

ANIL GÜREL

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.

DOKTORA TEZİ

İSTANBUL-2021



**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

(DOKTORA TEZİ)

**FARKLI SERTLİK DEĞERLERİNE SAHİP POLİVİNİLSİLOKSAN
ESASLI BİR MATRİKS MATERYALİN PROTEZ KAİDESİNE
BAĞLANMA DAYANIMININ İNCELENMESİ**

ANIL GÜREL

**DANIŞMAN
PROF.DR.OLCAY ŞAKAR**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ PROGRAMI**

İSTANBUL-2021

TEZ ONAYI



ITHAF

Aileme ithaf ediyorum

TEŞEKKÜR

Doktora sürecinde bilimsel konularda olduğu kadar karşılaştığım tüm zorluklarda yardımlarını, bilgisini ve sevgisini hiçbir zaman esirgemeyen sevgili hocam **Prof. Dr. Olcay Şakar’a**,

Doktora eğitimime bilgi ve tecrübeleriyle katkıda bulunan bilim dalımızın değerli öğretim üyeleri **Prof. Dr. Tayfun Bilgin, Prof. Dr. Fatma Ünalın, Prof. Dr. Gülbahar Işık Özkol ve Prof. Dr. Tonguç Sülün, Prof. Dr. Canan Bural Alan ve Prof. Dr. Onur Geçkili** ve Trakya Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi öğretim görevlilerinden **Prof. Dr. Altuğ Çilingir’e**

Gereç ve yöntemin tasarlanması, gerçekleştirilmesi aşamasında ve test verilerinin elde edilmesi aşamasında bana her türlü imkânı sunan, bilgi ve görüşleri ile bana ışık tutan fakültemiz öğretim görevlilerinden **Dr. Burç Gencel’e**, İstanbul Teknik Üniversitesi Makine Fakültesi Öğretim Görevlilerinden **Dr. Ergün Bozdağ’a**, çalışmamızda kullanılan materyaller ile ilgili yardımlarından dolayı **Dt. Zafer Kazak’a**

Doktora sürecinde desteğini her zaman hissettiğim dönem arkadaşlarıma ve her konuda bana yol gösteren, mesleki bilgi ve tecrübelerini cömertçe paylaşan abim **Dr.Dt.Ercan Yılmaz’a**

Her zaman yanımda olan arkadaşım **Aytuğ Güleç’e**

Destekleri için kürsü sekreterimiz **Nermin Akyüz’e**, destek ve yardımları için **Cihan Bozpınar ve Mustafa Bacacı’ya**

Beni bu günlere getirmek için hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan **aileme**

Teşekkürlerimi sunmayı borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İİ
BEYAN	ERROR! BOOKMARK NOT DEFINED.
İTHAF	İİİ
TEŞEKKÜR.....	İV
İÇİNDEKİLER	İV
TABLolar LİSTESİ	Vİİİ
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	İX
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	İX
ÖZET.....	Xİİİ
ABSTRACT.....	XİV
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
1.1. Araştırma konusunun tanımı	1
1.2. Amaç	2
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Yumuşak astar materyalleri.....	3
2.1.1. Yumuşak astar materyallerinin sınıflandırılması	3
2.1.1.1. Doğal kauçuklar	3
2.1.1.2. Viniller	4
2.1.1.3. Yumuşak akrilikler	4
2.1.1.3.1. Oda ısısında polimerize olan akrilik esaslı yumuşak astar materyalleri.....	4
2.1.1.3.2. Isı ile polimerize olan akrilik esaslı yumuşak astar materyalleri	5
2.1.1.4. Silikon esaslı yumuşak astar materyalleri.....	5
2.1.1.4.1. Oda ısısında polimerize olan silikon esaslı yumuşak astar materyalleri	6
2.1.1.4.2. Isı ile sertleşen silikon esaslı yumuşak astar materyalleri	7
2.1.1.5. Floropolimerler	8
2.1.1.6. Polielastomerik sistemler	8
2.1.2. Akrilik ve silikon esaslı yumuşak astar materyallerinin karşılaştırılması	8
2.1.3. Yumuşak astar materyallerinin sahip olması gereken özellikler	9
2.1.4. Endikasyonlar	10
2.1.5. Yumuşak astarların dezavantajları	11

2.2. Protez kaide materyalleri	13
2.2.1. Protez kaide materyallerinin yapısı	13
2.2.2. Protez kaide materyallerinin özellikleri	14
2.2.3. Protez kaide materyallerinin polimerizasyon tiplerine göre sınıflandırılması .	14
2.2.3.1. Isı ile polimerize olan akrilikler	14
2.2.3.2. Kimyasal olarak polimerize olan akrilikler	15
2.2.3.3. Işık ile polimerize olan akrilikler	15
2.2.3.4. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilikler	16
2.3. Yumuşak astar ve silikon içerikli tutucu sistemler	16
2.4. Silikon esaslı otopolimerizan rezilient materyallerin kaide maddelerine bağlanma dayanımını etkileyen faktörler	24
2.4.1. Yumuşak astar ile kaide materyali arasındaki bağlantıyı değerlendirmede kullanılan kavramlar	24
2.4.1.1. Adezyon ve kohezyon:	24
2.4.1.2. Gerilim ve gerinim :	25
2.4.1.3. Bağlanma dayanımı:	25
2.4.2. Yumuşak astar materyallerinin bağlanma dayanımları ile ilgili yapılan çalışmalar	25
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	40
3.1. Çalışmada kullanılan materyaller	40
3.1.1. Retention.sil	40
3.1.2. Promolux akrilik rezin	41
3.1.3. Promolux High Impact akrilik rezin	41
3.2. Örnek sayısının belirlenmesi	41
3.3. Deney düzeneğinin tasarımı	42
3.3.1. Erkek parçanın tasarımı ve üretimi	42
3.3.2. Dişi parçanın tasarımı ve üretimi	42
3.3.3. Yer tutucunun üretimi	43
3.4. Akrilik blokların oluşturulması	43
3.5. Yüzey özelliği uygulamaları	47
3.6. Bağlantı yüzeylerinin taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile incelenmesi	49
3.7. Akrilik ile yumuşak astar bağlantısı	49
3.8. Termal döngü işlemi:	50

3.9. Çekme bağlantı dayanımı testleri:	51
3.10. İstatistik inceleme	51
4. BULGULAR.....	53
4.1. Çekme bağlanma dayanımı testinin bulguları.....	53
4.2. Bağlanma Yüzeylerinin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) İle Görüntülenmesi:	64
4.2.1. Promolux Akrilik Kontrol Grubu Yüzeyi.....	65
4.2.2. Promolux Akrilik Asit Grubu Yüzeyi	65
4.2.3. Promolux Akrilik Monomer Grubu Yüzeyi	66
4.2.4. Promolux Akrilik Asit+Monomer Grubu Yüzeyi.....	67
4.2.5. Promolux High Impact Akrilik Kontrol Grubu Yüzeyi	68
4.2.6. Promolux High Impact Akrilik Asit Grubu Yüzeyi.....	69
4.2.7. Promolux High Impact Akrilik Monomer Grubu Yüzeyi	70
4.2.8. Promolux High Impact Akrilik Asit+Monomer Grubu Yüzeyi	71
5. TARTIŞMA	72
5.1. Gereç ve Yöntemin Tartışılması.....	72
5.2. Bulguların Tartışılması	77
6. KAYNAKÇA.....	87
HAM VERİLER.....	95
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI	101
ÖZGEÇMİŞ	ERROR! BOOKMARK NOT DEFINED.

TABLolar LİSTESİ

Tablo 3-1: Çalışmada kullanılan materyaller.....	40
Tablo 4-1: Yüzey uygulamaları, silikon sertlik derecesi ve akrilik tipinin çekme kuvveti üzerine etkisinin değerlendirilmesi	53
Tablo 4-2: Farklı silikon sertlikleri ve akrilik tiplerinde oluşturulan yüzey gruplarının çekme kuvvetlerinin değerlendirilmesi	54
Tablo 4-3: Farklı yüzey uygulaması ve akrilik tiplerinde silikon sertliklerinin çekme kuvvetlerinin değerlendirilmesi	57
Tablo 4-4: Farklı silikon sertlikleri ve yüzey gruplarında, akrilik tiplerinin çekme kuvvetlerinin değerlendirilmesi.....	61
Tablo 4-5: Çekme bağlantı testi örneklerinin kopma şekilleri.....	63

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 3-1a,b: Erkek parçanın görüntüsü.....	42
Şekil 3-2a,b: Dişi parçanın görüntüsü.....	43
Şekil 3-3: Yer tutucunun görüntüsü.....	43
Şekil 3-4: Pirinç kalıp içerisine polivinilsiloksan ölçü materyalinin uygulanması.....	44
Şekil 3-5a,b: Polimerizasyon sonrası polivinilsiloksan modelin hazırlanmış şekli.....	44
Şekil 3-6: Polivinilsiloksan modelin alçı içerisine yerleştirilmesi.....	45
Şekil 3-7a,b: Alçı yüzeyinin laklanıp üst mufla kapağının yerleştirilmesi.....	45
Şekil 3-8: Alçı sertleştikten sonra mufla kapaklarının görüntüsü.....	46
Şekil 3-9: Kontrol grubunun görüntüsü.....	47
Şekil 3-10: Yüzeye asit uygulanması.....	47
Şekil 3-11: Yüzeye monomer uygulanması.....	48
Şekil 3-12a,b: Yüzeye asit ve monomer uygulanması.....	48
Şekil 3-13: Taramalı elektron mikroskopunun (SEM) görüntüsü.....	49
Şekil 3-14a,b: Retention.sil primeri ve materyalinin yüzeye uygulanması.....	50
Şekil 3-15 a,b: Örneklerin mufladan çıkarıldıktan sonraki ve tesviye edilmiş görüntüleri	50
Şekil 3-16: Termal döngü cihazındaki örneklerin görüntüsü.....	51
Şekil 3-17: İnstron cihazına bağlanan örneğin görüntüsü	52
Şekil 4-1: Promolux akrilik rezin ve farklı sertlik değerlerine sahip matriks materyali ile oluşturulan deney gruplarının çekme bağlanma dayanımı değerlerinin grafiksel görünümü.....	55
Şekil 4-2: Promolux High Impact akrilik rezin ve farklı sertlik değerlerine sahip matriks materyali ile oluşturulan deney gruplarının çekme bağlanma dayanımı değerlerinin grafiksel görünümü	56

Şekil 4-3: Promolux akrilik rezini ile farklı yüzey uygulamaları kullanıldığında silikon sertliklerinin çekme kuvvetlerinin değerlendirilmesinin grafiksel görünümü.....	58
Şekil 4-4: Promolux High Impact akrilik rezini ile farklı yüzey uygulamaları kullanıldığında silikon sertliklerinin çekme kuvvetlerinin değerlendirilmesinin grafiksel görünümü	59
Şekil 4-5: Farklı silikon sertlikleri ve yüzey grupları kullanıldığında akrilik gruplarının çekme kuvvetlerinin değerlendirilmesinin grafiksel görünümü	61
Şekil 4-6a,b: Promolux akrilik kontrol grubu yüzeyinin 1000 defa büyütülmüş görüntüsü.....	64
Şekil 4-7a,b: Promolux akrilik kontrol grubu yüzeyinin 2000 defa büyütülmüş görüntüsü.....	64
Şekil 4-8a,b: Promolux akrilik kontrol grubu yüzeyinin 5000 defa büyütülmüş görüntüsü	64
Şekil 4-9a,b: Promolux akrilik asit grubu yüzeyinin 1000 defa büyütülmüş görüntüsü	65
Şekil 4-10a,b: Promolux akrilik asit grubu yüzeyinin 2000 defa büyütülmüş görüntüsü.....	65
Şekil 4-11a,b: Promolux akrilik asit grubu yüzeyinin 5000 defa büyütülmüş görüntüsü	65
Şekil 4-12a,b: Promolux akrilik monomer grubu yüzeyinin 1000 defa büyütülmüş görüntüsü	66
Şekil 4-13a,b: Promolux akrilik monomer grubu yüzeyinin 2000 defa büyütülmüş görüntüsü	66
Şekil 4-14a,b: Promolux akrilik monomer grubu yüzeyinin 5000 defa büyütülmüş görüntüsü.....	66
Şekil 4-15a,b: Promolux akrilik asit+monomer grubu yüzeyinin 1000 defa büyütülmüş görüntüsü	67
Şekil 4-16a,b: Promolux akrilik asit+monomer grubu yüzeyinin 2000 defa büyütülmüş görüntüsü	67

Şekil 4-17a,b: Promolux akrilik asit+monomer grubu yüzeyinin 5000 defa büyütülmüş görüntüsü	67
Şekil 4-18a,b: Promolux High Impact akrilik kontrol grubu yüzeyinin 1000 defa büyütülmüş görüntüsü.....	68
Şekil 4-19a,b: Promolux High Impact akrilik kontrol grubu yüzeyinin 2000 defa büyütülmüş görüntüsü	68
Şekil 4-20a,b: Promolux High Impact akrilik kontrol grubu yüzeyinin 5000 defa büyütülmüş görüntüsü	68
Şekil 4-21a,b: Promolux High Impact akrilik asit grubu yüzeyinin 1000 defa büyütülmüş görüntüsü	69
Şekil 4-22a,b: Promolux High Impact akrilik asit grubu yüzeyinin 2000 defa büyütülmüş görüntüsü	69
Şekil 4-23a,b: Promolux High Impact akrilik asit grubu yüzeyinin 5000 defa büyütülmüş görüntüsü	69
Şekil 4-24a,b: Promolux High Impact akrilik monomer grubu yüzeyinin 1000 defa büyütülmüş görüntüsü.....	70
Şekil 4-25a,b: Promolux High Impact akrilik monomer grubu yüzeyinin 2000 defa büyütülmüş görüntüsü	70
Şekil 4-26a,b: Promolux High Impact akrilik monomer grubu yüzeyinin 5000 defa büyütülmüş görüntüsü	70
Şekil 4-27a,b: Promolux High Impact akrilik asit+monomer grubu yüzeyinin 1000 defa büyütülmüş görüntüsü	71
Şekil 4-28a,b: Promolux High Impact akrilik asit+monomer grubu yüzeyinin 2000 defa büyütülmüş görüntüsü	71
Şekil 4-29a,b: Promolux High Impact akrilik asit+monomer grubu yüzeyinin 5000 defa büyütülmüş görüntüsü	71

SEMBOLLER / KISALTMALAR LISTESİ

K200: Promolux rezin ile Retention.sil 200 kontrol yüzey grubu
A200: Promolux rezin ile Retention.sil 200 asit yüzey grubu
M200: Promolux rezin ile Retention.sil 200 monomer yüzey grubu
MA200: Promolux rezin ile Retention.sil 200 asit + monomer yüzey grubu
K400: Promolux rezin ile Retention.sil 400 kontrol yüzey grubu
A400: Promolux rezin ile Retention.sil 400 asit yüzey grubu
M400: Promolux rezin ile Retention.sil 400 monomer yüzey grubu
MA400: Promolux rezin ile Retention.sil 400 asit + monomer yüzey grubu
K600: Promolux rezin ile Retention.sil 600 kontrol yüzey grubu
A600: Promolux rezin ile Retention.sil 600 asit yüzey grubu
M600: Promolux rezin ile Retention.sil 600 monomer yüzey grubu
MA600: Promolux rezin ile Retention.sil 600 asit + monomer yüzey grubu
HK200: Promolux high impact ile Retention.sil 200 kontrol yüzey grubu
HA200: Promolux high impact ile Retention.sil 200 asit yüzey grubu
HM200: Promolux high impact ile Retention.sil 200 monomer yüzey grubu
HMA200: Promolux high impact ile Retention.sil 200 asit + monomer yüzey grubu
HK400: Promolux high impact ile Retention.sil 400 kontrol yüzey grubu
HA400: Promolux high impact ile Retention.sil 400 asit yüzey grubu
HM400: Promolux high impact ile Retention.sil 400 monomer yüzey grubu
HMA400: Promolux high impact ile Retention.sil 400 asit + monomer yüzey grubu
HK600: Promolux high impact ile Retention.sil 600 kontrol yüzey grubu
HA600: Promolux high impact ile Retention.sil 600 asit yüzey grubu
HM600: Promolux high impact ile Retention.sil 600 monomer yüzey grubu
HMA600: Promolux high impact ile Retention.sil 600 asit + monomer yüzey grubu
N: Newton
PMMA: Polimetilmetakrilat
UDMA: Üretan dimetakrilat
MPa: Megapaskal
PVS: Polivinilsiloksan

ÖZET

Gürel A. Farklı sertlik değerlerine sahip polivinilsiloksan esaslı bir matriks materyalin protez kaidesine bağlanma dayanımının incelenmesi İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi AD. Doktora Tezi. İstanbul 2021

Silikon esaslı astar materyallerin implant destekli tam protezlerde matriks olarak kullanımının klinik açıdan başarılı sonuçlar gösterdiği son yıllarda yapılan çalışmalar ile ortaya konulmuştur. Ancak uzun dönem in-vivo çalışma sonuçlarına göre bu materyallerin kaideden ayrılması en sık görülen klinik komplikasyon olarak belirtilmiştir. Bu çalışmanın amacı farklı sertlik değerlerine sahip polivinilsiloksan esaslı bir matriks materyalin (Retention.sil) akrilik protez kaidesine bağlanma dayanımının araştırılmasıdır.

Çalışmada her grup için 10 adet olmak üzere toplam 480 adet akrilik blok (240 Promolux, 240 Promolux High Impact) üretilmiştir. Örnekler kontrol, asit (30 sn fosforik asit), monomer (180 sn monomer), asit+monomer (30 sn fosforik asit+180 sn monomer) olmak üzere 4 alt gruba ayrılmıştır. Yüzey işlemi uygulanan bloklar farklı sertlik grupları için 3 alt gruba (Retention.sil 200-400-600) ayrılmış, bloklar arasında 2 mm kalınlığında Retention.sil olacak şekilde üretilmişlerdir. Tüm örneklerle 1000 siklus termal döngü işlemi uygulandıktan sonra çekme bağlanma testi gerçekleştirilmiştir. Değerler MPa cinsinden hesaplanmıştır. Kopma tipleri makroskobik olarak da gözlenmiştir. İstatistik değerlendirmede üç yönlü varyans analizi, devam testi olarak tek yönlü varyans analizi ve student t test kullanılmıştır.

Sonuç olarak Retention.sil 400'ün en yüksek, Retention.sil 200'ün en düşük bağlanma dayanımına sahip olduğu görülmüştür. Promolux High Impact gruplarında yüzey işlemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Promolux gruplarında ise asit uygulaması sonucunda Retention.sil 200'ün bağlanma dayanımının anlamlı olarak arttığı ve diğer gruplarda azaldığı görülürken; monomer uygulanan tüm gruplarda bağlanma dayanımının arttığı, asit+monomer uygulaması sonucu ise tüm gruplarda bağlanma dayanımının anlamlı olarak azaldığı görülmüştür. Retention.sil 200 örneklerinde sadece koheziv, Retention.sil 600 örneklerinde sadece adeziv kopma görülürken, Retention.sil 400 örneklerinde ise üç kopma tipi beraber gözlenmiştir.

Anahtar kelimeler : Yumuşak astar materyalleri, polivinilsiloksan, implant destekli tam protez, bağlanma dayanımı

ABSTRACT

Gurel A. Investigation of the bond strength of a polyvinylsiloxane based matrix material with different hardness values to the denture base İstanbul University, Institute of Health Sciences, Department of Prosthodontics. Doctorate Thesis. İstanbul 2021

Recent studies presented silicone based resilient liners with clinically successful results regarding their use as matrix materials in implant supported complete dentures. However, long term *in-vivo* studies reported the debonding of these materials from denture bases as the most frequently seen clinical complication. The aim of this study was to investigate the bond strength of a polyvinylsiloxane based matrix material with different hardness values (Retention.sil) to denture base.

A total of 480 acrylic blocks (240 Promolux, 240 Promolux High Impact), 10 for each group were manufactured. Samples were divided into 4 groups as control, acid (30 sec phosphoric acid), monomer (180 sec monomer), acid+monomer (30 sec phosphoric acid + 180 seconds monomer). These surface treatment groups were further divided into 3 subgroups as Retention.sil 200-400-600 and samples were finished with 2mm thick Retention.sil packed between acrylic blocks. All samples were subjected to thermo-cycling of 1000 cycles before tensile bond strength testing. Results were recorded in megapascals (MPa). Mechanical failure modes were also macroscopically observed. Threeway ANOVA Test, Oneway ANOVA Test (as supplementary) and Student's t-test were used for statistical evaluation.

The results showed Retention.sil 400 to have the highest and Retention.sil 200 the lowest bond strength. No statistically significant differences were found between surface treatments in Promolux High Impact groups. Among Promolux groups acid application showed a significant increase in bond strength with Retention.sil 200 and decrease in other subgroups; whereas an increase in bond strength in all monomer groups and significant decrease in all acid + monomer groups were found. Retention.sil 200 samples resulted in only cohesive and Retention.sil 600 samples resulted in only adhesive failure, whereas retention.sil 400 samples showed all three types of failures.

Keywords: Resilient liners, polyvinylsiloxane, implant supported complete denture, bond strength.

1. GİRİŞ VE AMAÇ

1.1. Araştırma konusunun tanımı

Tam dişsiz hastaların protetik rehabilitasyonunda tam protezler günümüzde de yaygın olarak kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde implant uygulamalarının yaygınlaşmasıyla birlikte implant destekli tam protez tedavilerinin hastaların çiğneme fonksiyonunu ve hasta memnuniyetini arttırdığı bildirilmiş ve mandibulaya 2 implant destekli tam protez uygulaması ilk tedavi seçeneği olarak kabul edilmiştir (6,8,14,32,80).

Protez-implant bağlantısını sağlamak amacıyla bar, top başlı, locator, magnet veya teleskobik ataşmanlar tercih edilebilir. Son yıllarda implant destekli tam protezlerde otopolimerizan silikon esaslı astar materyalleri matriks olarak kullanılmaya başlanmış ve klinik açıdan başarılı sonuçlar gösterdiğini bildiren çalışmalar ortaya konmuştur (24-28). Retention.sil sadece bu amaçla üretilen, farklı sertlik değerlerine sahip tek materyaldir ve yine sadece bu materyal ile kullanılmak için üretilmiş patrikse (TiSi.Snap) sahiptir. Retention.sil ile ilgili yapılmış az sayıda çalışma mevcuttur (77,78,86). **Schweyen R. ve ark.** (78) Retention.sil / TiSi.Snap ataşmanın tutuculuk değerlerini araştırdıkları çalışmada kontrol grubu olarak locator ataşman sistemini kullanmışlardır. Çalışmanın sonuçlarına göre sertlik (shore hardness) değeri arttıkça silikon matrikslerin tutuculuğunun da arttığı belirtilirken, termal döngü sonrası ve açılı patriks kullanıldığı durumlarda polivinilsiloksan (pvs) tutucuların başlangıçtan itibaren simule edilen 5 yıl boyunca tutuculuk değerlerinde anlamlı bir azalma olmadığı; ancak locator ataşmanın tutuculuğunda % 58 azalma görüldüğü ortaya konmuştur. Sonuç olarak Tisi.Snap ataşmanların locator ataşmanlara bir alternatif olabileceği belirtilmiştir. Yine aynı yazarlar tarafından geriatric hastalarda alternatif ataşman sistemi olarak Retention.sil ile prefabrike matriks ataşmanların tutuculukları incelenmiş ve açılı implantların olduğu durumlarda yada daha az retansiyona ihtiyaç duyulan implant destekli hareketli protezlerde düşük retansiyona sahip pvs matriks materyallerin kullanılabileceği bildirilmiştir (77). **Yılmaz E. ve ark.** (86) 3 patriks (top başlı, bar, TiSi.snap) ile 3 konvansiyonel matriks (O-ring, metal housing, clip) ve 5 farklı pvs matriks materyalin (Retention.sil 200-400-600, Mucopren, Gc Reline Soft)

tutuculuklarını karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonuçlarına göre bar patriks kullanıldığında, silikon matrikslerin bar kliplerine kıyasla daha iyi tutuculuk sağladığı ve silikon matrikslerin sertlik değerleri arttıkça tutuculuklarının da arttığı bildirilmiştir.

