-B-lined dentures. Part II: Liner serviceability. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 50(4), 459-465.
- Sertgöz A, Kulak Y, Gedik H, Taskonak B (2002). The effect of thermocycling on peel strength of six soft lining materials. *Journal of oral rehabilitation*, 29(6), 583-587.
- Seymen F, Gülhan A (1996). Arka Grup Dişlerde Kullanılan Çeşitli Dolgu Materyallerinin Yüzey Sertliklerinin İncelenmesi-The Investigation Of Surface Hardness Of Various Posterior Filling Materials. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 30(3), 145-152.
- Silthampitag P, Chaijareenont P, Tattakorn K, Banjongprasert C, Takahashi H, Arksornnukit M (2016). Effect of surface pretreatments on resin composite bonding to PEEK. *Dental materials journal*, 35(4), 668-674.

- Singh RD, Gautam R, Siddhartha R, Singh BP, Chand P, Sharma VP, Jurel SK (2013). High Performance Liquid Chromatographic Determination of Residual Monomer Released from Heat-Cured Acrylic Resin. An In Vivo Study. *Journal of Prosthodontics*, 22(5), 358-361.
- Sipahi C, Anil N, Bayramli E (2001). The effect of acquired salivary pellicle on the surface free energy and wettability of different denture base materials. *Journal of dentistry*, 29(3), 197-204.
- Skupien JA, Valentini F, Boscato N, Pereira-Cenci T (2013). Prevention and treatment of Candida colonization on denture liners: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 110(5), 356-362.
- Slade G, Akinkugbe A, Sanders A (2014). Projections of US edentulism prevalence following 5 decades of decline. *Journal of dental research*, 93(10), 959-965.
- Smielak B, Gołębiowski M, Klimek L (2015). The Influence of Abutment Surface Treatment and the Type of Luting Cement on Shear Bond Strength between Titanium/Cement/Zirconia. *Advances in Materials Science and Engineering*, 2015, 1-8. doi:10.1155/2015/826794
- Srinivasan M, Gjengedal H, Cattani-Lorente M, Moussa M, Durual S, Schimmel M, ve ark. (2018). CAD-CAM milled complete removable dental prostheses: An in vitro evaluation of biocompatibility, mechanical properties, and surface roughness. *Dental materials journal*, 2017-2207.
- Stawarczyk B, Silla M, Roos M, Eichberger M, Lümke mann N (2017). Bonding behaviour of polyetherketoneketone to methylmethacrylate-and dimethacrylate-based polymers. *J Adhes Dent*, 19(4), 331-338.
- Steinmassl O, Dumfahrt H, Grunert I, Steinmassl PA (2018). CAD-CAM produces dentures with improved fit. *Clinical oral investigations*, 22(8), 2829-2835.
- Steinmassl O, Dumfahrt H, Grunert I, Steinmassl PA (2018). Influence of CAD-CAM fabrication on denture surface properties. *Journal of oral rehabilitation*, 45(5), 406-413.

- Steinmassl O, Offermanns V, Stöckl W, Dumfahrt H, Grunert I, Steinmassl PA (2018). In vitro analysis of the fracture resistance of CAD-CAM denture base resins. *Materials*, 11(3), 401.
- Steinmassl PA, Wiedemair V, Huck C, Klaunzer F, Steinmassl O, Grunert I ve ark. (2017). Do CAD-CAM dentures really release less monomer than conventional dentures? *Clinical oral investigations*, 21(5), 1697-1705.
- Standard test method for tensile properties of plastics¹ (ASTM Designation: D 638-08)
- Standard Test Method for Tensile Strength of Adhesives by Means of Bar and Rod Specimens (ASTM Designation: D 2095-96)
- Sun Y, Lü P, Wang Y (2009). Study on CAD&RP for removable complete denture. *computer methods and programs in biomedicine*, 93(3), 266-272.
- Surapaneni H, Ariga P, Haribabu R, Shankar YR, 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 invitro study. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 13(3), 274-280.
- Susewind S, Lang R, Hahnel S (2015). Biofilm formation and *Candida albicans* morphology on the surface of denture base materials. *Mycoses*, 58(12), 719-727.
- Taghva, M., et al. (2022). "Comparison of shear bond strength of CAD/CAM and conventional heat-polymerized acrylic resin denture bases to auto-polymerized and heat-polymerized acrylic resins after aging." *Journal of Clinical and Experimental Dentistry* 14(1): e72.
- Takahashi Y, & Chai J (2001). Shear bond strength of denture reline polymers to denture base polymers. *international Journal of Prosthodontics*, 14(3).
- Tandon R, Gupta S, Agarwal SK (2010). Denture base materials: From past to future. *Indian J Dent Sci*, 2(2), 33-39.