Yukarıdaki çalışmalar silikon matriks materyallerin implant destekli tam protezlerde tutuculuk açısından pozitif sonuçlar ortaya koyduğunu ve uzun dönem bu özelliklerini koruyabildiğini belirten sonuçlar içermektedir (24-28,77,78,86). Ancak 7 senelik klinik çalışmalarının sonucunda **Elsyad MA. ve ark.** bu materyaller ile en sık görülen komplikasyonun kaide materyalinden ayrılmaları olduğunu belirtmişlerdir (26,28). Bu sonuç da materyallerin tutuculuk özellikleri iyi olsa da kaideye bağlantı problemlerinin uzun dönem kullanımlarını negatif olarak etkileyeceğini göstermektedir.

1.2. Amaç

Bu bilgilerin ışığında çalışmamızın amacı matriks olarak üretilen farklı sertlik değerlerine sahip pvs esaslı Retention.sil materyalinin değişik yüzey işlemleri uygulanmış ısı ile polimerize olan 2 farklı akrilik rezine bağlanma dayanımının incelenmesidir.

Başlangıç hipotezleri:

- 1- Farklı kaide materyallerinin bağlanma dayanımları arasında fark yoktur.
- 2- Yüzey uygulamalarının bağlanma dayanımı üzerine bir etkisi yoktur.
- 3- Silikon sertliğinin bağlanma dayanımı üzerine bir etkisi yoktur.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Yumuşak astar materyalleri

Yumuşak astar materyalleri, sahip oldukları yumuşak yapılarıyla oklüzal kuvvetlerin tam ve bölümlü protez altındaki yumuşak dokulara daha dengeli bir şekilde dağıtılması amacıyla protezin doku yüzeyine uygulanan yumuşak polimerler olarak tanımlanabilir. (22,84).

Günümüzde geniş bir kullanım alanına sahip birçok yumuşak astar materyali bulunmaktadır. Hastanın klinik ihtiyaçlarına uygun yumuşak astarın tercih edilebilmesi için bu materyallerin aralarındaki farkların bilinmesi gerekmektedir. Uygulanan yumuşak astarın kullanım süresine bağlı olarak hastaların ağrı sorununa geçici veya kalıcı olarak birer alternatif olabilirler (22,84).

2.1.1. Yumuşak astar materyallerinin sınıflandırılması

1-Doğal kauçuklar

2- Viniller

3- Yumuşak akrilikler

a) Oda ısısında polimerize olan akrilik esaslı yumuşak astar materyalleri

b) Isı ile polimerize olan akrilik esaslı yumuşak astar materyalleri

4- Silikon elastomerler

a) Oda ısısında polimerize olan silikon esaslı yumuşak astar materyalleri

b) Isı ile polimerize olan silikon esaslı yumuşak astar materyalleri

5-Floropolimerler

6- Polielastomerik sistemler (22,69)

2.1.1.1. Doğal kauçuklar

Doğal kauçuklar 1869’lardan beri yumuşak astar materyali olarak kullanılmıştır. Ağız sıvılarını absorbe etmesi, hazırlama güçlüğü ve kaide materyaline olan

bağlantısındaki başarısızlıklarından dolayı artık günümüzde kullanılmamaktadır (22,56,69).

2.1.1.2. Viniller

Vinil kopolimerler ilk sentetik materyaller olarak bildirilmiştir. Oral ortamda poliviniklorit oldukça kırılğan olup, polivinil asetat ise aşırı katlanma göstermektedir. Bu nedenle materyalin yapısına plastizör eklenmesi gerekmiştir. Plastizör olarak dioktil fitalat bileşiği, akıcılığı arttırmak amacıyla çinko oksit ve kalsiyum stearat kullanılmıştır. Viniller, klinik şartlara bağlı olarak 3-18 ay içerisinde plastizör kaybına bağlı olarak tamamen sertleşir. Bu materyallerin yumuşak astar materyali olarak kullanımı çok yaygın değildir (69).

2.1.1.3. Yumuşak akrilikler

Bunlar plastize olan rezinlerdir. Toz ve likit olarak karıştırılarak protezin iç yüzeyine uygulanırlar. Plastizör eklenmesi ile bu rezinler elastomerik özellik kazanmışlardır. Yumuşak akrilikler hazırlanış şekillerine göre iki gruba ayrılır:

- a) Oda ısısında polimerize olan akrilik esaslı yumuşak astar materyalleri
- b) Isı ile polimerize olan akrilik esaslı yumuşak astar materyalleri

Akrilik esaslı olmalarından dolayı protez kaidesine iyi bağlanmaları beklenir. Eklenen plastizör, tükürükte astar materyalinin çözünmesinden dolayı, plastizör kaybına bağlı olarak zamanla materyalin sertleşmesine sebep olur. Zaman içerisinde materyal yüzeyinin bozulması ve su absorpsiyonu nedeniyle, bakteriyel kontaminasyon gibi sorunlar görülebilir (22,69).

2.1.1.3.1. Oda ısısında polimerize olan akrilik esaslı yumuşak astar materyalleri

Kimyasal yapıları ısı ile polimerize olan akrilik esaslı yumuşak astarlara benzerdir. Toz kısım polietilmetakrilat, likit kısım n-bütıl metakrilat ve plastizör, aktivatör olarak da amin içermektedir. Polimerizasyon işlemi peroksit tersiyer amin tarafından başlatılır ve birkaç dakika içerisinde tamamlanır. Hasta başında uygulanabilmeleri avantaj olsa da ısı ile polimerize olan akrilik esaslı yumuşak astarlara göre daha fazla artık monomer içermeleri, düşük fiziksel özelliklere ve biyolojik uyuma sahip olmalarına sebep olmaktadır (10,22,55,69,87).

2.1.1.3.2. Isı ile polimerize olan akrilik esaslı yumuşak astar materyalleri

Piyasada tabaka veya toz ve likit halinde bulunurlar. Toz olarak polietilmetakrilat ve başlatıcı olarak benzoil peroksit içerirler. Likit olarak daha fazla metakrilat monomeri (etil metakrilat, b-butil metakrilat veya 2-oksietil metakrilat) ve plastizör olarak da genellikle fitalat esteri içermektedirler. Plastizörler materyalin yumuşaklığını sağlamak amacıyla kullanılır. Ayrı polimer zincirleri arasındaki kimyasal çapraz bağlantıyı azaltarak işlev görürler. Kullanılan plastizörler camlaşma ısını düşürürler. Böylece sert olan akrilik rezilient hale dönüşür. Zamanla su tükürük, su ve temizleyici ajanların içerisinde difüzyona bağlı olarak plastizör kaybı görülmeye başlar, Plastizörler önce rezinin yüzeyine temas eder ve sıvılarda astar materyalinin çözülmesiyle birlikte, zaman içinde sertleşmesine sebep olur. Bu yüzden daha az plastizör gerektiren polimerler tercih edilmelidir. Polietilmetakrilat, polimetilmetakrilata göre daha az plastizör gerektirir. Plastize edilmiş metakrilat bileşiklerinin ağız ortamındaki biyodegradasyonu en büyük zayıflıkları olarak gösterilmektedir. Yüzeylerinde diş taşı ve besin birikimine bağlı olarak mikroorganizma tutulumu görülmektedir. Ancak ısı ile polimerize olan akrilik yumuşak astarlar metakrilat kaideye çok iyi bağlantı dayanımı, yüksek yırtılma ve abrazyon direnci, silikon yumuşak astarlara göre daha iyi cilalanabilirlik göstermektedirler (19,20,22,58,59,87).

2.1.1.4. Silikon esaslı yumuşak astar materyalleri

Yumuşak astarlar arasında en çok kullanılan materyaller silikon esaslı olanlardır. Kullanım kolaylıkları ve yumuşaklıklarını uzun süre devam ettirebilmeleri en büyük avantajlarıdır. Silikon esaslı olmalarından dolayı plastizör ihtiyacı olmadan yumuşak forma sahiptirler. Ağız ortamında uzun süre bu yumuşaklığını koruyabilmektedirler (22,69,84).

Saf silikon polimerlerinin özellikleri:

- 1-Fiziksel ve kimyasal etkilerden etkilenmezler.
- 2- -50° C ve 200° C arasında yapıları değişmez.
- 3- Pratik olarak kolay yıpranmazlar.

- 4- Asitlere tam, bazlara yüksek oranda direnç gösterirler.
- 5-Organik eriticilerden etkilenmezler.
- 6- Tatsız, kokusuz ve renksizdirler.
- 7- Yanmazlar veya çok az yanarlar.
- 8- Dokularda alerjik reaksiyona sebep olmazlar.
- 9- Su emmezler, kireçlenmeye ve bozulmalara karşı dirençlidirler.
- 10-Esnektirler ve esnekliklerini korurlar.

Silikonlar bu özelliklere sahip olmalarına rağmen protetik açıdan kullanılabilmesi için ilave edilen katkı maddeleri bu özelliklerinin olumsuz yönde etkilenmesine sebep olmaktadır. Yapıları çoğunlukla polidimetil siloksan ve polietil silikat esastır. Doldurucu materyal olarak ince grenli silika içermektedir. Ancak içeriğindeki silika fiziksel dayanıklılık sağlarken, boyutsal stabiliteye olumsuz etkisi görülmektedir. Kimyasal olarak stabil ve elastik özelliklerini uzun süre koruyabilmelerine rağmen protez kaidesine bağlanabilmeleri için adeziv uygulamasına ihtiyaç duyulmaktadır. Ayrıca silikon poröz yapıda olduğu için candida albicans gibi mantar oluşumuna sebebiyet vermektedir (7,19,65,76,87).

2.1.1.4.1. Oda ısısında polimerize olan silikon esaslı yumuşak astar materyalleri

Oda ısısında polimerize olan silikon esaslı yumuşak astarlar iki gruba ayrılırlar(22,69):

- 1-Kondansasyon tipi polimerize silikonlar
- 2-İlave tipi polimerize silikonlar

Bu yumuşak astarlar ölçü materyali olarak kullanılan kondansasyon ve ilave tip silikonlara benzerlik göstermektedir.

Kondansasyon tipi olanlar pat ve likitten oluşmaktadır. Pat kısmı hidroksil iyonu taşıyan polidimetil siloksan polimeri ve inert doldurucudan oluşur. Likit kısmı tetraetil silikat gibi bir çapraz bağlantı ajanı ve katalizör olarak dibütil-tin dilaürat gibi bir organo-tin bileşiği içermektedir. Pat ve litikitin karıştırılması ile kondansasyon çapraz bağlantı reaksiyon başlar. Yan ürün olarak alkol açığa çıkar. Oluşan çapraz bağlantılar patın lastik formunu almasını sağlar (20,55,59,87).

İlave tipi polimerize silikonlar son zamanlarda kullanılmaya başlanmıştır. Tabanca ile uygulanan yanyana 2 pattan oluşan kartuş şeklindedirler. Base patı metil grubu hidrojenle değiştirilmiş polidimetilsiloksan prepolimeri olan polimetilhidrosiloksan ve divinilpolisiloksan içerir. Katalizör patı metil grubu vinil grubuyla değiştirilmiş polivinilsiloksan prepolimeri olan divinilpolisiloksan ve platin bileşiği taşıyan kloroplatinik asit içermektedir. Materyalin akışkanlığı üretici tarafından içerisine ilave edilen doldurucu materyaller ile belirlenir (59,87).

Kullanımında her iki pat eşit olarak karıştırılır ve karışımdan sonra homojen bir renk oluşmalıdır. Materyalin kartuş ile uygulanması ile her iki patın eşit şekilde karıştırılmasını sağlar. Karıştırmadan itibaren hidrosilasyon reaksiyonu başlar. Si-H grubundaki hidrojen koparak vinil grubundaki doymamış karbon atomuna bağlanarak polimerizasyon devam eder. Reaksiyon sonrası yan ürün oluşmaz. Reaksiyon sonrası oluşan çapraz bağlar ısı ile sertleşen yumuşak astarlara göre daha az sayıdadır. Bu da klinik olarak ömürlerinin daha kısa olmasına neden olmaktadır. Polimetilmetakrilat'a (PMMA) adezyonu çok iyi olmadığından dolayı adeziv ajan kullanılarak uygulanırlar (22,59,69,87).

2.1.1.4.2. Isı ile sertleşen silikon esaslı yumuşak astar materyalleri

Materyal polidimetilsiloksan içeren tek pat veya jel formundadır. Doldurucu olarak silika, reaksiyon başlatıcı olarak benzoil peroksit içermektedir. Çapraz bağlantı ajanı olarak polidimetilsiloksan içerirler. Yüksek ısı ile benzoil peroksitin aktive olması sonucu sertleşme ajanı polimerin reaktif grubu ile reaksiyona girerek PMMA'ya bağlanacak olan metakrilat grubunu serbest bırakır, çapraz bağlantı reaksiyonları sonucu materyal polimerize olur. Siloksan metakrilat içermelerinden dolayı kaideye daha iyi bağlanırlar. Reaksiyonda oluşan çapraz bağlantılar polimerdeki vinil grubu ile oluşturulur. Doldurucu içermeyen silikonların fiziksel özellikleri klinik uygulamalar için yeterli olmamasından dolayı içerisine amorf yapıda mikro silika ilavesi yapılır. Katılan doldurucu miktarı viskoziteyi artırır. Bu şekilde sıvı olan polimer pat haline getirilir (19,59,87).

Kaide ile bağlantısının daha iyi olması için protez bitirilmeden önce akrilikle birlikte mufla işlemine alınması önerilmektedir. Adezyonu otopolimerizan silikon esaslı yumuşak astarlara göre daha iyidir. Polimerizasyon sonrası otopolimerizan yumuşak astarlardan daha fazla çapraz bağlantı içermelerinden dolayı klinik ömürleri daha

uzundur. Ancak zamanla kaide ile bağlantılarının bozulması ve Candida albicans kolonizasyonu bu materyallerde görülen sorunların başında gelmektedir (19,22,59,69,87).

2.1.1.5. Floropolimerler

Kimyasal olarak floroalkil monomerlerinin, vinilidin florid, tetrafloroetilen, hekzafloroetilen kopolimeri ile kombinasyonu sonucu oluşan ve görülebilir ışık ile sertleşebilen bir yumuşak astar materyalidir. Düşük su absorpsiyonuna sahiptirler. Protez kaidesine iyi adezyona sahiptirler. Uzun vadeli kullanım sonrası astar üzerinde plak birikimi olabilmektedir (69,76).

2.1.1.6. Polielastomerik sistemler

İyi elastik özellikleri ve kimyasal stabiliteleri bulunması yanında astarlama için özel alet gereklidir ve astarlama prosedürü oldukça karmaşıktır. Silikon materyallerde olduğu gibi adeziv ajan kullanılması gerekir. Düşük su absorpsiyonuna sahip olmalarına rağmen zamanla besinler nedeniyle renklenme görülmektedir (69,76).

2.1.2. Akrilik ve silikon esaslı yumuşak astar materyallerinin karşılaştırılması

Akrilik ve silikon esaslı yumuşak astar materyalleri değişik faktörler göz önünde bulundurularak karşılaştırılmıştır (22,69).

1. Daimi yumuşaklık farkı: Akrilik esaslı materyallerin yumuşaklığını içerisine katılan plastizör miktarı belirler. Zaman içerisinde plastizör kaybettikleri için sertleşmeye başlarlar. Silikon esaslı materyallerin yapısında plastizör bulunmaz, %10-35 oranında silika doldurucular vardır. Bu sayede su absorpsiyonu daha az olup yumuşaklıklarını uzun süre koruyabilirler.
2. Kaide plağına bağlanma farkı: Akrilik esaslı materyaller yapıları gereği kaide ile iyi bağlantı yaparlar. Silikon esaslı materyallerin kaideye bağlantıları iyi olmadığından dolayı adeziv ajan kullanımı gerekmektedir. Isı ile polimerize olan yumuşak astar materyallerinin protez kaidesine otopolimerizan yumuşak astar materyallerinden daha iyi bağlandıkları bildirilmiştir. Eski protezlerin mikroorganizma ve diğer ajanları absorbe etmiş olmasından dolayı astarlanma işlemi sonucu daha zayıf bir bağlantı meydana geldiği bildirilmiştir.

3. Su absorpsiyon farkı: Akrilik esaslı materyallerin silikon esaslı materyallere göre daha fazla su absorbe ettiği bildirilmiştir.
4. Mantar ve mikroorganizma üreme farkı: Yumuşak astar materyallerinde görülen başlıca problemlerden biri mantar üremesi olarak bildirilmiştir. Yumuşak astar materyallerinin yüzeylerinde meydana gelen bozulmaların mantar kolonizasyonu için uygun ortam oluşturduğu belirtilmiştir. Silikon esaslı materyallerin, akrilik esaslı materyallere kıyasla mantar türü mikroorganizmaların tutulumuna daha yatkın olduğu bildirilmiştir.
5. Elastikiyet farkı: Yapıları gereği silikon esaslı materyallerin akrilik esaslı materyallere göre daha elastik olduğu bildirilmiştir.
6. Yırtılma farkı: Silikon esaslı materyallerin daha düşük yırtılma direncine sahip oldukları bildirilmiştir.
7. Doku Toleransı: Silikon esaslı materyallerin, akrilik esaslı materyallere kıyasla daha az alerjik reaksiyona neden olduğu belirtilmiştir.

2.1.3. Yumuşak astar materyallerinin sahip olması gereken özellikler

1. Boyutsal stabilitesi iyi olmalı.
2. Ağız ortamından sıvı absorbe etmemeli.
3. Tükürük içinde çözünmemeli.
4. Kaide plağı ile tutunması iyi olmalıdır.
5. Kolayca yırtılmamalı.
6. Kokusuz ve tatsız olmalı, toksik olmamalıdır.
7. Rengi kaide plağı ile uyumlu olmalı.
8. Bakteri üretmemeli.
9. Laboratuvar ve klinik işlemleri kolay olmalıdır.
10. Tesviye ve cilalama işlemlerine uygun olmalı.
11. Yumuşaklığı kalıcı olmalı.
12. Kolayca temizlenebilmeli (22,42,43,69).

2.1.4. Endikasyonlar

Yumuşak astar materyallerinin endikasyonları aşağıdaki şekilde özetlenmektedir (22,24,25,27-29,34,69):

1-Yaşlanma ve patolojik değişiklikler

Yaşlanmaya bağlı olarak oral mukoperiosteumun incelmesine ve reziliensinin azalmasına bağlı olarak kaybedilen konforun tekrar kazanılması amacıyla kullanılabilirler.

2- Kret atrofisi ve rezorbsiyonu

Alt çenede kret rezorbsiyonuna bağlı mental foramen ve mandibular kanalın yüzeye yaklaşması nedeniyle, bıçak sırtı şeklinde kretlerde oluşan ağrının azaltılması amacıyla kullanılabilecekleri belirtilmiştir. Yumuşak astarın elastik özelliğinden dolayı gelen kuvvetlerin daha yumuşak bir yüzey aracılığıyla krete iletilmesinin hastanın konforunun arttırabileceği bildirilmiştir.

3- Basıncın lokal olarak azaltılması

Yapılan cerrahi işlemin ardından iyileşmekte olan dokuların üzerine gelen kuvvetlerin lokal olarak azaltılması, ayrıca mylohyoid kenar ve toruslar varlığında da kullanılabilecekleri bildirilmiştir.

4- Oklüzal vurukların azaltılması

Oklüzal kuvvetlerin mukozada vuruk oluşturmalarının önlemek ya da azaltmak için kullanılabilecekleri belirtilmiştir

5- Andırkat varlığında tutuculuğun sağlanması

Andırkatlı bölgelerde tutuculuk sağlanması amacıyla yumuşak astarların esnekliğinden faydalanabilir. Özellikle çift taraflı andırkat varlığında ve cerrahi bir kontraendikasyon söz konusu olduğunda yumuşak astar uygulanması tercih edilebilir.

6- Protezin tutuculuğunu arttırmak

Yumuşak astarların yüksek sürtünme katsayısına sahip olması sebebiyle protezin mukoza üzerindeki hareketini azaltarak tutuculuğuna katkı sağlayabileceği bildirilmiştir.

7- Konjenital veya kazanılmış defektlerin rehabilitasyonu

Kolaylıkla irrite olan dokuları travmatize etmeden derin doku yüzeylerinden tutuculuk sağlayarak retantif protez yapımına olanak sağlayabildikleri belirtilmiştir.

8- Radyasyon tedavisi sonrası

Radyoterapi gören hastalarda doku travmasını önlemek amacıyla kullanılırlar.

9- Ağız kuruluğu varlığından kaidenin mukozayı irrite etmesini önlemek amacıyla kullanılabileceği bildirilmiştir.

10- İmplant destekli tam protezlerde matriks materyali olarak kullanılabilecekleri belirtilmiştir.

2.1.5. Yumuşak astarların dezavantajları

1-Materyalin yumuşaklığını kaybederek sertleşmesi

Uygulandıktan sonra zaman içerisinde plastizör kaybına bağlı olarak sertleşmeye başladıkları bildirilmiştir. Akrilik esaslı yumuşak astarlar daha fazla plastizör içermelerinden dolayı zaman içerisinde daha fazla sertleşebilirler. Silikon esaslı yumuşak astar materyalleri plastizör içermez veya çok az miktar da içermektedirler. Zamanla su absorbe ettikleri için daha fazla yumuşamaktadırlar. Silikon esaslı yumuşak astarların yumuşaklığını koruyabilmeleri için 2mm ‘ den az ve 4mm’den fazla kalınlıkta hazırlanmamaları önerilmektedir. Akrilik esaslı yumuşak astarların in vitro çalışma sonuçlarına göre ilk 6 ay içerisinde distile su içerisinde yaşlandırılan materyallerin sertliklerinde % 150 e varan değişiklikler olduğunu belirtilmiştir. Silikon esaslı yumuşak astarlarda bu oran anlamlı derece daha düşük olup hiç değişiklik olmamakla birlikte değerler arasında en fazla % 63 oranında değişiklik olduğu belirtilmiştir (22,84).

2-Kaide plağı ile olan bağlantısının zayıf olması

Yumuşak astar uygulamalarında en çok karşılaşılan sorun bir süre sonra materyalin kaide plağından ayrılmasıdır. Yumuşak astarların değiştirilmesinin en yaygın sebebinin kaideden ayrılması olduğu bildirilmiştir. Zamanla gelen kuvvetler, su absorpsiyonu, protez temizleyici kullanımı, yenilen içilen gıdaların absorpsiyonu yumuşak astarın yapısı ve adeziv ajanın yapısına göre dereceli olarak değişiklik meydana getirmektedir. (19,22)

Kaide yüzey özelliklerinin değiştirilmesi ile bağlanma dayanımının arttığını gösteren çalışmalar mevcuttur. Yüzeye 180 sn monomer uygulamasının bağlanma dayanımını anlamlı olarak arttırdığı belirtilmiştir. Kaide yüzeyine fosforik asit, lazer, aseton, etil asetat uygulamalarının da bağlanma dayanımını arttırdığını bildiren çalışmalar mevcuttur. Yüzeyin kumlanmasıyla bağlanma dayanımını anlamlı derece azalttığı, neden olarak mevcut olan mikro pürüzlü yüzeyin kumlama sonrası daha düz hale gelmesi sonucu bunun olabileceği bildirilmiştir(22,51,59,61,76,).

3-Protez kaidesinin kırılması

Yumuşak astar materyallerinin doğru şekilde fonksiyon yapabilmesi için belli bir kalınlıkta olması gerekmektedir. Bu nedenle kaide içerisinde bu miktar kadar madde kaldırılması gerekmektedir. Bu da kaidenin inceliğe uğramasına neden olabilmektedir (22).

4-Protez stabilitesinin azalması

Hareketli tam protezlerin, doku destekli olmasından dolayı yumuşak astar uygulamasının bu hareketliliği daha da arttıracak düşünölmüştür. Ancak bunu destekleyen bir makale ya da vaka bildirisi yoktur (22).

5-Maliyet ve uygulama problemleri

Yumuşak astar uygulamalarının laboratuvar aşamalarından dolayı protez ücretinin üzerine ek bir maliyeti vardır. Hasta başında uygulanan yumuşak astar materyalleri de mevcut olmasına rağmen laboratuvar ortamında uygulanan materyallere kıyasla klinik olarak kullanım süreleri daha kısadır. Bunlara ek olarak yumuşak astar materyalinin cilalama sorunu vardır. Özellikle kaide ile birleşim sınırında cilalama oldukça güçtür (22,69).

6-Renk stabilitesi

Zaman içerisinde plastizör kaybına bağlı olarak astar yüzeyinde renk değişimi göröldüğü belirtilmiştir. Tütün, çeşitli gıdaların, protez temizleyicilerin absorpsiyonuna bağlı olarak kahverengi ve beyaz olarak renk değiştirebildikleri bildirilmiştir (22,58,76).

7-Mantar üremesi

Yumuşak astar materyallerinin yüzeyinde meydana gelen bozulmalardan dolayı biriken besin artıklarının zamanla mantar üremesine sebep olduğu bildirilmiştir. En fazla üreyen mantarın *Candida Albicans* olduğu belirtilmiştir(22,62,64).

2.2. Protez kaide materyalleri

Akrilik polimerleri kaide materyali olarak, yapay diş üretimi, kaide tamir malzemesi, geçici protez yapımı gibi birçok alanda diş hekimliğinde kullanılmaktadır. Günümüzde hareketli protez üretiminde çoğunlukla ısıyla polimerize olan polimetilmetakrilat ve güçlendirilmiş polimetilmetakrilat kullanılmaktadır (22).

2.2.1. Protez kaide materyallerinin yapısı

Toz kısmı: Çoğunlukla küresel ve farklı büyüklükte polimetilmetakrilat içermektedir. Baskı direncini arttırmak için küçük miktarlarda etil, bütül veya diğer alkil metakrilat monomerleri de içerisine katılabilmektedir. Toz ile likit karıştıktan sonra reaksiyonu başlatması için toz içerisinde benzoil peroksit ve diizobütül azonitril içermektedir. Saf polimetilmetakrilat polimerleri renksiz olduğu için renk ve opaklık vermesi amacıyla içerisine kadmiyum selemit, civa sülfid, titanyum oksit, demir oksit, boyanmış sentetik lifler materyaller katılmaktadır. Dibütül fitalat gibi plastizörler toz veya likit içerisinde bulunabilir. Cam fiberler ve alumina lifler sertliğin artırılması ve termal büzülmenin azaltılması amacıyla katılmaktadır (65,76).

Likit kısmı: Likit kısmı metilmetakrilat monomerinden oluşmaktadır ancak buna ek olarak başka monomerler de içerebilmektedir. Likitin raf ömrünü uzatmak amacıyla içerisine inhibitör olarak %0.003 ile %0.1 arasında hidrokinon ilave edilmektedir. Otopolimerizan akriliklerin içerisine reaksiyonunu başlatıcı olarak % 1 oranında N,N dimetil para toluidin ve N,N dihidroksietil para toluidin gibi amin grupları katılmaktadır. Polimerizasyon sırasında çapraz bağlantı reaksiyonunu sağlamak amacıyla glikol dimetakrilat gibi organik moleküller likit içerisine eklenmektedir. Çapraz bağlantı ajanı kullanılması materyalin yüzey çatlağı direncini arttırmakta ve daha az sıvı absorpsiyonunu sağlamaktadır. Likit içerisine % 2 ile % 14 oranında

katılmaktadırlar. Ancak çapraz bağlantı ajanlarının kırılma dayanımı ve akrilik rezinin sertliğinin artmasında etkileri azdır (65,76).

2.2.2. Protez kaide materyallerinin özellikleri

Protez kaide materyallerinin klinik olarak tercih edilebilmesi için aşağıda belirtilen özelliklere sahip olmaları gerekmektedir (22,76,84):

- 1- Yeterli dayanıklılığa sahip olmalıdır.
- 2- Yeterli termal özelliklere sahip olmalıdır.
- 3- Boyutsal stabilitesi iyi olmalıdır.
- 4- Tadı ve kokusu olmamalıdır.
- 5- Ağız sıvılarında çözünmemeli, sıvı emilimi düşük olmalıdır.
- 6- Toksik ve alerjik olmamalı, dokularla biyouyumlu olmalıdır.
- 7- Renk değiştirmemelidir.
- 8- Doğal görünmelidir.
- 9- Plastik, metal ve porselene bağlanabilmelidir.
- 10- Yapımı ve tamiri kolay olmalıdır.
- 11- İyi cilalanabilmelidir.
- 12- Maliyetli uygun olmalıdır.

2.2.3. Protez kaide materyallerinin polimerizasyon tiplerine göre sınıflandırılması

2.2.3.1. Isı ile polimerize olan akrilikler

Günümüzde kaide materyalleri için en fazla tercih edilen akrilik rezin çeşididirler. Toz ve likit formunda üretilmektedirler. Üretici firma talimatları doğrultusunda toz ve likit miktarı karıştırılarak hamur formu elde edilir. Bu hamur kıvamındaki akrilik mufla içerisine uygulandıktan sonra su banyosunda ısıtılarak polimerize edilmektedirler (22,76).

Toz partikülleri likit içerisinde tamamen karıştırılarak hamur formu elde edilir. Karıştırılan akrilik ıslak kum aşaması, liflenme aşaması, çalışma (hamur) aşaması ve lastik aşaması olmak üzere dört aşamadan geçmektedir. Akriliği mufla içerisine tepilmesi için en uygun aşama çalışma aşamasıdır. Çalışma süresi ortamın sıcaklığına bağlı olarak değişebilmektedir (22,23).

Polimerizasyon için kullanılacak olan materyalin ısı değeri ve süresi gibi koşullar farklılıklar göstermektedir. Genel olarak iki yöntem önerilmektedir. İlk yöntemde muflanın sıcaklığı 74 °C de iki saat boyunca sabit tutularak muflanın önce düşük ısıda bekletilmesi ile kaynama ısısı 100.3 °C olan monomerlerin daha düşük molekül ağırlığı olan polimerlere (oligomer) dönüşmesi sağlanır. Sonrasında ısının 100 °C ye çıkarılarak bir saat boyunca bu ısıda sabit tutularak polimerizasyon işlemi tamamlanır. İkinci bir yöntemde yüksek derecede kaynatma işlemi olmamakla birlikte mufla 74 °C sıcaklıkta 8 saat veya daha fazla tutularak akrilik reçine polimerize edilir (22,23).

2.2.3.2. Kimyasal olarak polimerize olan akrilikler

Kimyasal aktivatör olarak benzol peroksit yerine dimetil para toluidin içermektedirler. Dimetil para toluidinin serbest radikaller açığa çıkarması ile reaksiyon başlamaktadır. Reaksiyon başladıktan sonra devamındaki polimerizasyon aşamaları ısıyla sertleşen akrilik rezinler ile aynıdır. Akrilik rezin oda sıcaklığında polimerize olduğu için otopolimerizan rezinlere “soğuk akrilik” adı da verilmektedir. Isıyla sertleşen akriliklere kıyasla daha hızlı polimerize olurlar ancak açığa çıkan artık monomer miktarı daha fazladır. Polimer yapıları daha düzensiz ve oluşan polimerlerin molekül ağırlığı daha düşük olduğu için daha dayanıksız ve esnektirler. Polimerler arası bağlar daha zayıf olması sebebiyle daha fazla sıvı absorbe ederler ve boyutsal stabiliteleri iyi değildir (22,65,84).

2.2.3.3. Işık ile polimerize olan akrilikler

Işık ile polimerize olan akrilikler, üretan dimetakrilat (UDMA) matrikse sahip mikro incelikte silika içeren yüksek moleküler ağırlık ve akrilik rezin monomere sahip kompozit yapı olarak tarif edilmektedir. Organik doldurucu olarak polimetilmetakrilat bileşiği materyalin içerisine katılmıştır. Kamforokinonun görünür ışık ile (400-500 nm)

aktive olması sonucu polimerizasyon başlamaktadır. Piyasada tabaka ve çubuklar formunda ışık geçirmeyen paketler içerisinde bulunmaktadır (59,65).

2.2.3.4. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilikler

Mikrodalga 300 ile 30000 MHz arası frekansa sahip elektromagnetik dalga olarak tanımlanabilir. Mikrodalga enerjisi meydana getirdiği ısı ile akrilik rezindeki benzoil peroksitin parçalanmasını sağlayarak serbest radikalleri açığa çıkararak polimerizasyon sürecini başlatır. Mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon plastik fazın oluşum süresini kısaltarak daha homojen bir rezin kitlenin elde edilmesini sağlar. Mikrodalga ile polimerizasyon işleminde protez kaidesinin muflaya alınması ve akriliğin tepilmesi işlemleri konvansiyonel metod ile aynıdır. Aradaki fark, mikrodalga ile polimerizasyonda kullanılan muflanın enerjinin taşınmasına izin veren cam fiber ile güçlendirilmiş plastikten oluşmasıdır. Muflaya alma işleminden sonra mufla mikrodalga fırınında mikrodalga enerjisine maruz bırakılarak polimerize edilirler. Ortalama polimerizasyon süresinin 3 dakika sürdüğü bildirilmiştir (47).

2.3. Yumuşak astar ve silikon içerikli tutucu sistemler

Tam ve parsiyel dişsizlikte implant uygulamaları, hareketli protezin stabilitesi ve fonksiyonunu arttırmak ve hasta memnuniyetini ve yaşam kalitesini arttırmak amacıyla günümüzde tercih edilmektedir. Tam dişsiz hastalarda mandibulaya 2 implant destekli tam protez uygulaması ilk tedavi seçeneği olarak kabul edilmektedir. Protez-implant bağlantısını sağlamak amacıyla implantlar splintlenerek bar ataşman veya splintlenmeden top başlı, locator, magnet tutuculu veya teleskobik ataşmanlar tercih edilebilir. Tercih edilecek ataşmanlar arasında her birinin birbirine göre avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır. Örnek olarak bar ataşman ile implantların splintlenmesinin, implantlara gelen lateral kuvvetleri azalttığı ve daha büyük dayanak düzlemine sahip olması nedeniyle protez stabilitesini arttırdığı bilinmektedir. Ancak bar ataşman kullanımının pahalı olması, oral hijyeni sağlamanın ve yapım aşamalarının zorluğu, top başlı ataşmanlara göre daha fazla yer kaplamaları dezavantajlarıdır. Birbirine paralel olmayan implantların varlığında top başlı ataşmanların kullanılması durumunda, matrikslerin aşınması tutuculuğu olumsuz etkilemektedir. Magnet

ataşmanlarda da tutuculuğun gerçekleşmesi için parçaların birbirine tam olarak temas etmesinin gerekmesi kullanımlarını zorlaştırmaktadır (2,13,16,17,30-32,48,63,80,81).

Yumuşak astar materyallerinin implant destekli protezlerde matriks olarak kullanıldığı bir çok çalışma literatürde mevcuttur (1,24-29,34,45,48,50,70,77,78,86). Minimal aşınma göstermeleri, oklüzal kuvvetleri absorbe ederek implantlara iletmeleri, bar ile protez arasındaki boşluğu tamamen doldurmalarından dolayı implant çevresi dokularda daha az biyolojik komplikasyon görülmesi, düşük maliyet ve kolay tamir edilebilmeleri yumuşak astarların matriks olarak kullanılmalarının avantajları olarak belirtilmiştir (2,45). Üst çenede tam protez varlığında, alt çenede bar klipi yerine olarak yumuşak astar matriks kullanıldığında, üst çene anterior bölgede daha az kemik rezorpsiyonu ve labil kret oluşumuna neden olmaları da avantaj olarak bildirilmiştir. Ayrıca yumuşak astarla bağlanan protezlerin daha az besleme ihtiyacı gerektirmesi nedeniyle bar klipleri yerine matriks olarak tercih edildiği belirtilmiştir (25).

Protez implant bağlantısında yumuşak astar matriks kullanımı ile ilgili çalışmaların ayrıntıları aşağıda verilmiştir:

Koike T. ve ark. (48) yaptıkları çalışmada implant destekli hareketli protezlerde ataşman olarak yumuşak astarların tutuculuk değerlerini incelemişlerdir. Çalışmada top başlı tutucular alçı model içerisine yerleştirilmiş, patriks için üretilen akrilik blok içerisine O-ring lastiği ve yumuşak astar uygulanarak alçı model üzerinde bağlanmıştır. O-ring lastiği 1.7 ve 2.2 çapındaki top başlı ataşmanlar ile bağlanırken yumuşak astar uygulanan bloklar 1.7-2.2-2.5-2.7 ve 3 mm çapındaki top başlı ataşmanlar ile bağlanarak toplam 7 grup oluşturulmuştur. Tutuculuk değeri dijital kuvvet ölçer ile değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre 1.7 ve 2.2 çapındaki top başlı ataşmanların tutuculuk değerleri kıyaslandığında O-ring lastiğinin yumuşak astara kıyasla daha tutucu olduğu belirtilmiştir. Ancak top başlı ataşman çapının 2.5 mm ve daha fazla olduğu örneklerde yumuşak astar tutuculuk değerinin O-ring örneklerinden daha fazla olduğu ve klinik olarak yeterli tutuculuk sağlayacağı belirtilmiştir.

Abdel-Khalek EA. ve ark. (1) yapmış oldukları çalışmada hader bar ve hader bar klipi ile farklı bar kesitleri kullanarak (hader bar, oval bar, yuvarlak bar) ısı ile polimerize olan yumuşak astar materyalini (Molloplast-B) tutucu ataşman olarak karşılaştırmışlardır. Çalışmada günde 5 defa olmak (n=5) üzere 1.5 yıla denk gelen toplam 2740 siklus sonrasında tutuculuk değerlerini araştırmışlardır. Çalışmanın

sonuçlarına göre başlangıç tutuculuk değerleri arasında hader bar/ silikon ataşman grubunun, yorma işlemi sonrası yuvarlak bar/silikon ataşman grubunun en yüksek tutuculuk gösterdiği bildirilmiştir.

Elsyad MA. ve ark. (25-28) 2010 ve 2017 yılları arasında implant destekli tam protezlerde yumuşak astarların matriks olarak kullanılmasını araştırmak üzere randomize kontrollü klinik çalışmalar yapmışlardır. Çalışmada ortalama yaş değeri 62.5 olan 30 tam dişsiz erkek hasta değerlendirilmeye alınmıştır. Her hastaya mandibulada kanin bölgesine 2 adet implant uygulanmıştır. 3 ay sonrasında hastalar iki gruba ayrılmıştır. Birinci gruptaki hastalara 2 implant üzeri bar/klip destekli tam protez (grup 1) yapılmış olup ikinci gruptaki hastalara klip yerine yumuşak astar (Softliner) kullanılarak bar/yumuşak astar destekli tam protez (grup 2) yapılmıştır.

2010 yılında 1. yıl sonuçları yayınlanmış olan çalışmada hastaların implant çevresi yumuşak dokuların sağlığı ve radyografik olarak alveol kemiğinin seviyeleri değerlendirilmiştir. Değerlendirmeler başlangıç, 6. ay ve 12. ayda olacak şekilde yapılmıştır. 1 yıllık değerlendirmeye göre yumuşak astar kullanılan hastalarda implant çevresi alveolar kemik kaybı, sondalama değeri, plak skoru ve gingival skoru klip kullanılan hastalara kıyasla anlamlı derecede düşük bulunduğu bildirilmiştir (27).

2012 yılında 3. Yıl sonuçları yayınlanmış olan çalışmada 6 ay, 1 yıl ve 3 yıl sonrası hasta memnuniyeti ve protetik komplikasyonlar değerlendirilmiştir. Üst protezin rahatlığı, stabilitesi ve temizleme kolaylığı değerlendirildiğinde grup 2 (yumuşak astar ataşman grubu) , alt protezin kullanım kolaylığı değerlendirildiğinde grup 1 (klip ataşman grubu) daha iyi sonuçlar göstermiştir. Mekanik komplikasyonlar değerlendirildiğinde klip kullanımının (%11.9) yumuşak astara (% 4.8) kıyasla daha fazla protez uyumlama ve tamir gerektirdiği bildirilmiştir. 1. grupta klip ataşmanın aşınması en yaygın görülen komplikasyon olarak belirtilirken, yumuşak astarın kaideden ayrılması 2. grupta görülen en yaygın mekanik komplikasyon olarak bildirilmiştir. Bar altındaki yumuşak dokuda hiperplazi oluşumunun grup 1 de daha fazla görüldüğü bildirilmiştir (28).

2014 yılında 5. yıl sonuçları yayınlanmış olan çalışmada 6. ay, 1. yıl, 3. yıl ve 5. yıl sonunda üst çenedeki tam protezlerin protetik ve yumuşak doku komplikasyonları değerlendirilmiştir. Alveolar kemik seviyesinin periyodik olarak değerlendirilmesinde tomografi kullanılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre maksiller anterior bölgede alveol kemiği rezorpsiyon miktarı, maksiller labial kret oluşumu ve proteze besleme ihtiyacı

grup 1de (klip ataşman grubu) daha fazla görülmüştür. Yumuşak astarların klip ataşmanlara kıyasla karşı çenede daha az rezorpsiyona ve buna bağlı olarak daha az besleme ihtiyacı gerektirdiği bildirilmiştir (25).

2017 yılında 7. Yıl sonuçları yayınlanmış olan çalışmada yumuşak astar ve klip ataşman kullanımının 6 ay ve 1,2,3,4,5,6,7 yıllık yumuşak doku ve protetik komplikasyonlar değerlendirilmiştir. Çalışmada gingival indeks, plak indeksi, sondalama derinliği, alveolar kemik seviyesi ve protetik komplikasyonlar değerlendirilmiştir. Klip ataşman grubunda gingival indeks ve plak indeksinin yumuşak astar grubuna kıyasla daha yüksek bulunduğu bildirilmiştir. Sondalama derinliğine bakıldığında klip ataşman grubunda 1. yılda , yumuşak astar grubunda 6. yılda sondalama derinliğinde artış olduğu ancak sonrasında azaldığı belirtilmiştir. Alveolar kemik seviyesi değerlendirildiğinde her iki grupta da vertikal kemik kaybı görüldüğü, horizontal kemik seviyesine bakıldığında klip ataşman grubunda 2. yılda, yumuşak astar ataşman grubunda ilk yılda kemik kaybında artış görüldüğü ancak sonrasında azaldığı belirtilmiştir. Tüm gözlem zamanlarında plak indeksi, gingival indeks , alveolar kemik kaybı, sondalama derinliği parametreleri klip ataşman grubunda yumuşak astar grubuna kıyasla anlamlı olarak yüksek bulunduğu belirtilmiştir. 7 yıl sonrası implant sağ kalım oranı klip ataşman grubunda %96.6 , yumuşak astar ataşman grubunda %100 olarak bildirilmiştir. Protetik komplikasyonlar değerlendirildiğinde klip ataşman grubunda klip ataşmanın aşınması, yumuşak astar ataşman grubunda yumuşak astarın kaide materyalinden ayrılması en çok görülen komplikasyonlar olarak bildirilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre peridontal dokuların sağlığı ve protetik komplikasyonlar değerlendirildiğinde implant üstü bar destekli protezlerde klip ataşman yerine yumuşak astar ataşman kullanımı tavsiye edilmiştir (26).

Elsyad MA. ve ark. yukarıda yapmış oldukları çalışmaların devamı niteliğinde implant üstü bar destekli protezlerde klip ve yumuşak astar ataşmanların 7 yıl sonrasında posterior mandibular rezidüel kret rezorpsiyonunu araştırmak amacıyla retrospektif çalışma yapmışlardır. Çalışmada 18 hasta 2 eşit gruba ayrılarak değerlendirilmiştir. Rezorpsiyonu ölçmek amacıyla orantısal ölçümler ve başlangıç ile 7 yıl sonrasında alınan radyografilerde işaretlenen posterior alan indeksleri (PAI) kullanılmıştır. Posterior alan indeksi ve diğer faktörlerin (ataşman çeşidi, başlangıç mandibular kret yüksekliği, yaş, mandibular dişsizlik süresi, daha önce yapılan dişleri

aşınmış protez sayısı ve besleme sayısı) arasındaki ilişkinin doğrulanması için doğrusal regresyon modeli kullanılmıştır. Başlangıç ve 7 yıl sonrası posterior mandibular kemik seviyeleri değerlendirildiğinde klip ataşman kullanılan grupta ortalama 0.79 mm, yumuşak astar ataşman kullanılan grupta ortalama 1.14 mm rezorpsiyon görüldüğü bildirilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre implant üstü bar destekli protezlerde klip ataşman kullanılmasının yumuşak astar ataşmanlara kıyasla daha az posterior mandibular kret rezorpsiyonuna neden olduğu bildirilmiştir(24).