- Tokgoz S, Ozdiler A, Gencel B, Bozdog E, Isik-Ozkol G (2019). Effects of denture base thicknesses and reinforcement on fracture strength in mandibular implant overdenture with bar attachment: under various acrylic resin types. *European journal of dentistry*, 13(01), 064-068.
- Tonks L, Langmuir I (1929). Note on" Oscillations in Ionized Gases". *Physical Review*, 33(6), 990.
- 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 levels of energy. *Lasers in medical science*, 27(2), 281-285.
- Tugut F, Coskun ME, Dogan DO, Kirmali O, Akin H (2016). Tensile bond strength between soft liners and two chemically different denture base materials: effect of thermocycling. *Journal of Prosthodontics*, 25(4), 319-323.
- Ulusoy M, Aydın AK (2010). *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler*. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi.
- 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: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 71(1), 196-200.
- Valandro LF, Della Bona A, Bottino MA, Neisser MP (2005). The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *The Journal of prosthetic dentistry*, 93(3), 253-259.
- Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P (2003). Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *OPERATIVE DENTISTRY-UNIVERSITY OF WASHINGTON-*, 28(5), 647-660.

- Van Noort R. Introduction. to Dental Materials. Philadelphia: Mosby. 2002, sayfa: 68-78.
- Vural C, Ozdemir G, Kurtulmus H, Kumbuloglu O, Özcan M (2010). Comparative effects of two different artificial body fluids on *Candida albicans* adhesion to soft lining materials. *Dental materials journal*, 29(2), 206-212.
- Walls, A. (2008). *Applied dental materials*: Blackwell Pub.
- Wemken, G., Burkhardt, F., Spies, B. C., Kleinvogel, L., Adali, U., Sterzenbach, G., Wesemann, C. (2021). Bond strength of conventional, subtractive, and additive manufactured denture bases to soft and hard relining materials. *Dental Materials*, 37(5), 928-938.
- Whitehead, S., Shearer, A., Watts, D., & Wilson, N. (1995). Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *Journal of oral rehabilitation*, 22(6), 421-427.
- Wright P (1976). Soft lining materials: their status and prospects. *Journal of dentistry*, 4(6), 247-256.
- Wu J, Gao B, Tan H, Chen J, Tang Cy, Tsui Cp (2010). A feasibility study on laser rapid forming of a complete titanium denture base plate. *Lasers in medical science*, 25(3), 309-315.
- Xu H, Hu Z, Wu S, Chen Y (2003). Surface modification of polytetrafluoroethylene by microwave plasma treatment of H₂O/Ar mixture at low pressure. *Materials Chemistry and Physics*, 80(1), 278-282.
- 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.
- Yavuzylmaz H, Ulusoy M, Kedici P, Kansu G (2003). Protetik diş tedavisi terimleri sözlüğü. *Ankara: Özyurt Matbaacılık*, 196.

- Zafar MS (2020). Prosthodontic applications of polymethyl methacrylate (PMMA): An update. *Polymers*, 12(10), 2299.
- Zaimoğlu, A. (2016). *Prepolimerize Polimetilmetakrilat Kaide Materyallerinin Yüzey Özellikleri Ve Mekanik Özelliklerinin İn-Vitro Değerlendirilmesi*. İstanbul Aydın Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi,
- Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu ML (1993). *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi*. Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları.
- 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.
- Zhang Y, Zhang H, Ma J, Jin S (2011). Effect of surface pretreatment with chemical etchants on bond strength between a silicone-based resilient liner and denture base resin. *Zhonghua kou qiang yi xue za zhi= Zhonghua kouqiang yixue zazhi= Chinese journal of stomatology*, 46(12), 762-764.
- Zuo W, Feng D, Song A, Gong H, Zhu S (2016). Effects of organic-inorganic hybrid coating on the color stability of denture base resins. *The Journal of prosthetic dentistry*, 115(1), 103-108.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Sinan TEVKİR

Doğum Yeri :

Doğum Tarihi :

Yabancı Dili : İngilizce

E-posta :

İletişim Bilgileri :

Derece	Bölüm/ Program	Üniversite	Yıl
Y. Lisans	Diş Hekimliği Fakültesi	Karadeniz Teknik Üniversitesi	2013-2018
Uzmanlık	Protetik Diş Tedavisi	Ordu Üniversitesi	2018-2022

İş Deneyimi:

Görev	Görev Yeri	Yıl
Arş. Gör.	Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	2018-2022