Elsyad MA. ve ark. (29) implant üzeri bar destekli tam protezlerde yumuşak astar ataşman ve klip ataşmanın birlikte kullanıldığı teknik not yayınlamışlardır. Çalışmada tam dişsiz hastanın mandibular kanin bölgesine 2 adet implant uygulandıktan sonra 3 ay iyileşme dönemi için beklenmiştir. Hareketli protezin yapım aşamaları sırasında model üzerindeki barın etrafına klip ataşman dışında kalan bölgeler için 2 mm kalınlığında yer tutucu hazırlanarak uygulanacak olan yumuşak astar için yer hazırlanmıştır. Önce klip ataşman bağlanmış sonrasında kapalı ağız tekniğiyle yumuşak astar ataşmanı uygulanarak polimerizasyonu sağlanmıştır. Bu kombinasyon şeklinin uygulamasının basit ve konvansiyonel bar-klip ataşman bağlantısına kıyasla daha az komplikasyona yol açacağı bildirilmiştir.

Kubo K. ve ark. (50) yumuşak astar matrikslerin implant destekli tam protezlerde başlangıç tutuculuklarını ve kullanıma bağlı olarak meydana gelen tutuculuk kaybı ile 4 farklı mekanik özelliklerini (sertlik, baskı gerilimi, bağlanma dayanımı ve yüzey pürüzlülüğü) araştırmak üzere çalışma yapmışlardır. Çalışmada 9 farklı yumuşak astar materyali matriks olarak kaide materyaline uygulanmış ve patriks ball ataşmanlar (n=10) alveol kretini taklit eden epoksi rezin modeller içerisine yerleştirilmiştir. Tutuculuk değerlerini dijital kuvvet ölçer ile ölçerek başlangıç tutuculuk değerini maksimum değer kabul edip, günde 5 siklus (n=5) olacak şekilde 3 yılı temsilen toplam 3348 siklus sonrası tutuculuk değerlerinde meydana gelen değişime bakılmıştır. Matriks yüzeyleri başlangıçta ve 3 yıllık siklus sonrasında SEM ile incelenmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre matrikslerin başlangıç tutuculuk değerleri 1.3 N - 5.4 N aralığında bulunmuştur. 3 yıllık siklus sonrası tutuculuklarında 0.2 N- 1.9 N aralığında kayıp olduğu, yumuşak astarın sertlik değerinin başlangıç tutuculuk değerinin üzerine

etkisi olan asıl mekanik faktör olduğu ve siklus esnasında oluşan baskı geriliminin tutuculuk kaybına etkisi olduğu bildirilmiştir.

Kiat-amnuay S. ve ark. (45) bar destekli hareketli tam protezlerde matriks olarak yumuşak astar kullanımının başlangıç ve 1.5 yıl sonrası tutuculuk değerlerini incelemek amacıyla çalışma yapmışlardır. Çalışmada dişsiz mandibula modeline 4 adet implant yerleştirilerek üzerine döküm altın bar yapılmıştır. Luciton-199 akrilik rezininden üretilen hareketli protezlerin içerisine 4 farklı yumuşak astar materyali (Tokuyama soft relin, Luci-sof, Molloplast-B, Permasoft (sealer kullanılarak ve sealer kullanılmadan)) uygulanarak 5 farklı grup oluşturulmuştur. Hareketli protezin günde ortalama 5 defa takıp çıkarıldığı esas alınarak (n=5) 37° su içerisinde 1.5 yıla karşılık 2740 siklus uygulanmıştır. Başlangıç ve yorma işlemi sonrası tutuculuk değerleri instron cihazıyla ölçülmüştür. Çalışma sonucuna göre 1.5 yıllık period sonrası silikon esaslı yumuşak astarların akrilik esaslı yumuşak astara (permasoft) kıyasla 3-5 kat daha iyi tutuculuk sağladığı bildirilmiştir. Yorma işlemi sonrası Tokuyama soft relin'in (otopolimerizan silikon esaslı yumuşak astar) tutuculuğunda % 14, lucisof'un (ısıyla polimerize olan yumuşak astar) % 8 artış olduğu; molloplast-b 'nin (ısıyla polimerize olan yumuşak astar) %12, permasoft'un sealer kullanımı ile (otopolimerizan akrilik esaslı yumuşak astar) % 43 , sealer kullanılmadan % 60 oranında tutuculukta azalma olduğu bildirilmiştir. Test sonrası örnekler 3 ay süre ile 37° suda bekletilmiş ve tutuculuk miktarlarına tekrar bakılmıştır. Tokuyama soft reliner'in tutuculuk değerinde %21 artış olduğu gözlenirken, diğer örneklerde luci-sof % 8, molloplast-b %26.7, sealer kullanılan permasoft'un % 75.4, sealer kullanılmayan permasoft örneklerinde %90.2 tutuculuk kaybı görüldüğü bildirilmiştir. Çalışmada kullanılan tüm silikon esaslı yumuşak astar materyallerinin yeterli tutuculuk sağladığı belirtilirken akrilik esaslı yumuşak astar materyalinin silikon esaslı materyallere kıyasla daha az tutuculuk sağladığı ve 1.5 yıllık siklus süresince yüzeyinde meydana gelen bozulmalar nedeniyle daha fazla tutuculuk kaybı gösterdiği bildirilmiştir.

Radi IA. ve ark. (70) silikon ve akrilik esaslı yumuşak astar materyallerinin kalınlığının immedat uygulanan implantlar üzerinde oluşan stres dağılımını incelemek amacıyla sonlu elemanlar analizini kullanarak çalışma yapmışlardır. Çalışmada kanin bölgesinde 2 implant üzeri top başlı ataşmanı olan model karşısına 2 ve 4 mm kalınlığındaki yumuşak astar ataşmana sahip 3 boyutlu protez modelleri

oluşturulmuştur. Sağ premolar bölgesine dikey ve oblik şekilde 150 N kuvvet uygulanmıştır. Sonlu eleman analizi ile değerlendirme yapılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre akrilik esaslı yerine silikon esaslı yumuşak astar kullanılmasının oluşan stresi %73, implant hareketlilik miktarını % 46 oranında azalttığı bildirilmiştir. Yumuşak astar kalınlığının arttırılmasının meydana gelen stresi vertikal kuvvetler karşısında % 45, oblik kuvvetler karşısında % 25 oranında azalttığı belirtilmiştir. İmplant hareketlilik miktarına bakıldığında yumuşak astar kalınlığının arttırılmasının vertikal kuvvetler karşısında % 61.5, oblik kuvvetler karşısında % 32.5 azalma sağladığı belirtilmiştir. Her iki yumuşak astar grubunun da immediat implant çevresinde oluşan stresi azalttığı ancak silikon esaslı yumuşak astarların daha etkili olduğu ve uygulanan yumuşak astar kalınlığının stresi azaltmada büyük rol oynadığı bildirilmiştir.

Gibreel M. ve ark. (34) mandibulada 4 implant üzeri bar destekli protezlerde klip ve yumuşak astar matriks kullanımının implant çevresi dokuların sağlığına etkisini araştırmak amacıyla in-vivo çalışma yapmışlardır. Ortalama yaş değeri 65 olan 30 tam dişsiz erkek hasta çalışmaya katılmıştır. Tüm hastalara mandibular kanin ve 1. büyük azı bölgesine 4 adet implant uygulanmıştır. İyileşme dönemi sonrası kanin ve büyük azı bölgesindeki implantlar üzerine sağ ve sol olmak üzere 2 adet bar ataşman yapılmıştır. Hastalar 2 gruba ayrılarak 1. grubun protez-bar bağlantısı klip ataşmanlar ile 2. grubun protez-bar bağlantısı yumuşak astar ataşmanlar ile yapılmıştır. İmplant çevresi dokuların sağlığı plak skoru, sondalama derinliği skoru, kanama skoru ve implant stabilitesi gibi parametrelere göre değerlendirilmiştir. Değerlendirmeler protez tesliminden 2 hafta, 6 ay ve 12 ay sonrasında yapılmıştır. Klip ataşman kullanılan grubun sondalama değerinin, plak ve kanama skorlarının tüm kontrol periyotlarında yumuşak astar ataşman grubuna kıyasla daha fazla olduğu bildirilmiştir. İmplant stabilitesi açısından karşılaştırıldığında klip ataşman grubunun 6. ve 12. ayda anterior bölgedeki implantların , 12. ayda posterior implantların daha düşük stabilizasyon değerleri gösterdiği belirtilmiştir. Yumuşak astar ataşmanların klip ataşmanlara kıyasla implant çevresi doku sağlığı açısından daha üstün olduğu bildirilmiştir.

Schweyen R. ve ark. (78) yapmış oldukları çalışmada polivinilsiloksan esaslı matriks Tisi.Snap patriks ataşman sisteminin tutuculuğunu incelemişlerdir. Toplam 250 örnek içeren çalışmada Snap abutment olarak adlandırılan patriks ataşmanlar analoglar içerisine yerleştirilerek hazırlanmıştır. Bağlantıyı sağlamak için oluşturulan akrilik

bloklar içerisinde Retention.sil için boşluklar hazırlanmıştır. Retention.sil'in 25-50 ve 65 shore hardness sertlik değerine sahip 3 silikonu (Retention.sil 200-400-600) ve kontrol grubu olarak locator ataşman sistemi kullanılmıştır. Çalışmada yorma esnasında termal döngünün, farklı dezenfeksiyon materyallerinin ve açılı patrikslerin tutuculuğa etkisi incelenmiştir. Tutuculuk değerlerine başlangıçta ve 100-200-500-1000-5000 siklus yorma işleminden sonra bakılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre sertlik (shore hardness) değeri arttıkça polivinilsiloksan ataşmanların tutuculuğunun arttığı belirtilirken, termal döngü sonrası ve açılı patriks kullanıldığı durumlarda polivinilsiloksan tutucuların başlangıçtan itibaren simüle edilen 5 yıl boyunca tutuculuk değerlerinde anlamlı bir azalma görülmediği, locator ataşmanın tutuculuğunda ise % 58 azalma görüldüğü bildirilmiştir. Çalışmanın sonucuna göre Tisi.Snap ataşman bağlantısının locator ataşmanlara bir alternatif olabileceği belirtilmiştir.

Schweyen R. ve ark. (77) daha önce yapmış oldukları çalışmanın devamı niteliğinde olan bu çalışmada geriatrik hastalarda alternatif bir tedavi seçeneği olarak Tisi.Snap ataşmanları araştırmışlardır. Çalışmada Retention.sil 25-50-65 sertlik değerine sahip 3 silikon (Retention.sil 200-400-600), 3 farklı sertlikte (kırmızı, sarı, yeşil) prefabrike silikon ve kontrol grubu olarak locator ataşman kullanılmıştır. Çalışmada yorma esnasında termal döngünün ve açılı patrikslerin tutuculuğa etkisi ile başlangıç ve 100-200-500-1000-5000 siklus yorma işlemi sonrası tutuculuk değerleri araştırılmıştır. Yorma işleminin ve termal döngünün retansiyon silikonları ile yeşil polivinilsiloksan ataşmanın tutuculuk değerlerini etkilemediği belirtilmiştir. Sarı, kırmızı polivinilsiloksan ataşman grupları ile locator grubunun tutuculuğunda %66 ya varan tutuculuk kaybı görüldüğü bildirilmiştir. Açılı patriks varlığında sadece locator ataşmanların tutuculuğunda azalma görüldüğü belirtilirken yorma işleminde yapay tükürük kullanımının gruplarda tutuculuk kaybına neden olduğu bildirilmiştir. Sertlik değeri arttıkça PVS matriks materyallerin tutuculuklarının arttığını; açılı implantların olduğu durumlarda yada daha az retansiyona ihtiyaç duyulan implant destekli hareketli protezlerde düşük retansiyona sahip PVS matriks materyallerinin kullanılabileceğini ancak daha fazla çalışmaya ihtiyaç olduğu belirtilmiştir.

Yılmaz E. ve ark. (86) konvansiyonel ve PVS matrikslerin, farklı patriksler karşısında tutuculuk değerlerini incelemek amacıyla in-vitro çalışma yapmışlardır. Polietilen blok içerisinde CNC cihazı ile aralarında 22 mm olacak şekilde 2 adet yuva

açılmış, 2 implant analoğu birbirine paralel şekilde hazırlanan boşluklara yerleştirilmiştir. Çalışmada 5 farklı PVS matriks materyali (Retention.sil 200-400-600, Mucopren Soft, Gc Reline Soft) ile 3 farklı patriks (top başlı, bar, TiSi.snap ataşman) ile oluşturulan 15 gruba ek olarak bar klibi, O-ring ve metal matriks ataşmanlar da çalışmaya dahil edilerek toplam 18 grup oluşturulmuştur. PVS matriksler için patriks çevresinde 2 mm kalınlığa sahip materyal olacak şekilde blok içerisine yuva hazırlanmış, boşluk içerisine materyal uygulanarak bloklar karşılıklı olarak birleştirilerek patriks ve matriks bağlantısı sağlanmıştır. Her grup için 10 adet olmak üzere çalışmada toplam 180 adet örnek üretilmiştir. Tüm örnekler çiğneme simülatörüne bağlanarak yapay tükürük solüsyonu içerisinde yorma işlemi uygulanmıştır. Başlangıç, 1825 siklus, 3650 siklus sonrası tutuculuk değerlerine bakılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre günde 5 defa takıp çıkartma olmak üzere 2 yıla karşılık gelen 3650 siklus sonrası tüm ataşman gruplarında tutuculuk kaybı görüldüğü bildirilmiştir. Top başlı ataşmanlar ile PVS matriks ataşmanların tutuculuk değerlerinin O-ring ve metal matrikslere kıyasla daha düşük olduğu, bar ataşmanlar ile kullanıldığında tutuculuk değerlerinin bar klibine kıyasla daha yüksek olduğu belirtilmiştir. PVS matriksler arasında en düşük bağlanma değerinin Retention.sil 200 grubunda; en yüksek bağlanma değerinin Retention.sil 600 grubunda görüldüğü bildirilmiştir.

2.4. Silikon esaslı otopolimerizan rezilient materyallerin kaide maddelerine bağlanma dayanımını etkileyen faktörler

2.4.1. Yumuşak astar ile kaide materyali arasındaki bağlantıyı değerlendirmede kullanılan kavramlar

2.4.1.1. Adezyon ve kohezyon:

Farklı türdeki moleküller arasındaki çekim kuvvetine adezyon, bağlantıyı sağlayan yüzeylere adherent adı verilmektedir. Aynı maddenin atomları veya molekülleri arasındaki çekim kuvvetine ise kohezyon adı verilmektedir (76,84).

Adezyon kimyasal ve fiziksel olarak iki şekilde sağlanabilir. Mekanik adezyonda adeziv aderent yüzeydeki girinti çıkıntılara tutunur. Bu çekim kuvveti zayıf ve geri dönüşümlüdür. Çekim Van Der Waals bağları ile oluşur. Kimyasal adeziv bağlantı ise daha güçlü olup bağlantı iyonik veya kovalent bağlarla oluşur. Adeziv

bağlantıyı materyalin ıslatabilirliği, viskozitesi ve yüzey pürüzlülüğü gibi faktörler etkilemektedir (76,84).

2.4.1.2. Gerilim ve gerinim :

Bir maddeye dışarıdan kuvvet uygulandığında ters yönde oluşan kuvvete gerilim adı verilir. Birim alana etki eden kuvvet şeklinde Gerilim=Kuvvet/Alan olarak hesaplanır. Gerilimin birimi pascaldır (Pa). 1 Bir newtonluk bir kuvvetin bir metre karelik yüzeye uygulanmasıyla oluşan basınç olarak ifade edilir (76,84).

$$1 \text{ Pa} = 1\text{N/m}^2$$

$$1 \text{ MPa} = 1.000.000 \text{ Pa}$$

Bir maddeye kuvvet uygulandığında uzunlukta meydana gelen değişimin orijinal uzunluğa oranına “gerinim” (zorlama) adı verilir. Birimi yoktur, yüzde ile ifade edilir.

Gerinim = Deformasyon / Orijinal uzunluk şeklinde hesaplanır (76,84).

2.4.1.3. Bağlanma dayanımı:

Kaide maddesi ile yumuşak astar arasındaki bağlantı adezyon şeklindedir. Bu bağlantıyı ortadan kaldırmak için gerekli gerilime dayanım (direnç) adı verilmektedir. Bağlanma dayanımı basma,çekme,makaslama olarak ayrılır. Birim alana uygulanan kuvvet olarak N/mm^2 (megapascal-MPa) olarak ifade edilir (76,84).

2.4.2. Yumuşak astar materyallerinin bağlanma dayanımları ile ilgili yapılan çalışmalar

Pinto JRR. ve ark. (71) termal döngü işleminin yumuşak astar materyallerinin elastikiyeti ile protez kaidesine bağlanma dayanımı araştırmak amacıyla in vitro çalışma yapmışlardır. Çalışmada 4 farklı yumuşak astar materyali (Molloplast-B, Permasoft, Flexor ve Pro Tech) ile 2 farklı kaide materyali (Classico ve Luciton 199) kullanılmıştır. Bağlanma dayanımı testi örneklerinin oluşturulması amacıyla 10x10 m2 alanına sahip kare kesitli pirinç kalıplar mufla içerisindeki silikona aralarına 3 mm kalınlığında yer tutucu konarak karşılıklı yerleştirilmiştir. Sonrasında aradaki yer tutucu yerinde kalacak şekilde pirinç kalıplar çıkarılarak oluşan boşluğa akrilik rezin uygulanmıştır. Akrilik rezin polimerize olduktan sonra aradaki 3 mm kalınlığındaki yer

tutucu çıkarılmıştır. Akrilik bloklar silikon kalıp içerisinde çıkarılarak trimlenerek ve her yumuşak astarın üretici talimatları doğrultusunda yüzeyleri hazırlanarak tekrar silikon kalıp içerisine yerleştirilmiştir. Ardından akrilik bloklar arasındaki boşluğa yumuşak astar uygulanarak örneklerin hazırlığı tamamlanmıştır. Hazırlanan örnekler termal döngünün bağlanma dayanımına etkisini incelemek amacıyla 2 eşit gruba ayrılmıştır. Birinci gruba 5-55 °C sıcaklığa sahip su tanklarında 60 saniye bekletilerek 3000 siklus termal döngü işlemi uygulanırken ikinci grup 37 °C su içerisinde 24 saat bekletilmiştir. Sonrasında tüm örnekler instron cihazında 5 mm/dk hızla çekilerek bağlanma dayanımı testi gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre Molloplast-B (1.51 MPa) ve Protech (1.44 MPa) yumuşak astar materyalleri diğer materyallerden daha yüksek bağlanma dayanımı göstermiştir. Termal döngü işlemi sonrası en yüksek bağlanma dayanımını Molloplast-B materyalinin (1.37 MPa) gösterdiği bildirilmiştir. Termal döngü işlemi sonrası Flexor ve Permasoft grupları arasında anlamlı farklılık bulunmazken Molloplast-B ve Protech gruplarının termal döngü sonrası bağlanma dayanımının anlamlı olarak azaldığı bildirilmiştir. Classico ve Luciton 199 akrilik rezinleri ile üretilen örneklerin bağlanma dayanımları değerlendirildiğinde gruplar arası anlamlı bir farklılık bulunmadığı bildirilmiştir.

Mittal M. ve ark. (60) yapay tükürük solüsyonu içerisinde bekletilen silikon esaslı yumuşak astar materyallerinin konvansiyonel ve high impact akrilik rezinlere bağlanma dayanımını incelemek amacıyla in vitro çalışma yapmışlardır. Çalışmada konvansiyonel (Trevalon) ve high impact (Trevalon high impact) akrilik bloklar üretilerek Molloplast-B ve Permaflex yumuşak astarları ile bağlanmıştır. Başlangıç, 30 ve 60 gün yapay tükürük solüsyonu içerisinde bekletildikten sonra örneklerin bağlanma dayanımları değerlendirilmiştir. Akrilik blokların üretimi için 40x10x10 mm ölçülerinde pirinç modeller silikon içerisine gömülerek kalıbı çıkarılmıştır. Pirinç model çıkarılarak kalıp içerisine mum eritilmiş ve pirinç modelin mum kopyası elde edilmiştir. Mumdan model muflaya alınarak mum eliminasyonundan sonra akrilik rezin tepilmiştir. Akrilik rezin üretici firma talimatları doğrultusunda polimerize edilmiştir. Pomza ile temizlenen örneklerin bağlanma yüzeyleri zımpara kağıtları ile standardize edilmiştir. İki akrilin blok aralarında 10x10x1.8 mm ölçülerinde mum tabaka ile birlikte muflaya alınmıştır. Mum eliminasyonundan sonra bloklar arasındaki boşluğa yumuşak astar materyali

uygulanarak üretici firma talimatları doğrultusunda yumuşak astar materyali polimerize edilmiştir. Hazırlanan örnekler çekme cihazına bağlanarak 20 mm/dk hızla çekilerek deney gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre konvansiyonel akrilik ile güçlendirilmiş akrilik rezinlerin bağlanma dayanımına anlamlı olarak etkisi olduğu bildirilmiştir. En yüksek bağlanma dayanımının Molloplast-B ile güçlendirilmiş akrilik grubunda, en düşük bağlanma dayanımının yapay tükürük solüsyonunda bekletilmiş Permaflex ile konvansiyonel akrilik gruplarında görüldüğü belirtilmiştir.

Tugut F. ve ark (82) termal döngü işleminin yumuşak astar ve farklı kimyasal yapıya sahip akrilik rezinlerin bağlanma dayanımına etkisini araştırmak amacıyla in vitro bir çalışma yapmışlardır. Çalışmada Molloplast-B ve Permaflex yumuşak astar materyalleri ile PMMA ve UDMA akrilik rezinleri kullanılmıştır. En geniş çapı 12 mm en ince çapı 7 mm silindir şeklinde hazırlanan akrilik örnekler arasına 3 mm kalınlığında yumuşak astar materyali uygulanmıştır. Örnekler 2 gruba ayrılarak 1. grup 7 gün boyunca 37 °C su içerisinde bekletilmiş, 2. grup 5-55 °C sıcaklığındaki su tanklarında 30 saniye bekletilerek 5000 siklüs termal döngü uygulanmıştır. Sonrasında örnekler instron cihazında 5 mm/dk hızla çekme testi uygulanmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre termal döngü işleminin tüm PMMA ve UDMA gruplarında bağlanma dayanımını anlamlı olarak azalttığı bildirilmiştir.

Kulak-Ozkan Y. ve ark. (51) termal döngü işleminin yumuşak astarların bağlanma dayanımına etkisini araştırmak amacıyla in vitro çalışma yapmışlardır. Çalışmada 6 yumuşak astar materyali (Ufigel C, Ufigel P, Mollosil, Molloplast-B, Permafix, Permaflex) kullanılmıştır. 10x10 mm kesite sahip PMMA bloklar aralarında 3 mm yer tutucu yer alacak içerisinde silikon bulunan mufla kalıbına yerleştirilmiştir. Sonrasında aradaki yer tutucu çıkarılıp yumuşak astar ile bağlama işlemi gerçekleştirilmiştir. Tüm örnekler iki eşit gruba ayrılarak 1. grup 24 saat 37 °C suda bekletilmiş, 2. grup 5-55 °C su tankları içerisinde 5000 siklüs termal döngü işlemi uygulanmıştır. Sonrasında tüm örnekler instron cihazında 5 mm/dk hızla çekme testi uygulanmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre Ufigel P, Molloplast-B, Permafix ve Permaflex gruplarının bağlanma dayanımlarının termal döngü işlemi sonrası anlamlı derece azaldığı belirtilirken, Mollosil ve Ufigel C gruplarında anlamlı bir farklılık bulunmadığı, tüm yumuşak astar materyallerinin bağlanma dayanımlarının klinik olarak yeterli olduğu bildirilmiştir.

Mccabe JF. ve ark. (58) yumuşak astar materyallerinin ısı ile polimerize olan akrilik rezine soyulma (peel) ve çekme (tensile) bağlanma dayanımlarını incelemek amacıyla in vitro bir çalışma yapmışlardır. Çalışmada 3 farklı yumuşak astar materyali (Gc reline soft, Gc reline extrasoft, Gc reline ultrasoft) , 2 farklı adeziv (toluen içerisinde çözündürülmüş vinil-silan ve etil asetat içerisinde çözündürülmüş vinil-silan) kullanılmıştır. Çekme testi örnekleri için Luciton 199 akrilik rezini kare platformlar şeklinde hazırlanarak üretici firma talimatları doğrultusunda polimerize edilmiştir. Yumuşak astar ile bağlanacak olan adeziv yüzeyler 800 gritlik zımpara kağıdı ile düzenlendikten sonra uygun olan adeziv (toluen veya etil asetat) her iki bağlantı yüzeyine de uygulanmıştır. Yüzey kuruduktan sonra 10 mm çapında 3 mm yüksekliğinde polietilen halka yüzey üzerine konularak içerisine yumuşak astar materyali uygulanarak diğer akrilik blok üzerine kapatılarak örnekler birbirine bağlanmıştır. Çekme deneyi için blokların serbest yüzeyleri akrilik yapıştırıcısı ile çekme cihazındaki platforma yapıştırılıp sabitlenmiştir. 10mm/dk hızla çekme testi gerçekleştirilmiştir. Aynı zamanda çalışmada kullanılan yumuşak astar materyallerinin elastikiyet miktarının ölçülmesi için penetrasyon testi uygulanmış ve Gc reline soft'un 0.30 mm, Gc reline extrasoft'un 0.64 mm, Gc reline ultrasoft'un 1.02 mm penetrasyon gösterdiği ve Iso 10139-2 sınıflamasına göre Gc reline soft'un sert, Gc reline extrasoft'un orta sert, Gc reline ultrasoft'un yumuşak olarak sınıflandığı belirtilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre etil asetat bazlı adeziv kullanılarak incelenen grupların bağlanma dayanımları Gc reline soft 3.11 mpa , Gc reline extrasoft 2.40 MPa , Gc reline ultrasoft 0.79 MPa; toluen bazlı adeziv kullanılarak çekilen grupların bağlanma dayanımları Gc reline 2.06 MPa, Gc reline extrasoft 1.55 MPa, Gc reline ultrasoft 0.80 MPa olarak bildirilmiştir. Çekme testi sonucu etil asetat bazlı adeziv kullanılan örneklerde Gc reline soft örneklerinde 1 adeziv, 7 koheziv, 2 fail; Gc reline extrasoft örneklerinde 10 koheziv; Gc reline ultrasoft örneklerinde 4 adeziv, 5 koheziv, 1 fail görüldüğü bildirilirken toluen bazlı adeziv kullanılan grupların tamamındaki örneklerde adeziv kopma görüldüğü bildirilmiştir.

Fujii K. ve ark. (33) 11 farklı silikonun çekme kuvveti, sertlik değeri, bağlanma dayanımı, sıvı absorpsiyonuna bağlı ağırlık değişimini değerlendirmek amacıyla in vitro çalışma yapmışlardır. Çalışmada 11 farklı silikon (Evatouch super normal, Evatouch super slow, Permefix, Gc reline soft, Gc reline extra soft, Gc reline ultrasoft, Sofreliner MS, Sofreliner S, Sofreliner tough M, Zeaty reliner soft, Zeaty reliner super soft)

kullanılmıştır. Bağlanma dayanımı testi için 5 mm çapında 8 mm yüksekliğinde silindirik akrilik bloklar yumuşak astar materyali ile bağlanarak instron cihazında 25 mm/dk hızla çekme testi uygulanmıştır. Çekme deneyi sonuçlarına göre grupların bağlanma değerleri 1.06 N ile 4.53 N aralığında bulunduğu bildirilmiştir. Evatouch super normal, Gc reline soft, Sofreliner tough M, Zeaty reline soft gibi sertlik değeri sert ve orta sert olarak sınıflandırılan silikon esaslı yumuşak astar materyallerinin Zeaty reline super soft gibi sertlik değeri yumuşak olarak sınıflandırılan yumuşak astar materyalinden 2.5-4.3 kat daha fazla bağlanma dayanımı gösterdiği bildirilmiştir. Termal döngü işleminin bağlanma dayanımı üzerine etkisini araştırmak amacıyla 10x10 mm² kesite sahip örnekler oluşturularak 37 °C distile su içerisinde 24 saat bekletildikten sonra, 4-60 °C su sıcaklığına sahip tanklar içerisinde 60 sn boyunca bekletilerek 5000 ve 10000 defa termal döngü işlemi uygulanmıştır. Su içerisinde bekletilen grupların bağlanma dayanımlarına bakıldığında Sofreliner S grubunun dışındaki tüm grupların 10.000 siklus sonrası bağlanma dayanımlarının % 10-63 aralığında azaldığı bildirilmiştir.

Kim BJ. ve ark. (46) yumuşak astar materyallerinin sertlik değeri (shore-a hardness) ile bağlanma dayanımları arasındaki bağlantıyı araştırmak amacıyla in vitro bir çalışma yapmışlardır. Çalışmada 6 silikon esaslı yumuşak astar materyali (Dentusil, Gc reline soft, Gc reline ultra soft, Mukopren soft, Mucosoft, Sofreliner tough) ile 1 akrilik esaslı (Durabase) yumuşak astar materyali kullanılmıştır. Sertlik testi için birbirine kenetlendiğinde 35 mm çapında 6 mm yüksekliğinde halka şeklinde bir kalıp oluşturan 2 parça kullanılarak her grup için 3 örnek oluşturulmuştur. Her bir örnek hazırlandıktan sonra 24 saat 37 °C distile su içerisinde bekletildikten sonra sertlik değerleri ölçülmüştür. Aynı örnekler 37 °C distile su içerisinde 27 gün daha bekletilerek sertlik değerlerine tekrar bakılmıştır. Bağlanma dayanımı testi için alçı içerisinde her bir kenarı 25 mm uzunlukta, 3 mm derinliğe sahip kare kesitli boşluk içerisinde akrilik rezin polimerize edilmiştir. Akrilik bloklar polimerizasyon sonrası kalıptan çıkarılarak yüzeyleri birbirine paralel olması amacıyla 500 gritlik partikül büyüklüğüne sahip zımpara cihazıyla düzenlenmiştir. Bloklar hazırlandıktan sonra 28 gün boyunca 37 °C sıcaklığa sahip distile su içerisinde bekletilmiştir. Su içerisinde çıkarılan bloklar kurutulduktan sonra adeziv yüzeylere her bir yumuşak astar kendi adezivi uygulanarak kurumaya bırakılmıştır. 10 mm çapında 3 mm yüksekliğe sahip politetrafloretilen (teflon) halka şeklinde bir kalıp adeziv yüzey üzerinde iken yumuşak astar uygulanarak

diğer akrilik blok halkanın üzerine kapatılarak 2 akrilik bloğun yumuşak astar ile bağlanması gerçekleştirilmiştir. 24 saat 37 °C distile su içerisinde bekletildikten sonra üst akrilik blok üzerine PMMA bir tutucu yapıştırılarak, alt blok çekme cihazındaki tablaya sabitlenerek 10 mm /dk hızla çekme işlemi gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre sertlik değerline bakıldığında en düşük değeri Gc reline ultrasoft'un gösterdiği, en yüksek sertlik değerini ise Gc reline soft'un gösterdiği bildirilmiştir. Bağlanma değerlerine bakıldığında Gc reline ultrasoft (0.82 MPa) ile mucopren soft'un (0.96 MPa) diğer gruplardan anlamlı olarak daha düşük bağlanma dayanımına sahip olduğu belirtilirken, Gc reline soft'un (2.99 MPa) en yüksek bağlanma dayanımına sahip olduğu bildirilmiştir. 24 saat sonrası Gc reline ultrasoft (21.3) hariç tüm örneklerin sertlik değerlerinin iso standartı olan 25-50 shore-a hardness arasındaki değerlere sahip olduğu, 28 gün distile su içerisinde bekletilmelerinin sertlik değerini anlamlı olarak arttırdığı ve gruplar arası bağlanma dayanımları arasında anlamlı farklılık olduğu bildirilmiştir. Bağlanma dayanımı ve sertlik değerleri arasında pozitif korelasyon olduğu ancak anlamlı olmadığı bildirilmiştir.

Bayati OH. Ve ark. (12) yumuşak astarlar ile farklı kimyasal yapıya sahip kaide materyallerinin bağlantı dayanımını incelemek için in vitro bir çalışma yapmışlardır. Çalışmada 4 farklı yumuşak astar materyali (Gc reline soft, Gc reline extrasoft, Silagum Confort, Mollosil Plus) ile 2 farklı kimyasal yapıya sahip kaide materyali olarak PMMA (impact) ve UDMA (eclipse) kullanılmıştır. Her grup için 10 örnek üretilmiş olup toplam 80 örnek çalışmada kullanılmıştır. Bağlanma testi için metal mufla içerisine alçı dökülerek 22x22x6 mm ebatlarına sahip mumdan yer tutucu alçıya içerisine yatırılarak akrilik model üretimi için bir kalıp oluşturulmuştur. Mum eliminasyonundan sonra alçı yüzeyine ayırıcı bir ajan uygulanarak PMMA ve UDMA rezinler kalıba uygulanarak üretici firma talimatlarına uygun şekilde polimerize edilmiştir. Kalıptan çıkarılan bloklar 20x20x4 mm ölçülerine uygun olacak şekilde trimlenmiştir. Trimlenen örnekler yumuşak astar ile bağlanmadan önce klinik şartları taklit etmesi amacıyla 30 gün boyunca 37 °C distile su içerisinde bekletilerek suya doygunluğu sağlanmıştır. Blokların yumuşak astar ile bağlanacak yüzeyleri 600 ve 800 gritlik silikon karbit kağıdıyla zımparalanmıştır. Yüzeyler buhar ve distile su ile yıkandıktan sonra adeziv uygulamasından önce 30 sn boyunca kurumaya bırakılmıştır. Adeziv uygulandıktan sonra birbirine kenetlenince ortasında 10 mm çapında 3 mm yüksekliğinde silindir şeklinde boşluk oluşturan 2 pirinç parçadan oluşan yer tutucu

akrilik blok üzerine yerleştirilip içerisine yumuşak astar materyali uygulanmıştır. Hazırlanan örnekler çekme deneyi öncesi 37 °C distile su içerisinde 24 saat bekletildikten sonra 5 mm/dk hızla çekme deneyi gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre PMMA ile oluşturulan grupların bağlantı dayanımlarının sırasıyla Gc reline soft 1.94 MPa, Gc reline extra soft 2.04 MPa, Silagum 1.50 MPa, Mollosil 1.07 MPa olduğu belirtilirken UDMA ile oluşturulan örneklerin bağlantı dayanımlarının Gc reline soft 1.21 MPa, Gc reline extrasoft 1.04 MPa, Silagum 1.37 MPa, Mollosil 0.80 MPa olduğu bildirilmiştir. PMMA rezinle üretilen örnek gruplarından Gc reline soft ve Gc reline extrasoft'un en yüksek bağlanma dayanımı gösterdiği, PMMA ile üretilen gruplarda Silagum grubu dışındaki tüm grupların UDMA grubuna nazaran anlamlı olarak daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiği bildirilmiştir. UDMA rezin ile oluşturulan örneklerde adeziv kopmalar daha fazla görülürken, PMMA rezin ile üretilen örneklerde karışık (miks) kopmanın daha fazla görüldüğü bildirilmiştir.

Gündoğdu M. ve ark. (35) farklı yüzey özelliği uygulamalarının yumuşak astarların kaide materyaline bağlanma dayanımı üzerine etkisini araştırmak amacıyla in vitro bir çalışma yapmışlardır. Çalışmada yumuşak astar materyali olarak Molloplast-B (ısı ile polimerize olan silikon esaslı yumuşak astar materyali) ile Ufigel-P (otopolimerizan silikon esaslı yumuşak astar materyali) kullanılmıştır. Kontrol grubu, akrilik yüzeyine 30 saniye boyunca % 36 lık fosforik asit uygulanan asit grubu, akrilik yüzeyine 60 saniye boyunca Er:YAG lazer uygulandığı lazer grubu, akrilik yüzeyinin 10 saniye boyunca 50 nm partikül büyüklüğünde alüminyum oksit (Al_2O_3) ile kumlandığı abrazyon grubu, yüzeye hem fosforik asit hem lazer uygulamasının yapıldığı asit+lazer grubu ve yüzeyin kumlandıktan sonra lazer uygulamasının yapıldığı abrazyon+lazer grubu olmak üzere toplam 6 yüzey özelliği araştırılmıştır. Bağlanma dayanımı testinin örnekleri için en geniş çapı 12mm, en ince çapı 7 mm ye sahip 75 mm uzunluğa sahip silindirik dambıl şeklindeki akrilik örnekler üretilmiştir. Akrilik örnekler muflaya alındıktan sonra çıkarılarak 7 mm kalınlığa sahip olan orta kesiminden soğutma altında testere ile 3 mm kalınlığında kesilmiştir. Kesilen yüzeyler 400 gritlik zımpara kağıdı ile düzeltildikten sonra yüzey özelliği işlemi uygulanarak muflaya yerleştirilip yumuşak astar materyali ile bağlanmıştır. 6 yüzey özelliği grubu ve 2 farklı yumuşak astar materyali ile toplam 12 grup oluşturulmuştur. Her bir yüzey özelliği işleminin akrilik yüzeyine etkisini incelemek amacıyla yüzey uygulaması yapılan örnekler SEM altında incelenmiştir. Hazırlanan örnekler bağlanma dayanımı öncesi 37 °C distile su

içerisinde 7 gün boyunca bekletilmiştir. Örnekler çekme cihazında 5 mm/ dk hızla çekilerek çekme deneyi gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre Molloplast-B'nin bağlanma dayanımının Ufigel-p den anlamlı olarak yüksek bulunduğu bildirilmiştir. Yüzey özelliği uygulamalarında %36 lık fosforik asit uygulanan grupta anlamlı olmasa da en yüksek bağlanma dayanımı görülürken, kumlama yapılan abrazyon grubunun anlamlı olarak en düşük bağlanma dayanımı gösterdiği bildirilmiştir.

Vishwanat S.K. ve ark. (85) yüzey özelliği uygulamalarının yumuşak astar ve kaide materyalleri arasındaki bağlanma dayanımına etkisini incelemek amacıyla in vitro bir çalışma yapmışlardır. Çalışmada kaide materyali olarak trevalon, ısı ile polimerize olan silikon esaslı yumuşak astar materyali Molloplast-B ve yine silikon esaslı otopolimerizan yumuşak astar materyali olan Ufigel-P kullanılmıştır. 10x10x40 mm ebatlarında çelik bloklar aralarında 3mm kalınlığında yer tutucu olacak şekilde birbirine karşılıklı şekilde silikon yerleştirilen muflaya alınmıştır. Yer tutucu yerinde kalacak şekilde çelik bloklar çıkarılarak boşluğa akrilik tepilmiş ve üretici firma talimatları doğrultusunda polimerize edilmiştir. Çalışmada toplam 60 örnek oluşturulmak üzere 120 blok üretilmiştir. Bloklar yüzey özelliği uygulamaları için 3 gruba ayrılmıştır. Abrazyon grubunun yüzeyine 50 nm aliminyum oksit (Al_2O_3) 0.62 MPa basınç altında 10 mm mesafeden 30 sn boyunca uygulanmıştır. Asit grubunun bağlanma yüzeyine 30 sn boyunca % 36 lık fosforik uygulandıktan sonra 30 sn boyunca su ile yıkanarak tüm örnekler 20 sn hava ile kurutulmuştur. Kontrol grubunda örneklere herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamıştır. Yüzey özelliği grupları kendi aralarında 2 alt gruba ayrılarak 1. Alt grup Molloplast-B ile 2. Alt grup Ufigel-P ile bağlanmıştır. Örnekler instron cihazına bağlandıktan sonra 5 mm/sn hızla çekilerek çekme bağlanma dayanımı testi gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre asit grubunda en yüksek, abrazyon grubunda en düşük çekme bağlanma dayanımı görüldüğü bildirilmiştir. Molloplast-B'nin bağlanma dayanımının Ufigel-P ye kıyasla anlamlı olarak daha yüksek bulunduğu belirtilmiştir.

Haghi H.R. ve ark. (37) akrilik ve silikon esaslı yumuşak astar materyallerinin farklı yüzey işlemleri sonucu akrilik rezine bağlanma dayanımlarını incelemek amacıyla in vitro bir çalışma yapmışlardır. Çalışmada ısı ile polimerize olan silikon esaslı Molloplast-B ve Permaflex ile ısı ile polimerize olan akrilik esaslı Acrosoft yumuşak

astar materyalleri kullanılmıştır. Çalışma grupları sırası ile kontrol grubu, yüzeyin % 36 lık fosforik asit ile asitlendiği asit grubu, lazer grubu, 150 nm aliminyum oksit (Al_2O_3) partikülleri ile 0.2 MPa basınçta altın 10 mm mesafen 10 sn boyunca yüzeyin kumlandığı abrazyon grubu, 180 sn boyunca monomer uygulanan monomer grubu ve pres altında 15 dk bekletilmiş akrilik yüzeyi olmak üzere toplam 6 yüzey grubu oluşturulmuştur. Tüm bağlanma yüzeyleri SEM altında incelenmiştir. Her bir grup için aralarında 3 mm kalınlığında yumuşak astar materyali olan 11 adet silindirik kesitli örnek çalışmaya dahil edilerek toplam 198 adet örnek oluşturulmuştur. Polimerize edilerek oluşturulan örnekler 5-55 °C aralığında 5000 sıklıkla termal döngü işlemi uygulandıktan sonra 37 °C suda 1 hafta bekletilmişlerdir. Sonrasında instron cihazında çekme bağlanma testi gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre akrilik esaslı yumuşak astar materyali Acrosoft'un bağlanma dayanımının silikon esaslı diğer 2 materyale göre anlamlı olarak daha yüksek bulunduğu bildirilmiştir. Her 3 yumuşak astar grubunda da en yüksek bağlanma dayanımının monomer uygulaması sonucu görüldüğü, en düşük bağlanma dayanımının ise kumlama sonrası görüldüğü belirtilmiştir. Asit uygulamasının bağlanma dayanımının Molloplast-B grubunda kontrol ve monomer yüzeylerine, Permaflex grubunda ise sadece monomer yüzeyine kıyasla anlamlı olarak azalttığı bildirilmiştir.

Kreeve S. ve Dos Reis AC. (49) 2019 yılında yumuşak astar materyallerinin adezyonu ile ilgili son 10 yılda yapılan çalışmalar üzerine sistematik derleme yayınlamışlardır. Yumuşak astar ile kaide materyali arasındaki bağlantı mekanizmasının kaide yüzeyine uygulanan solventin yüzeyi çözündürerek poröz bir yapı oluşturması ve yumuşak astar monomerlerinin bu bölgelere penetre olması ile materyaller arasında bağlantının meydana geldiği belirtilmişti. Ayrıca uygulanan solventin kaide materyali tarafından daha fazla emilmesi sonucu daha poröz bir yüzey oluşmasının bağlanma dayanımını arttırdığı bildirilmiştir. Silikon esaslı yumuşak astar materyallerinin akrilik esaslı yumuşak astar materyallerine kıyasla daha üstün ve dayanıklı olduğu ancak kaide materyali ile meydana getirdikleri adezyonun zayıf olduğu bildirilmiştir. Silikon esaslı yumuşak astar materyallerinin 30 günlük periyod su içerisinde bekletilmesi sonucu bağlanma dayanımlarının anlamlı olarak azaldığı ve kaide materyalinden % 13.8 ile % 60 oranında ayrıldığı belirtilmiştir. Kaide ile yumuşak astar arasındaki bağlanma dayanımını arttırmak amacıyla bağlanma yüzeyine Al_2O_3 (aliminyum oksit) partikülleriyle kumlama işlemi uygulanması; aseton, metil metakrilat, etil asetat gibi

organik solventlerin uygulanması, yüzeyin asitle dağlanması, lazer uygulamaları, kaide materyalinin yapısına cam fiber katılması gibi işlemler uygulandığı belirtilmiştir.

Surapaneni H. ve ark. (79) yüzey özelliği uygulamalarının yumuşak astar ve kaide materyalleri arasındaki bağlanma dayanımına etkisini incelemek amacıyla in vitro bir çalışma yapmışlardır. Çalışmada 2 silikon esaslı yumuşak astar materyali olan Gc reline soft ile Ufigel P kullanılmıştır. Kontrol grubu, akrilik yüzeyinin 250 nm aliminyum oksit (Al_2O_3) ile kumlanarak oluşturulan abrazyon grubu, yüzeye 180 saniye mma uygulanarak oluşturulan monomer grubu ve yüzeye 30 saniye aseton uygulaması yapılan aseton grubu olmak üzere 4 farklı yüzeyin bağlanma dayanımına etkisi incelenmiştir. 2 farklı silikon ve 4 yüzey özelliği araştırılan çalışmada 8 grup oluşturulmuş her grup için $n=10$ olup toplam 80 örnek incelenmiştir. Bağlanma dayanımı test örnekleri için $40 \times 10 \times 10$ ebatlarında kare kesitli paslanmaz çelik örnekler mufla içerisindeki polieter içerisine yerleştirilmiştir. Çelik örnekler yerinden çıkarıldıktan sonra kalıp içerisine mum dökülerek soğumaya bırakılmıştır. Soğuyan mum muflaya alınarak mum eliminasyonu yapılarak PMMA muflaya tepilmiştir. Üretici talimatlarına uygun polimerize edilen bloklar ultrasonik cihazlarla temizlendikten sonra kurumaya bırakılmıştır. Akrilik bloklara yüzey işlemi uygulandıktan sonra 2 blok karşılıklı olarak aralarında 3mm kalınlığında 10×10 mm ebatlarında kare kesitli yer tutucu yer alacak şekilde polieter içerisinde yerleştirilmiştir. Aradaki yer tutucu çıkarılarak iki blok arasındaki boşluğa 3 mm kalınlığında yumuşak astar materyali uygulanmıştır. Akrilik bloklar her iki tarafından klemplerle çekme cihazına bağlanarak 5 mm/dk hızla çekme testleri gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre akrilik yüzeyine monomer uygulanmasının bağlanma dayanımı anlamlı olarak arttırdığı bildirilmiştir. Gc reline soft'un bağlanma dayanımının Ufigel P'ye kıyasla anlamlı olarak daha yüksek olduğu belirtilirken her iki yumuşak astar materyalinin de klinik olarak yeterli bağlanma dayanımı gösterdiği bildirilmiştir. Örneklerde çoğunlukla adeziv kopmalar görüldüğü bildirilmiştir.

Gupta S. (36) yüzey özelliği uygulamalarının yumuşak astar ve kaide materyali arasındaki bağlanma dayanımına etkisini araştırmak amacıyla in vitro bir çalışma yapmışlardır. Çalışmada 4 farklı yüzey özelliği (kontrol grubu, yüzeye 30 sn boyunca aseton uygulanması, yüzeye 180 sn monomer uygulanması, yüzeye 15 sn metilen klorid uygulanması) araştırılmıştır. Bağlanma dayanımı örneklerinin üretilmesi amacıyla

arasında 3 mm kalınlığında yer tutucuya sahip karşılıklı olarak 10x10x40 mm ebatlarında iki adet boşluğa sahip bir pirinç kalıp kullanılmıştır. Boşluk içerisine pmma rezin arada yer tutucu varken uygulanarak üretici firma talimatları doğrultusunda polimerize edilmiştir. Üretilen akrilik bloktan yerlerinden çıkarılarak trimlenerek düzenlenmiş ve yüzey özelliği işlemleri uygulanmıştır. Kalıp içerisine karşılıklı olarak bloklar yerleştirilmesinin ardından yer tutucu çıkarılarak 3 mm kalınlığında yumuşak astar materyali bloklar arasına uygulanarak örneklerin üretimi gerçekleştirilmiştir. Tüm örnekler 5-55 °C sıcaklığa sahip su tanklarında 30 saniye boyunca bekletilerek 500 siklus termal döngü işlemi uygulanmıştır. Çekme cihazına bağlanan örnekler 5 mm/dk hızla çekilerek bağlanma dayanımı testi gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre kontrol grubunun en düşük bağlanma dayanımına sahip olduğu, yüzeye 180 sn boyunca monomer uygulanmasının en yüksek bağlanma dayanımı değerine sahip olduğu belirtilmiştir. Yüzeye kimyasal ajan uygulanarak yüzey özelliğinin değiştirilmesinin kontrol grubuna kıyasla bağlanma dayanımı üzerine anlamlı farklılık oluşturduğu bildirilmiştir.

Cavalcanti YW. ve ark. (18) yüzey özelliği uygulamalarının silikon esaslı yumuşak astar materyallerinin kaide materyaline bağlanma dayanımına etkisini araştırmak amacıyla in vitro bir çalışma yapmışlardır. Çalışmada 4 farklı yüzey özelliği (Kontrol grubu, yüzeye 180 sn monomer uygulanması, yüzeye 30 sn aseton uygulanması, yüzeye 60 sn etil asetat uygulanması) işlemi mikrodaga enerjisiyle polimerize olan akrilik rezin (Vipi wave) yüzeyine uygulanarak silikon esaslı yumuşak astar materyali (Ufigel SC) ile bağlantı dayanımını incelemek amacıyla 4 grup oluşturulmuştur. Yüzey özelliği işlemlerinin akrilik rezinin yüzeyinde meydana getirdiği yüzey pürüzlülüğü ve serbest yüzey enerjisini incelemek amacıyla 5mm çapında 30 mm yüksekliğinde silindir şeklinde örnekler üretilerek yüzeyler profilometre ve SEM aracılığıyla incelenmiştir. Bağlanma dayanımı testi örnekleri için 5x5x60 mm boyutlarında kare kesitli metal modeller yüksek viskoziteye sahip silikon (Zetalabor) içerisine yerleştirilmiştir. Silikon kalıp içerisinden metal modeller çıkarıldıktan sonra akrilik rezin uygulanarak üretici firma talimatları doğrultusunda polimerizasyon işlemi gerçekleştirilmiştir. Polimerizasyon sonrası akrilik bloklar trimlenerek ve zımpara kağıtları ile aşındırılarak düzeltilmiştir. Ultrasonik temizleyici ile temizlenen bloklar artık monomerin elimine olması için 48 saat boyunca 37 °C su içerisinde bekletilmiştir. Yüzey işlemi öncesi tüm akrilik blokların yüzeyleri % 99 luk

etil alkol ile temizlenerek yüzey işlemleri uygulamaları yapılmıştır. İki blok arasında 2 mm kalınlığında yumuşak astar materyali uygulanarak bloklar birbirine bağlanmıştır. Artık silikon bistüri ile düzeltilerek modeller hazırlanmıştır. Hazırlanan örnekler 5 mm / dk hızla çekilerek deney gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre akrilik yüzeyine monomer ve etil asetat uygulanmasının bağlanma dayanımını anlamlı olarak arttırdığı bildirilmiştir. Grupların yüzey pürüzlülüğü değerlendirildiğinde monomer grubunun yüzeyinin anlamlı olarak diğer gruplardan daha pürüzlü bulunduğu belirtilmiştir. Serbest yüzey enerjileri değerlendirildiğinde etil asetat ve aseton gruplarının yüzey enerjilerinin diğer gruplardan daha düşük bulunduğu bildirilmiştir. Bağlanma dayanımı ile yüzey enerjisi arasında ve bağlanma dayanımı ile yüzey pürüzlülüğü arasında anlamlı bir ilişki bulunamadığı bildirilmiştir.

Kulkarni RS. ve Parkhedkar R. (52) yüzey özelliği uygulamalarının silikon esaslı yumuşak astar materyallerinin kaide materyaline bağlanma dayanımına etkisini araştırmak amacıyla in vitro bir çalışma yapmışlardır. Çalışmada kontrol grubu ,akrilik yüzeyinin 250 µm partikül büyüklüğünde alimüna partikülleri ile kumlanması ve akrilik yüzeyine 180 saniye monomer uygulanması olmak üzere 3 farklı yüzey ile 2 yumuşak astar materyali (Super-soft, Molloplast-B) seçilerek 6 grup oluşturulmuştur. Test örneklerini üretilmesi amacıyla 10x10 mm ölçülerinde kare kesitli pirinç modeller silikon içerisine yerleştirilmiştir. Pirinç modeller silikon içerisinde çıkarıldıktan sonra kalıp içerisine mum eritilerek pirinç modelin mumdan modeli elde edilmiştir. Mum modeller muflaya alınarak elimine edilmiştir. Mufla içerisine akrilik rezin tepilerek (Trevalon) üretici firma talimatları doğrultusunda polimerize edilmiştir. Akrilik bloklar mufladan çıkarıldıktan sonra 240 gritlik zımpara ile aşındırılarak standart hale getirilmiştir. Akrilik bloklara yüzey işlemleri uygulandıktan sonra iki bloğun arasında 3mm kalınlığında 10x10 kare kesitli yer tutucu yer alacak şekilde bloklar muflaya alınmıştır. Yer tutucu çıkarılarak ısı ile polimerize olan yumuşak astar materyali (Softliner, Molloplast-B) boşluğa uygulanarak üretici firma talimatları doğrultusunda polimerize edilmiştir. Örnekler çekme cihazına bağlanarak 5 mm/dk hızla çekme deneyleri gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre akrilik rezin yüzeyine 180 sn boyunca monomer uygulanan grubun bağlanma dayanımının kontrol ve kumlama grubundan anlamlı olarak yüksek bulunduğu, yüzeyin 250 µm partikül ile kumlanmasının bağlanma dayanımını anlamlı olarak azalttığı bildirilmiştir. Kumlama

grubunda daha çok adeziv kopma görüldüğü belirtilirken monomer grubunda daha çok koheziv koma görüldüğü bildirilmiştir.

Özdoğan A. ve ark. (68) farklı yüzey özelliği uygulamalarının yumuşak astar ile poliamid kaide materyali arasındaki bağlanma dayanımı üzerine etkisini incelemek amacıyla in vitro çalışma yapmışlardır. Çalışmada kontrol grubu, yüzeyin kumlanması (yüzeye 50 µm alümina oksit püskürtülmesi), elmas frez aşındırılması, % 37 ortofosforik asit uygulanması, elmas frezle retansiyon olukları açılması olmak üzere 5 farklı yüzeyin bağlanma dayanımına etkisi araştırılmıştır. 50x10x10 ölçülerinde kare prizma şeklinde poliamid bloklar hazırlanarak alçı içerisine yerleştirilmiştir. Bloğun orta kısmından yatay olarak 2 mm kalınlığında bir kesit kesilerek yumuşak astarın uygulanacağı hazne hazırlanmıştır. Bloklara çıkarılarak yüzey özelliği işlemleri uygulandıktan sonra tekrar alçı içerisine yerleştirilerek yumuşak astar materyali uygulanmıştır. Polimerizasyon süresince örnekler hidrolik presste 3000 Psi basınç altında bekletilmiştir. Örnekler çekme cihazına bağlanarak 0.5 mm/dk hızla çekilerek deney gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre yüzeye retansiyon olukları açılması ve yüzeyin kumlanmasının bağlanma dayanımını arttırdığı ancak anlamlı olmadığı belirtilmiştir. Yüzeye %37 ortofosforik asit uygulanmasının bağlanma dayanımını azalttığı ancak anlamlı bir fark bulunamadığı bildirilmiştir.

Kaur H. ve Datta K. (40) farklı yüzey özelliği uygulamalarının silikon esaslı yumuşak astar materyallerinin kaide materyaline bağlanma dayanımına etkisini araştırmak amacıyla in vitro çalışma yapmışlardır. Çalışmada 2 farklı yumuşak astar materyali (Ufigel P, Molloplast-B) seçilerek 4 farklı yüzey oluşturularak (kontrol grubu, 30 sn kloroform uygulanması, 180 sn monomer uygulanması, 15 sn diklorometan uygulanması) 8 grup incelenmiştir. Ufigel P ile bağlanacak akrilik blokların üretilmesi ve yumuşak astarın akrilik bloklara bağlama işlemini gerçekleştirmek amacıyla ortasında 3 mm kalınlığında pirinç bloktan yer tutucuya sahip karşılıklı 40x10x10 mm ölçülerinde iki adet hazneye sahip bir mufla kullanılmıştır. Yer tutucu yerinde iken boş haznelere akrilik hamuru tepilmiş ve üretici firma talimatları doğrultusunda ısı ile polimerize edilmiştir. Sonrasında bloklar çıkarılıp tesviye edilip yüzey özelliği uygulamaları yapıp tekrar mufla içerisine yerleştirilmiştir. Yer tutucu çıkarılıp 3 mm kalınlığında Ufigel P boşluğa uygulanıp polimerizasyon süresince press altında 10 dk bekletilmiştir. Molloplast-B bağlanacak olan akrilik bloklar için de aynı

mufla sistemi kullanılmıştır. Ancak akrilik tepildikten sonra 2 saat press altında bekletilmiş sonrasında yer tutucu çıkarılarak yüzey özelliği işlemleri uygulanmıştır. Yüzey işlemi uygulandıktan sonra blok şeklindeki akrilik hamurları arasına 3 mm kalınlığında Molloplast-B uygulanmış ve akrilik hamuru ile birlikte polimerize edilmiştir. Tüm örnekler çekme deneyi öncesi 5-55 °C su tanklarında 30 sn boyunca bekletilerek 500 siklus termal döngü uygulanmıştır. Örnekler çekme cihazına bağlandıktan sonra 5 mm/dk hızla çekilerek deney gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre bağlanma yüzeyine kimyasal ajan uygulamasının bağlanma dayanımını arttırdığı, en yüksek bağlanma dayanımı yüzeye 180 saniye monomer uygulaması yapılan monomer grubunda görülürken en düşük bağlanma dayanımının kontrol grubunda görüldüğü bildirilmiştir.

Kutay O. ve ark. (53) silikon esaslı yumuşak astar materyali olan Molloplast-B'nin farklı protez kaide materyallerine bağlanma dayanımını araştırmak amacıyla in vitro bir çalışma yapmışlardır. Çalışmada 5 farklı akrilik rezin (Pacton, Luciton 199, Meliodent, Ivocap, Compresin) kullanılmıştır. Her bir deney grubunun 9 adet örneği aynı mufla içerisinde hazırlanmıştır. Örneklerin hazırlanması amacıyla 9 adet 10x10 mm² ve 9 adet 12x12 mm² taban alanına sahip toplam 18 adet piramit şeklindeki pirinç blok büyük ve küçük tabanları birbirine karşılıklı gelecek şekilde 60x60x3 mm pirinç plaka üzerine yerleştirilerek bütün olarak muflaya alınmıştır. Alçı içerisindeki piramit bloklar çıkarılarak boşluklar içerisine akrilik rezin uygulanmış ve mufla kapakları arasına 60x60x3 mm lik yer tutucu yerleştirilerek akrilik rezinler presslenmiştir. 1. Grupta yer alan (Pacton, Luciton 199, Meliodent, Ivocap, Compresin) akrilik rezinleri üretici firma talimatları doğrultusunda polimerize edildikten sonra yer tutucu çıkarılarak akrilik yüzeyleri 100 gritlik zımpara ile pürüzlendirilip araya Molloplast-B uygulanmıştır. Molloplast-B'nin polimerizasyonu tamamlandıktan sonra örnekler alçı içerisinden çıkarılmıştır. 2. Grupta yer alan (Luciton 199, Pacton, Meliodent) akrilik rezinler alçı içerisine tepildikten sonra araya yer tutucu yerleştirilerek 24 saat presste bekletilmiştir. Akrilik rezin şekil değiştirmeyecek kıvama geldikten sonra yer tutucu çıkarılarak araya Molloplast-B uygulanmasının ardından örnekler polimerize edilmiştir. Mufla içerisinden çıkarılan örnekler tesviye edildikten sonra 2 mm/dk hızla çekme bağlanma testi uygulanmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre polimerize edilen akrilik grupları arasında Meliodent akrilik rezinin en yüksek bağlanma dayanımı gösterdiği, Luciton 199 ve Compresin'in bağlanma dayanımlarının Meliodent'in bağlanma

dayanımından istatistiksel olarak farklı bulunmadığı bildirilmiştir. Kırılmaya dayanıklı akrilik rezin olan Pacton polimerize edilen örnekler arasında, Luciton 199 polimerize edilmemiş örnekler arasında en düşük bağlanma dayanımı göstermişlerdir. Molloplast-B nin kırılmaya dayanıklı akrilik rezinler dışında konvansiyonel akrilikler ile de yeterli bağlanma sağladığı bildirilmiştir.



3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Çalışmada kullanılan materyaller

Ürün İsmi	Üretici Firma	Lot numarası
Retention.sil 200	Bredent Medical, Senden, Germany	457679
Retention.sil 400	Bredent Medical, Senden, Germany	471680
Retention.sil 600	Bredent Medical, Senden, Germany	466050
Multisil-Primer	Bredent Medical, Senden, Germany	472954
Promolux Monomer	Merz Dental, Lütjenburg, Germany	33917
Promolux Polymer	Merz Dental, Lütjenburg, Germany	31215
Promolux High Impact Monomer	Merz Dental, Lütjenburg, Germany	22617
Promolux High Impact Polymer	Merz Dental, Lütjenburg, Germany	32216

Tablo 3-1: Çalışmada kullanılan materyaller

3.1.1. Retention.sil

Retention.sil ve TiSi.Snap dayanaklar Bredent firmasının protez implant bağlantısı ataşmanlarına alternatif olarak çıkardığı bir sistemdir. Tisi.Snap ismini “titanyum-silikon bağlantısından” esinlenerek üretildiği için almıştır. Sistemde 1 ve 3 milimetrelik 2 adet dişeti boyu seçeneği mevcuttur. Dayanak boyları standart ve kısa

olmak üzere iki boya sahiptir. Düz dayanak dışında 17.5 ve 35 derece olmak üzere iki farklı açılı dayanak seçeneği de vardır.

Retention.sil kaide ile patriks arasında açılan boşluk içerisine doğrudan hasta başında uygulanmaktadır. Materyal patriksin etrafını kaplayarak sürtünme kuvveti ile tutuculuk sağlamaktadır. Set içerisinde Retention.sil 200-400-600 olmak üzere 3 farklı silikon bulunmaktadır. 200-400-600 değerleri üretici firma tarafından 200,400 ve 600 gram'a kadar çekme kuvveti sağladığı sebebiyle verilmiştir. Retention.sil-200-400-600 sırası ile 25-50-65 (shore hardness) sertlik değerlerine sahiptir.

3.1.2. Promolux akrilik rezin

Promolux kaide materyalinin tozunda metakrilat tanecikleri, benzoil peroksit, organik renklendiriciler ve inorganik pigmentler bulunur. Likitinde metilmetakrilat ve dimetakrilat bulunur. Geleneksel mufla yöntemiyle ya da enjeksiyon sistemiyle ısı yoluyla polimerize edilir.

3.1.3. Promolux High Impact akrilik rezin

Promolux high impact kaide materyalinin tozunda metakrilat tanecikleri, benzoil peroksit, organik renklendiriciler inorganik pigmentler ve suni ipek lifleri bulunur. Likitinde metilmetakrilat ve dimetakrilat bulunur. Geleneksel mufla yöntemiyle ya da enjeksiyon sistemiyle ısı yoluyla polimerize edilir.

3.2. Örnek sayısının belirlenmesi

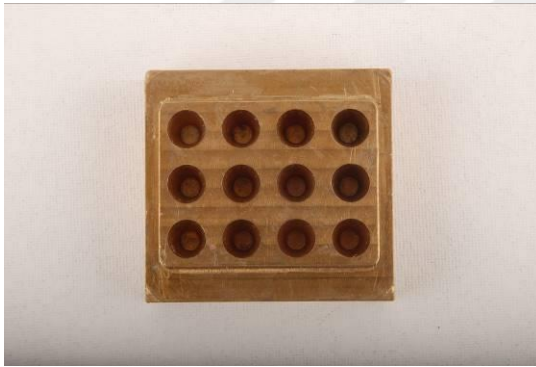
Deneyde kullanılacak olan örnek sayısını belirlemek amacıyla G*Power programı kullanılarak yapılan Power analizi sonucunda bağlanma dayanımı için effect size d (etki boyutu):0.500 ve SD:0.3 alındığında Power:0.80 ve α :0.05 için tespit edilen örneklerin sayısı her grup için $n=10$ olarak saptanmıştır. Retansiyon silikonunun daha önce bağlanma dayanımını araştıran bir çalışma olmamasından dolayı çekme deneyinde kullanılacak loadcell'in belirlenmesi amacıyla pilot çalışmada kullanılmak üzere her grup için 2 adet fazla örnek üretilerek her grup için toplam 12 adet örnek üretilmiştir.

3.3. Deney düzeneğinin tasarımı

Çalışmamızda 12 adet örneğin bir arada hazırlanması amacıyla birbirine kenetlenen dişi ve erkek parçadan oluşan özel bir kalıp dijital olarak tasarlanmıştır. Dişi ve erkek parçalar birbirine kenetlendiğinde, her iki parça içerisinde karşılık olarak merkezleri birbiriyle çakışan ve tabanlar arasında 2 mm mesafe olan 24 adet kesik koni şeklinde boşluğa sahiptir. Bu tasarım CNC ile pirinç kalıptan kazınarak üretilmiştir.

3.3.1. Erkek parçanın tasarımı ve üretimi

Üst kısmında 2 mm yüksekliğinde 42x56 mm genişliğe sahip erkek parça şeklinde bir platforma sahip toplam büyüklüğü tabanı 50x60 mm yüksekliği 17 mm olan bir blok tasarlanmıştır. Erkek parça üzerinde kenarlardan uzaklığı 2 mm birbirinden uzaklığı 4 mm olan tabanı 10 mm, tepesi 4 mm çapında 12 mm yükseliğinde dikey hizada 3, yatay hizada 4 adet olacak şekilde 12 adet kesik koni şeklinde boşluk planlanmıştır. Planlanan tasarım CNC cihazında pirinç bloktan kazınarak üretilmiştir (Şekil 3-1a,b).



Şekil 3-1a



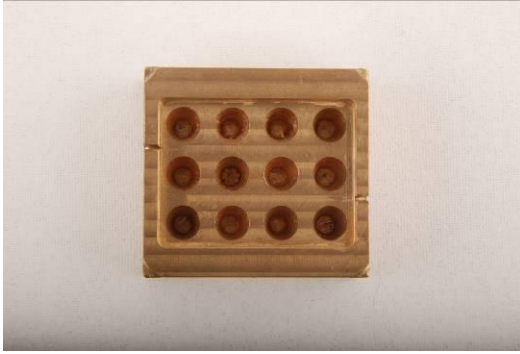
Şekil 3-1b

Şekil 3-1a,b: Erkek parçanın görüntüsü

3.3.2. Dişi parçanın tasarımı ve üretimi

Bloğun üst seviyesinde 4 mm derinliğe 42x56 mm genişliğe sahip dişi parça şeklinde bir platforma sahip toplam büyüklüğü tabanı 50x60 mm yüksekliği 19 mm olan bir blok tasarlanmıştır. Dişi parça üzerinde kenarlardan uzaklığı 2 mm birbirinden uzaklığı 4 mm olan tabanı 10 mm, tepesi 4 mm çapında 12 mm yükseliğinde dikey hizada 3, yatay hizada 4 adet olacak şekilde 12 adet kesik koni şeklinde boşluk

planlanmıştır. CNC cihazında pirinç bloktan kazınarak üretilen bloğun her iki kenarına 1 mm genişliğinde 4 mm derinliğinde oluk açılmıştır (Şekil 3-2a,b).



Şekil 3-2a



Şekil 3-2b

Şekil 3-2a,b: Dişi parçanın görüntüsü

3.3.3. Yer tutucunun üretimi

2 mm kalınlığa sahip paslanmaz çelik plakadan 42x56 mm ölçülerinde kesildikten sonra köşeleri yuvarlatılarak hazırlanmıştır (Şekil 3-3).

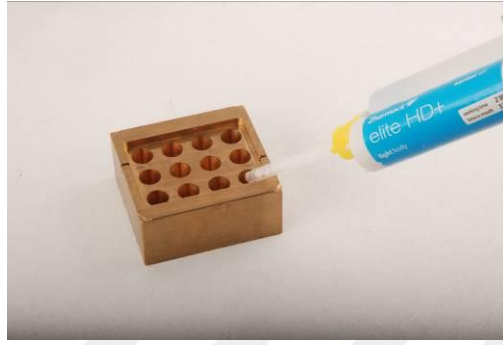


Şekil 3-3: Yer tutucunun görüntüsü

3.4. Akrilik blokların oluşturulması

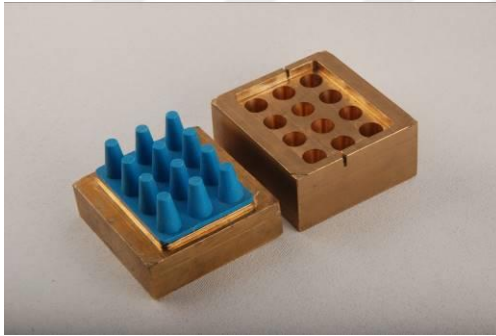
Dişi ve erkek parçalar içerisine polivinilsiloksan ölçü materyali (Elite HD+ Light Body, Zhermack, Italy) tabanca ile uygulanmıştır (Şekil 3-4). Silikonun uygulamasından ardından parçalar birbirine kenetlenerek presse alınmıştır. Press altında artık silikonun dişi parça kenarlarında açılan oluktan tahliye edilip kapakların tamamen

kenetlenmesi sağlanmıştır. Üretici firma prospektüsünde sertleşme süresi 5.5 dakika olarak belirtilen materyal bu süre boyunca sertleşmesi tamamlanana kadar press altında bekletilmiştir. Sertleşmesi tamamlanan silikonun fazlalıkları temizlendikten sonra birbirine kenetli parçalar spatül yardımıyla açılarak silikon blok kalıp içerisinden çıkarılmıştır (Şekil 3-5a,b).

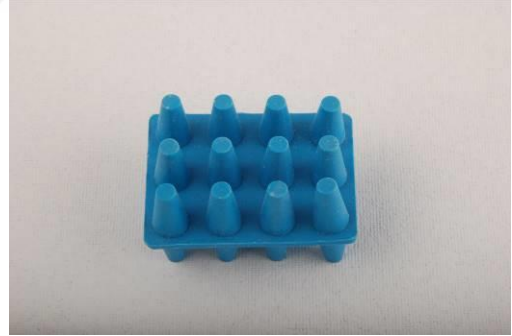


Şekil 3-4

Şekil 3-4: Pirinç kalıp içerisine polivinilsiloksan ölçü materyalinin uygulanması



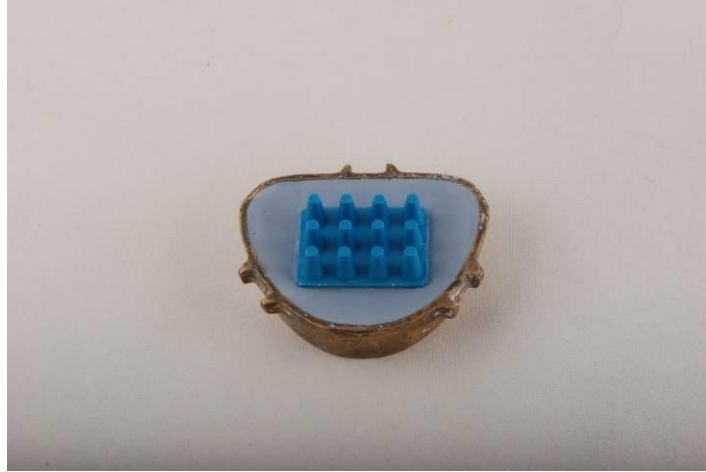
Şekil 3-5a



Şekil 3-5b

Şekil 3-5a,b: Polimerizasyon sonrası polivinilsiloksan modelin hazırlanmış şekli

Tip 4 sert alçı (Elite Stone, Zhermack, Italy) 25ml su/100 gr alçı oranına göre karıştırıldıktan sonra vibrasyon ile birlikte alt mufla kapağının üst seviyesine kadar dökülmüştür. Alçı ve silikon kalıp arasındaki arayüzde herhangi bir hava kabarcığı kalmaması için silikon modelin yüzeyine ince bir katman şeklinde alçı fırça yardımıyla sürüldükten sonra silikon blok muflanın içerisindeki alçıya yerleştirilmiştir. Arayüzde hava kabarcığı kalmadığından emin olunduktan sonra vibrasyon cihazı kapatılarak fazla alçı spatül yardımıyla temizlenmiştir (Şekil 3-6).



Şekil 3-6: Polivinilsiloksan modelin alçı içerisine yerleştirilmesi

Alçı tamamen sertleştikten sonra yüzey laklanıp su altında yıkanmıştır. Yüzey kuruduktan sonra üst mufla kapağı kapatılarak herhangi bir hava kabarcığı oluşmaması amacıyla alçı tekrar vibrasyon altında dökülmüştür (Şekil 3-7a,b). Üst muflanın kapağı kapatıldıktan sonra alçı tamamen sertleşene kadar mufla preste bekletilmiştir .



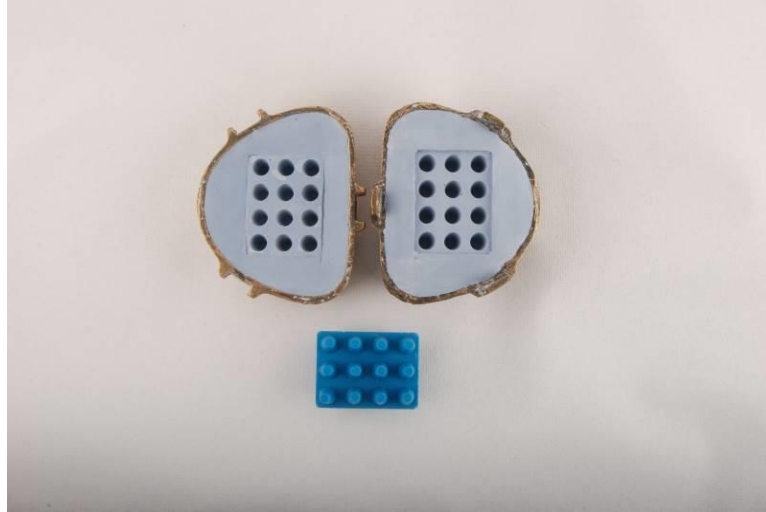
Şekil 3-7a



Şekil 3-7b

Şekil 3-7a,b: Alçı yüzeyinin laklanıp üst mufla kapağının yerleştirilmesi

Alçı sertleştikten sonra kapaklar açılarak silikon kalıp alçı içerisinden çıkarılmıştır (Şekil 3-8).



Şekil 3-8: Alçı sertleştikten sonra mufla kapaklarının görüntüsü

Promolux akrilik rezinin hazırlanması:

Akrilik resin üretici firma talimatları doğrultusunda toz likit oranı 30mg toz/10ml likit olacak şekilde 30 saniye boyunca kap içerisinde karıştırılmıştır. Çalışma safhasına gelen rezinin çalışma süresi kısa olduğu için işlem 2 kişi tarafından yapılmıştır. Akrilik resin tepildikten sonra yer tutucu metal ile birlikte prese alınmıştır. Presten çıkarılan mufla brit ile sıkılarak sıcak su banyosuna yerleştirilmiştir. Oda sıcaklığı içerisindeki suya konulan mufla 70 °C kadar ısıtılmıştır. Bu sıcaklıkta 60 dakika tutulduktan sonra sıcaklık 100 °C çıkarılmıştır. 100 °C su içerisinde 30 dakika bekletildikten sonra çıkarılarak soğumaya bırakılmıştır.

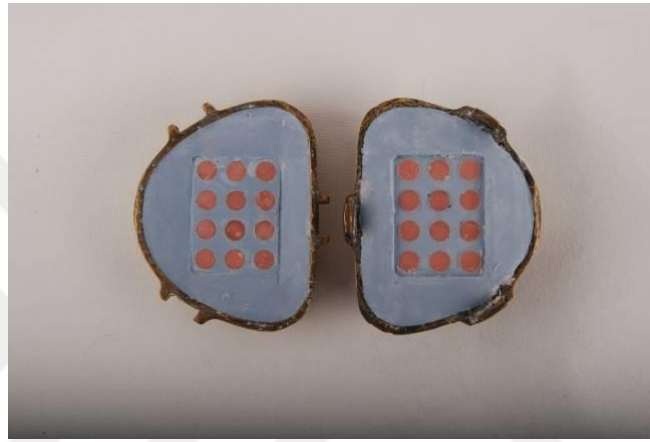
Promolux High Impact rezininin hazırlanması:

Akrilik resin üretici firma talimatları doğrultusunda toz likit oranı 27.5 mg toz/11 ml likit olacak şekilde 30 saniye boyunca kap içerisinde karıştırılmıştır. Çalışma safhasına gelen rezinin çalışma süresi kısa olduğu için işlem 2 kişi tarafından yapılmıştır. Akrilik resin tepildikten sonra yer tutucu metal ile birlikte prese alınmıştır. Presten çıkarılan mufla brit ile sıkılarak sıcak su banyosuna yerleştirilmiştir. Oda sıcaklığı içerisindeki suya konulan mufla 70 °C kadar ısıtılmıştır. Bu sıcaklıkta 60 dakika tutulduktan sonra sıcaklık 100 °C'a çıkarılmıştır. 100 °C su içerisinde 30 dakika bekletildikten sonra çıkarılarak soğumaya bırakılmıştır.

3.5. Yüzey özelliği uygulamaları

Retansiyon silikonunun üretici firma talimatları doğrultusunda her bir örnek 2 atm basınç altında 10 mm mesafeden 10 saniye boyunca 110 nm partikül ile kumlanmıştır. Kumlanan örnekler 4 gruba ayrılarak yüzey uygulamaları yapılmıştır. Kontrol grubu, asit uygulanması, monomer uygulanması, asit + monomer uygulanması şeklinde 4 farklı yüzey işleme grubu oluşturulmuştur.

1. Kontrol grubu: Kumlama sonrasında yüzeye herhangi bir kimyasal uygulanmamıştır (Şekil 3-9)



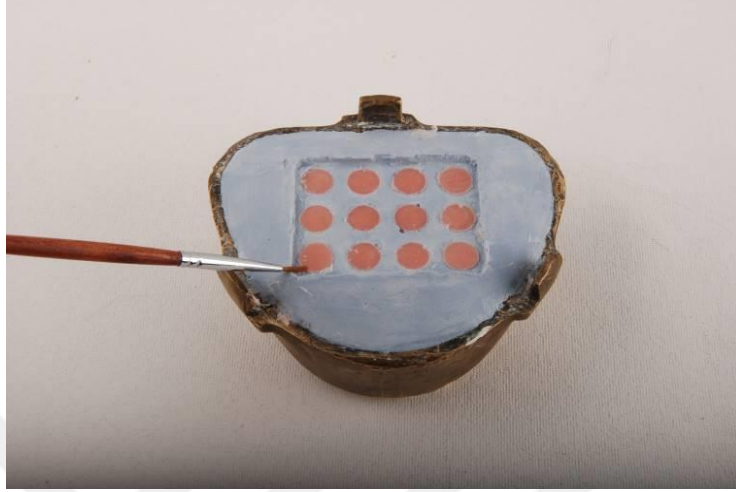
Şekil 3-9: Kontrol grubunun görüntüsü

2. Asitleme işlemi: Akrilik yüzeye 30 saniye boyunca % 37 lik fosforik asit (3m Espe Scotchbond Universal Etchant, US) uygulanmıştır (Şekil 3-10). Sonrasında yüzey 60 saniye boyunca basınçlı suyla yıkanarak asit uzaklaştırılmıştır. Yüzey basınçlı hava ile kurutulduktan sonra yumuşak astar primeri uygulanarak yumuşak astar ile bağlanmıştır (35,37,68,85).



Şekil 3-10: Yüzeye asit uygulanması

3. Monomer uygulanması: Akrilik yüzeye 180 saniye boyunca bir fırça ile kendi monomeri uygulanmıştır (Şekil 3-11). Yüzey basınçlı hava ile kurutulduktan sonra yumuşak astar primeri uygulanarak yumuşak astar ile bağlanmıştır.(18,36,40,52).

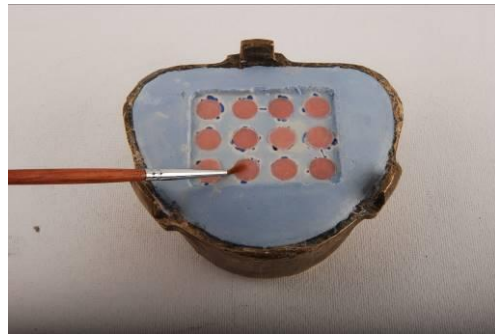


Şekil 3-11: Yüzeye monomer uygulanması

4. Asitleme+monomer uygulanması: Akrilik yüzeye 30 saniye boyunca % 37 lik fosforik asit uygulanmıştır (Şekil 3-12a). Sonrasında yüzey 60 saniye boyunca basınçlı suyla yıkanarak asit uzaklaştırılmıştır. Yüzey basınçlı hava ile kurutulduktan sonra 180 saniye boyunca akriliğin kendi monomeri uygulanmıştır (Şekil 3-12b). Yüzey tekrar kurutulduktan sonra yumuşak astar primeri uygulanarak yumuşak astar ile bağlanmıştır.



Şekil 3-12a

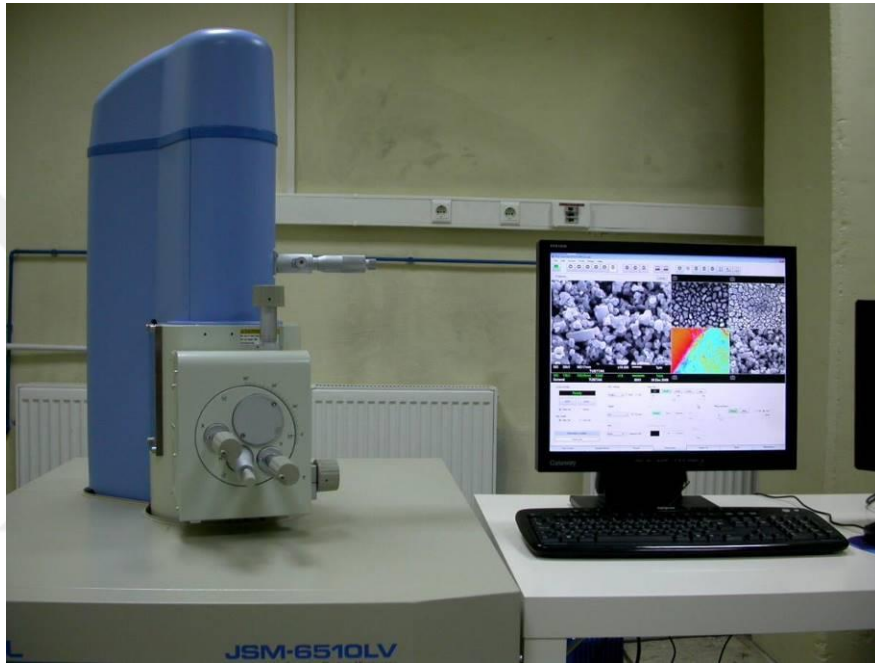


Şekil 3-12b

Şekil 3-12a,b: Yüzeye asit ve monomer uygulanması

3.6. Bağlantı yüzeylerinin taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile incelenmesi

Her bir yüzey işlemi ve akrilik grubundan 2 örnek olmak üzere 8 grup için toplam 16 deney örneği hazırlanmıştır. Örneklerin incelenecek yüzeyleri altın ile kaplandıktan sonra Tübitak Marmara Araştırma Merkezinde JSM-6510LV (JEOL, A.B.D.) taramalı elektron mikroskobu ile 1000, 2000, 5000 büyütme altında görüntülenmiştir (Şekil 3-13).



Şekil 3-13: Taramalı elektron mikroskobunun (SEM) görüntüsü

3.7. Akrilik ile yumuşak astar bağlantısı

Yüzey işlemi uygulamalarından sonra adeziv yüzeye Retention.sil primeri (Multisil Primer, Bredent, Germany) uygulanıp kullanıcı talimatları doğrultusunda 3 dakika kurumaya bırakılmıştır. Kartuş içerisindeki materyal akrilik örneklerin adeziv yüzeylerine uygulandıktan sonra mufla kapakları kapatılarak polimerizasyon süresince 10 dakika pres altında bekletilmiştir (Şekil 3-14a,b). Örnekler arasındaki bağlantının hiçbir kuvvete maruz kalmaması için mufta üzerindeki küçük kapak açılmış ve örneklerin etrafındaki el motoru ile traşlanmıştır. Alçıdan çıkarılan örnekler arasındaki materyal makas ile kesilerek örnekler birbirinden ayrılmıştır. Her bir örneğin etrafındaki artık materyal bistüri ile kesilerek düzeltilmiştir (Şekil 3-15a,b).

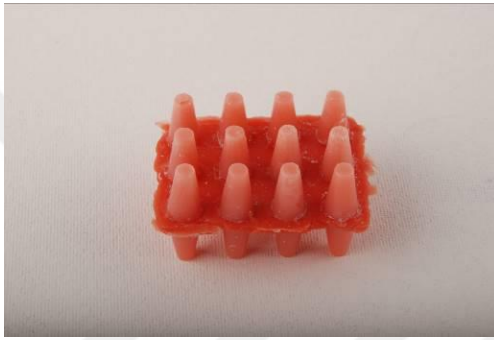


Şekil 3-14a

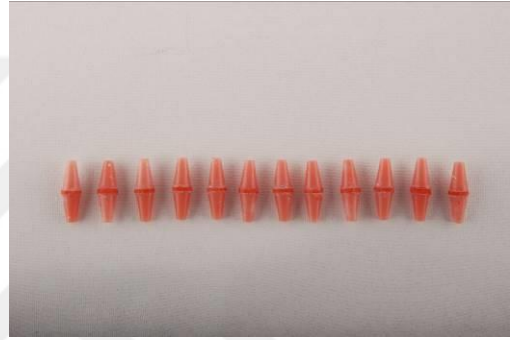


Şekil 3-14b

Şekil 3-14a,b: Retention.sil primeri ve materyalinin yüzeye uygulanması



Şekil 3-15a



Şekil 3-15b

Şekil 3-15 a,b: Örneklerin mufladan çıkarıldıktan sonraki ve tesviye edilmiş görüntüleri

3.8. Termal döngü işlemi:

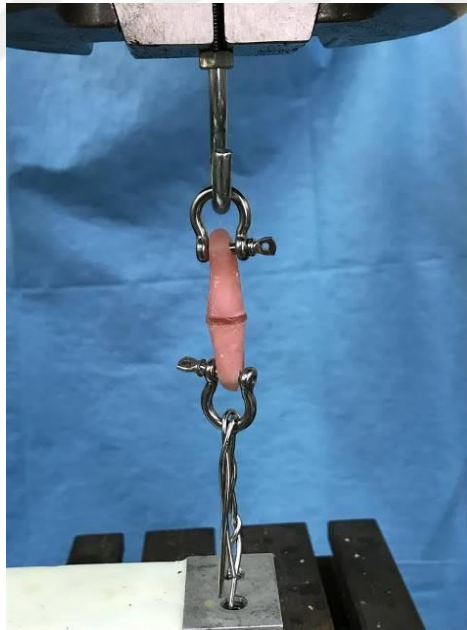
Çalışmamızda tüm örnekler 5 °C su sıcaklığına sahip tankta 60 saniye bekletildikten sonra 20 saniye geçiş süresinin ardından 55 °C su tankında 60 saniye bekletilmiştir (Şekil 3-16). Bu işlem 1000 siklus olacak şekilde tekrarlanmıştır (15,72).



Şekil 3-16: Termal döngü cihazındaki örneklerin görüntüsü

3.9. Çekme bağlantı dayanımı testleri:

Çekme testleri İstanbul Teknik Üniversitesi Makine Fakültesi'ndeki Biyomekanik ve Mukavemet Laboratuvarı'ndaki MTS Mini Bionix 858-II (Mts System, A.B.D.) cihazıyla gerçekleştirilmiştir. Örneklerin cihaza bağlanması için her iki uç kısmından yer düzlemine paralel olacak şekilde 3 mm çapında delikler açılak her iki uca da zincir kilit takılmıştır. Halka şeklindeki kilitler cihazdaki kanca şeklindeki uçlara hiçbir gerilme olmadan bağlanmıştır (Şekil 3-17). Çekme testi hızı olarak 5 mm/dk olarak belirlenmiştir (32,56,57). Test öncesi yapılan pilot çalışma doğrultusunda 40 kg'lık loadcell'in testlerde kullanılması kararlaştırılmış ve çekme testleri gerçekleştirilmiştir. Çekme sırasında elde edilen en büyük kuvvet değeri (N) yüzey alanına bölünerek (mm^2) bağlanma dayanımı değeri (MPa) hesaplanmıştır. Çekme testi sonrası örneklerin kopma şekilleri adeziv, koheziv, miks olarak çıplak göz ile değerlendirilmiştir.



Şekil 3-17: İnstron cihazına bağlanan örneğin görüntüsü

3.10. İstatistik inceleme

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 22 (IBM SPSS, Türkiye) programı kullanılmıştır. Çalışma verileri değerlendirilirken parametrelerin normal dağılıma uygunluğu ShapiroWilks testi ile

değerlendirilmiş ve parametrelerin normal dağılıma uygun olduğu saptanmıştır. Retansiyon silikonu, akrilik ve yüzey işlemleri gruplarının çekme kuvveti üzerindeki ortak etkisinin değerlendirilmesinde üç yönlü varyans analizi (Threeway ANOVA Test) kullanılmıştır. Devam testi olarak OnewayAnova Test (post hocTukey HSD test ve Tamhane's T2 test) ve Student t test kullanılmıştır. Anlamlılık $p<0.05$ düzeyinde değerlendirilmiştir.



4. BULGULAR

4.1. Çekme bağlanma dayanımı testinin bulguları

Yüzey uygulamaları, silikon sertlik derecesi ve akrilik tipinin çekme kuvvetine etkisinin üç yönlü varyans analizi ile değerlendirilmesi Tablo 4-1’de sunulmuştur.

Tablo 4-1: Yüzey uygulamaları, silikon sertlik derecesi ve akrilik tipinin çekme kuvveti üzerine etkisinin değerlendirilmesi

	Type III Sum of Squares (Tip III kareler toplamı)	Df (Serbestlik derecesi)	Mean Square (Kareler ortalaması)	F	p
Yüzey uygulamaları	4,03	3	1,343	7,765	0,000*
Silikon sertlik derecesi	183,575	2	91,788	530,575	0,000*
Akrilik rezin tipi	0,127	1	0,127	0,732	0,393
Yüzey * Silikon	1,464	6	0,244	1,411	0,212
Yüzey * Akrilik	4,829	3	1,61	9,304	0,000*
Silikon * Akrilik	0,295	2	0,147	0,852	0,428
Yüzey * Silikon * Akrilik	2,89	6	0,482	2,785	0,013*

Three way ANOVA Test

* $p < 0.05$

Tip III KT: Tip III kareler toplamı

Yüzey uygulamalarının çekme kuvveti üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlıdır ($p:0.000$; $p < 0.05$).

Silikon sertliklerinin çekme kuvveti üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlıdır ($p:0.000$; $p < 0.05$).

Akrilik tiplerinin çekme kuvveti üzerindeki etkisi istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p:0.393$; $p > 0.05$).

Farklı yüzey uygulamaları ve silikon sertliklerinin çekme kuvveti üzerindeki ortak etkisi istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p:0.212$; $p > 0.05$).

Farklı yüzey uygulamaları ve akrilik tiplerinin çekme kuvveti üzerindeki ortak etkisi istatistiksel olarak anlamlıdır ($p:0.000$; $p < 0.05$).

Silikon sertliklerinin ve akrilik tiplerinin çekme kuvveti üzerindeki ortak etkisi istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p:0.428$; $p > 0.05$).

Farklı yüzey uygulamalarının, silikon sertlikleri ve akrilik tiplerinin çekme kuvveti üzerindeki ortak etkisi istatistiksel olarak anlamlıdır ($p:0.013$; $p < 0.05$).

Yukarıda bahsedilen sonuçların detaylı açıklamaları aşağıda görüldüğü gibidir (Tablo 4-2-- 4-4). Ayrıca çekme bağlantı testi örneklerinin kopma şekilleri Tablo 4-5’de sunulmuştur.

Tablo 4-2: Farklı silikon sertlikleri ve akrilik tiplerinde oluşturulan yüzey gruplarının çekme kuvvetlerinin değerlendirilmesi

Retention.sil	Yüzey uygulaması	Çekme Kuvveti (MPa)	
		Konvansiyonel	Yüksek Dayanımlı
		Akrilik	Akrilik
		Ort±SS	Ort±SS
200	Kontrol	0,90±0,10	0,95±0,06
	Asit	1,06±0,10	0,87±0,15
	Monomer	1,01±0,12	0,83±0,21
	Monomer+Asit	0,70±0,11	0,80±0,15
	p	0,000*	0,187
	Post Hoc	d<a-b-c a<b	-
400	Kontrol	3,29±0,72	3,06±0,55
	Asit	2,87±0,64	2,88±0,55
	Monomer	3,61±0,40	2,76±0,56
	Monomer+Asit	2,46±0,41	3,03±0,56
	p	0,000*	0,595
	Post Hoc	d<a-c b<c	-
600	Kontrol	2,29±0,41	2,24±0,59
	Asit	2,14±0,34	2,62±0,46
	Monomer	2,68±0,47	2,26±0,49
	Monomer+Asit	1,96±0,36	2,13±0,28
	p	0,002*	0,129
	Post Hoc	c>b-d	

Oneway ANOVA Test

*p<0.05

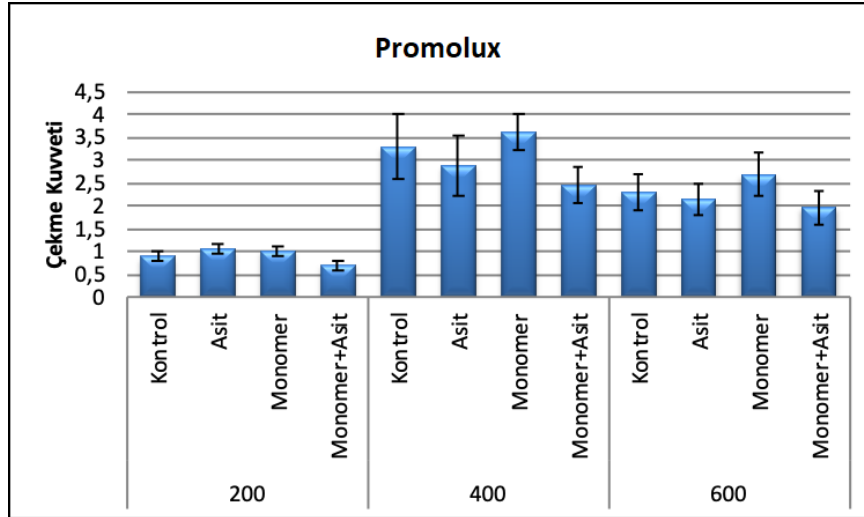
Post Hoc: Tukey HSD testi kullanıldı

a:Kontrol

b:Asit

c:Monomer

d:Monomer+Asit



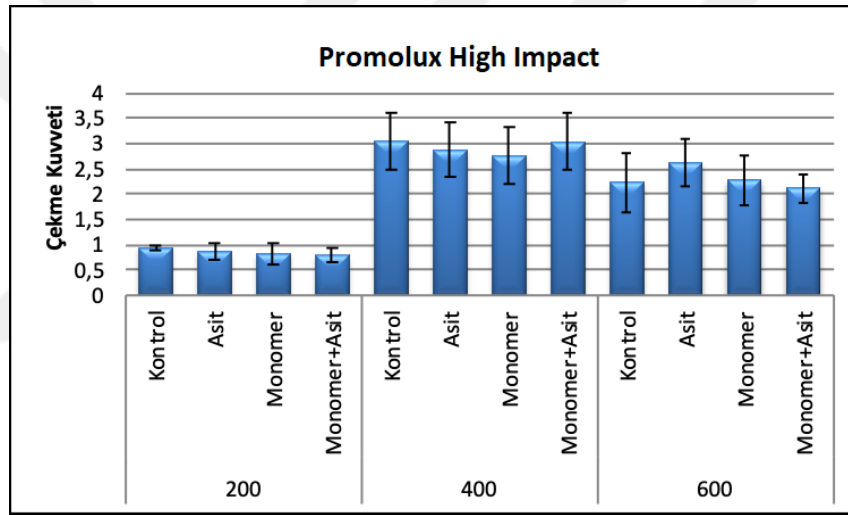
Şekil 4-1: Promolux akrilik rezin ve farklı sertlik değerlerine sahip matriks materyali ile oluşturulan deney gruplarının çekme bağlanma dayanımı değerlerinin grafiksel görünümü

Konvansiyonel akrilik ile Retention.sil 200 kullanıldığında; yüzey uygulaması gruplarının çekme kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonrasında; Monomer+Asit yüzey uygulamasının çekme kuvveti ortalaması, Kontrol, Asit ve Monomer uygulamalarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur ($p_1:0.001$; $p_2:0.0004$; $p_3:0.000$; $p<0.05$). Kontrol grubunun çekme kuvveti ortalaması, Asit yüzey uygulamasından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur ($p_1:0.013$; $p<0.05$). Diğer yüzey uygulaması grupları arasında çekme kuvvetleri açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Konvansiyonel akrilik ile Retention.sil 400 kullanıldığında; yüzey uygulaması gruplarının çekme kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonrasında; Monomer+Asit yüzey uygulamasının çekme kuvveti ortalaması, Kontrol ve Monomer uygulamalarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur ($p_1:0.011$; $p_2:0.000$; $p_3:0.000$; $p<0.05$). Asit yüzey uygulamasının çekme kuvveti ortalaması, Monomer yüzey uygulamasından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur ($p_1:0.028$; $p<0.05$). Diğer yüzey uygulaması

grupları arasında çekme kuvvetleri açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Konvansiyonel akrilik ile Retention.sil 600 kullanıldığında; yüzey uygulaması gruplarının çekme kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.002$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonrasında; Monomer yüzey uygulamasının çekme kuvveti ortalaması, Asit ve Monomer+Asit uygulamalarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.022$; $p_2:0.001$; $p_3:0.000$; $p<0.05$). Diğer yüzey uygulaması grupları arasında çekme kuvvetleri açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).



Şekil 4-2: Promolux High Impact akrilik rezin ve farklı sertlik değerlerine sahip matris materyali ile oluşturulan deney gruplarının çekme bağlanma dayanımı değerlerinin grafiksel görünümü

Yüksek dayanımlı akrilik ile Retention.sil 200 kullanıldığında; yüzey uygulaması gruplarının çekme kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p:0.187$; $p>0.05$).

Yüksek dayanımlı akrilik ile Retention.sil 400 kullanıldığında; yüzey uygulaması gruplarının çekme kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p:0.595$; $p>0.05$).

Yüksek dayanımlı akrilik ile Retention.sil 600 kullanıldığında; yüzey uygulaması gruplarının çekme kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p:0.129$; $p>0.05$).

Tablo 4-3: Farklı yüzey uygulaması ve akrilik tiplerinde silikon sertliklerinin çekme kuvvetlerinin değerlendirilmesi

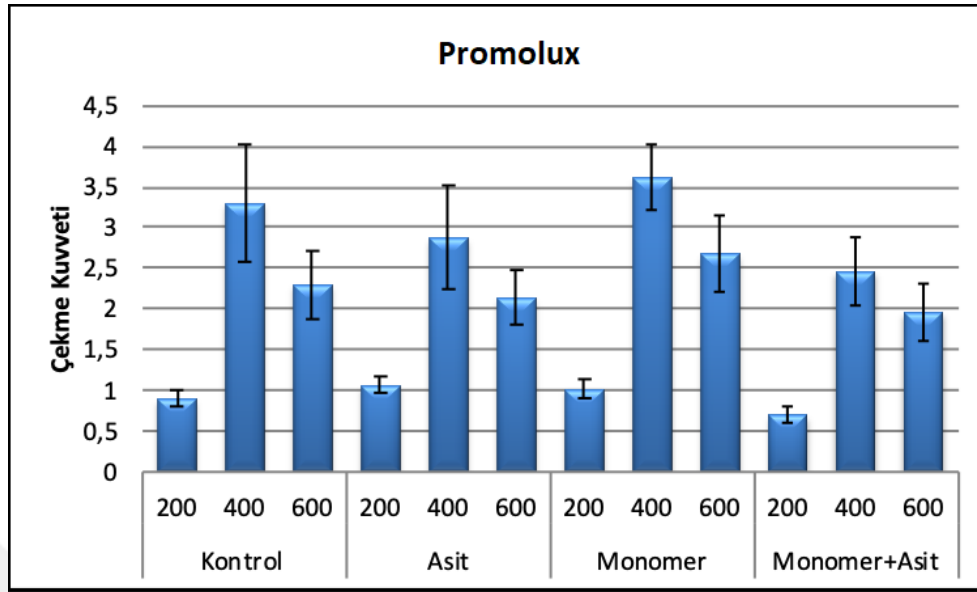
Yüzey Grubu	Retention.sil	Çekme Kuvveti (MPa)	
		Konvansiyonel	Yüksek Dayanımlı
		Akrilik	Akrilik
		Ort±SS	Ort±SS
Kontrol	200	0,90±0,10	0,95±0,06
	400	3,29±0,72	3,06±0,55
	600	2,29±0,41	2,24±0,59
	p	0,000*	0,000*
	Post Hoc	b>a-c c>a	b>a-c c>a
Asit	200	1,06±0,10	0,87±0,15
	400	2,87±0,64	2,88±0,55
	600	2,14±0,34	2,62±0,46
	p	0,000*	0,000*
	Post Hoc	b>a-c c>a	a<b-c
Monomer	200	1,01±0,12	0,83±0,21
	400	3,61±0,40	2,76±0,56
	600	2,68±0,47	2,26±0,49
	p	0,000*	0,000*
	Post Hoc	b>a-c c>a	a<b-c
Monomer+Asit	200	0,70±0,11	0,80±0,15
	400	2,46±0,41	3,03±0,56
	600	1,96±0,36	2,13±0,28
	p	0,000*	0,000*
	Post Hoc	b>a-c c>a	b>a-c c>a

Oneway ANOVA Test

*p<0.05

Post Hoc: Tamhane's T2 test kullanıldı

a:200 b:400 c:600



Şekil 4-3: Promolux akrilik rezini ile farklı yüzey uygulamaları kullanıldığında silikon sertliklerinin çekme kuvvetlerinin değerlendirilmesinin grafiksel görünümü

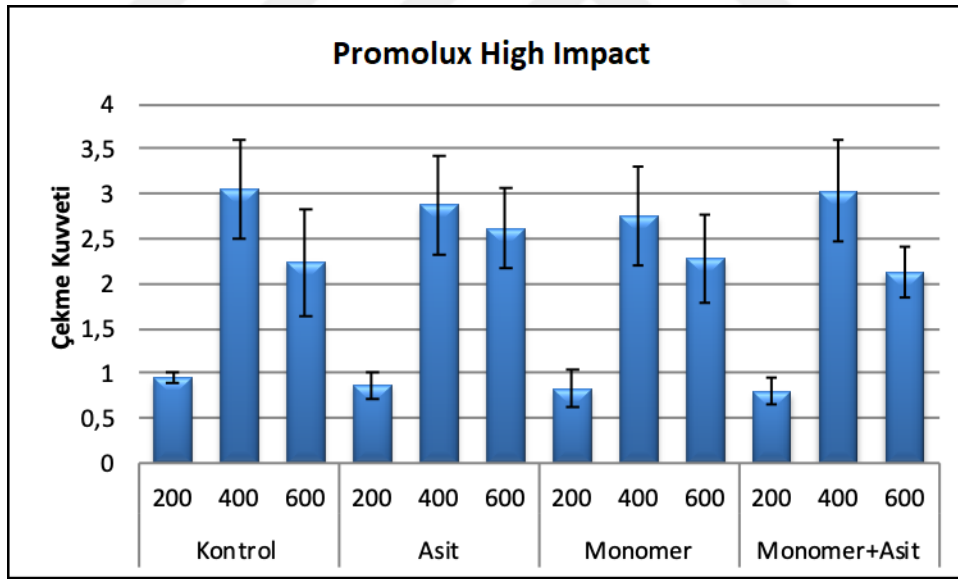
Konvansiyonel akrilik ile Kontrol yüzeyi kullanıldığında; silikon sertliklerinin çekme kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonrasında; Retention.sil 400'ün çekme kuvveti ortalaması, Retention.sil 200 ve 600 materyallerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.005$; $p<0.05$). Retention.sil 600 materyalinin çekme kuvveti ortalaması, Retention.sil 200' den istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p:0.000$; $p<0.05$).

Konvansiyonel akrilik ile Asit yüzey uygulaması kullanıldığında; silikon sertliklerinin çekme kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonrasında; Retention.sil 400'ün çekme kuvveti ortalaması, Retention.sil 200 ve 600 materyallerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.021$; $p<0.05$). Retention.sil 600 silikonunun çekme kuvveti ortalaması, Retention.sil 200'den istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p:0.000$; $p<0.05$).

Konvansiyonel akrilik ile Monomer yüzey uygulaması kullanıldığında; silikon sertliklerinin çekme kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık

bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonrasında; Retention.sil 400'ün çekme kuvveti ortalaması, Retention.sil 200 ve 600 materyallerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.001$; $p<0.05$). Retention.sil 600 silikonunun çekme kuvveti ortalaması, Retention.sil 200'den istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p:0.000$; $p<0.05$).

Konvansiyonel akrilik ile Asit+Monomer yüzey uygulaması kullanıldığında; silikon sertliklerinin çekme kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonrasında; Retention.sil 400'ün çekme kuvveti ortalaması, Retention.sil 200 ve 600 materyallerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.031$; $p<0.05$). Retention.sil 600'ün çekme kuvveti ortalaması, Retention.sil 200'den istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p:0.000$; $p<0.05$).



Şekil 4-4: Promolux High Impact akrilik rezini ile farklı yüzey uygulamaları kullanıldığında silikon sertliklerinin çekme kuvvetlerinin değerlendirilmesinin grafiksel görünümü

Yüksek dayanımlı akrilik ile Kontrol yüzeyi kullanıldığında; silikon sertliklerinin çekme kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti

için yapılan ikili karşılaştırmalar sonrasında; Retention.sil 400'ün çekme kuvveti ortalaması, Retention.sil 200 ve 600 materyallerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.015$; $p<0.05$). Retention.sil 600'ün çekme kuvveti ortalaması, Retention.sil 200'den istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p:0.000$; $p<0.05$).

Yüksek dayanımlı akrilik ile Asit yüzey uygulaması kullanıldığında; silikon sertliklerinin çekme kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonrasında; Retention.sil 200'ün çekme kuvveti ortalaması, Retention.sil 400 ve 600 materyallerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p<0.05$). Retention.sil 400 ve 600 materyallerinin çekme kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Yüksek dayanımlı akrilik ile Monomer yüzey uygulaması kullanıldığında; silikon sertliklerinin çekme kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonrasında; Retention.sil 200'ün çekme kuvveti ortalaması, Retention.sil 400 ve 600 materyallerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.000$; $p<0.05$). Retention.sil 400 ve 600 materyallerinin çekme kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

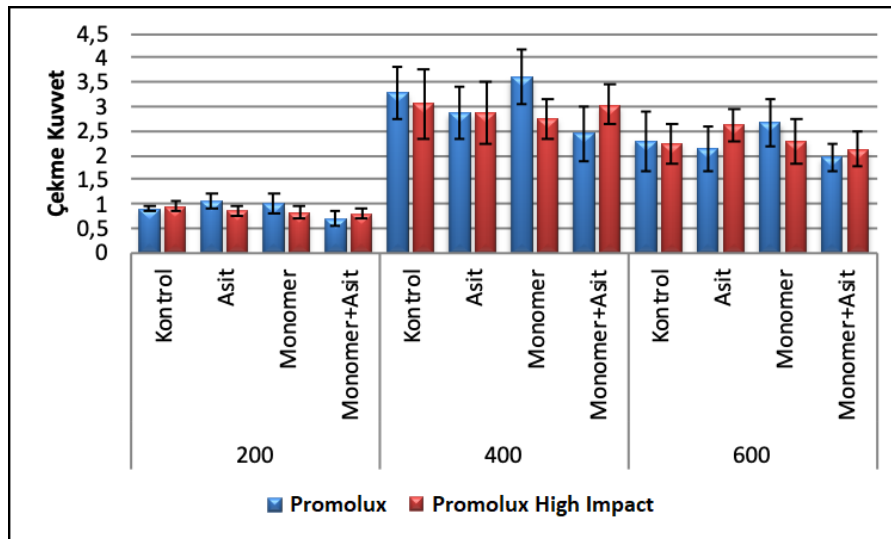
Yüksek dayanımlı akrilik ile Asit+Monomer yüzey uygulaması kullanıldığında; silikon sertliklerinin çekme kuvveti ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$). Anlamlılığın hangi gruptan kaynaklandığının tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonrasında; Retention.sil 400'ün çekme kuvveti ortalaması, Retention.sil 200 ve 600 materyallerinden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p_1:0.000$; $p_2:0.002$; $p<0.05$). Retention.sil 600'ün çekme kuvveti ortalaması, Retention.sil 200'den istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p:0.000$; $p<0.05$).

Tablo 4-4: Farklı silikon sertlikleri ve yüzey gruplarında, akrilik tiplerinin çekme kuvvetlerinin değerlendirilmesi

Retention.sil	Yüzey Grubu	Çekme Kuvveti (MPa)		p
		Konvansiyonel	Yüksek Dayanımlı	
		Akrilik	Akrilik	
		Ort±SS	Ort±SS	
200	Kontrol	0,90±0,10	0,95±0,06	0,265
	Asit	1,06±0,10	0,87±0,15	0,004*
	Monomer	1,01±0,12	0,83±0,21	0,035*
	Monomer+Asit	0,70±0,11	0,80±0,15	0,090
400	Kontrol	3,29±0,72	3,06±0,55	0,426
	Asit	2,87±0,64	2,88±0,55	0,978
	Monomer	3,61±0,40	2,76±0,56	0,001*
	Monomer+Asit	2,46±0,41	3,03±0,56	0,018*
600	Kontrol	2,29±0,41	2,24±0,59	0,841
	Asit	2,14±0,34	2,62±0,46	0,018*
	Monomer	2,68±0,47	2,26±0,49	0,064
	Monomer+Asit	1,96±0,36	2,13±0,28	0,263

Student t Test

*p<0.05



Şekil 4-5: Farklı silikon sertlikleri ve yüzey grupları kullanıldığında akrilik gruplarının çekme kuvvetlerinin değerlendirilmesinin grafiksel görünümü

Kontrol yüzeyinde Retention.sil 200 kullanıldığında; konvansiyonel ve yüksek dayanımlı akrilik grupları arasında çekme kuvveti açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Asit yüzey uygulamasında Retention.sil 200 kullanıldığında; konvansiyonel akrilik grubunun çekme kuvveti ortalaması, yüksek dayanımlı akrilik grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p:0.004$; $p<0.05$).

Monomer yüzey uygulamasında Retention.sil 200 kullanıldığında; konvansiyonel akrilik grubunun çekme kuvveti ortalaması, yüksek dayanımlı akrilik grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p:0.035$; $p<0.05$).

Monomer+Asit yüzey uygulamasında Retention.sil 200 kullanıldığında; konvansiyonel ve yüksek dayanımlı akrilik grupları arasında çekme kuvveti açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Kontrol yüzeyinde Retention.sil 400 kullanıldığında; konvansiyonel ve yüksek dayanımlı akrilik grupları arasında çekme kuvveti açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Asit yüzey uygulamasında Retention.sil 400 kullanıldığında; konvansiyonel ve yüksek dayanımlı akrilik grupları arasında çekme kuvveti açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Monomer yüzey uygulamasında Retention.sil 400 kullanıldığında; konvansiyonel akrilik grubunun çekme kuvveti ortalaması, yüksek dayanımlı akrilik grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p:0.001$; $p<0.05$).

Monomer+Asit yüzey uygulamasında Retention.sil 400 kullanıldığında; konvansiyonel akrilik grubunun çekme kuvveti ortalaması, yüksek dayanımlı akrilik grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur ($p:0.018$; $p<0.05$).

Kontrol yüzeyinde Retention.sil 600 kullanıldığında; konvansiyonel ve yüksek dayanımlı akrilik grupları arasında çekme kuvveti açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Asit yüzey uygulamasında Retention.sil 600 kullanıldığında; konvansiyonel akrilik grubunun çekme kuvveti ortalaması, yüksek dayanımlı akrilik grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşük bulunmuştur ($p:0.018$; $p<0.05$).

Monomer yüzey uygulamasında Retention.sil 600 kullanıldığında; konvansiyonel ve yüksek dayanımlı akrilik grupları arasında çekme kuvveti açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Monomer+Asit yüzey uygulamasında Retention.sil 600 kullanıldığında; yüksek dayanımlı akrilik grubunun çekme kuvveti ortalaması, konvansiyonel akrilik grubundan istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p:0.021$; $p<0.05$).

Tablo 4-5: Çekme bağlantı testi örneklerinin kopma şekilleri

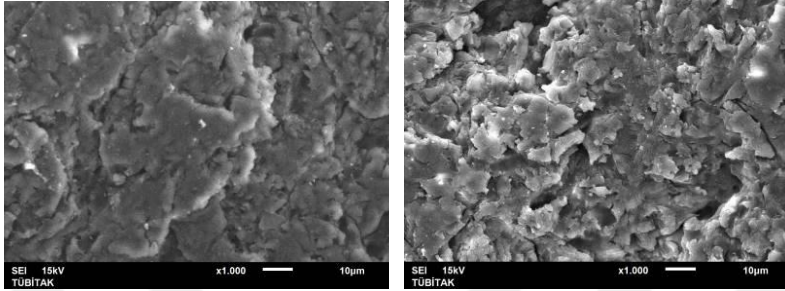
Başarısızlık Tipi		Adeziv Kopma Sayısı		Koheziv Kopma Sayısı		Miks Kopma Sayısı	
Grup no	Grup adı	n	%	n	%	n	%
1	K200	-	-	10	%100	-	-
2	A200	-	-	10	%100	-	-
3	M200	-	-	10	%100	-	-
4	MA200	-	-	10	%100	-	-
5	K400	5	%50	3	%30	2	%20
6	A400	6	%60	2	%20	2	%20
7	M400	4	%40	4	%40	2	%20
8	MA400	8	%80	1	%10	1	%10
9	K600	10	%100	-	-	-	-
10	A600	10	%100	-	-	-	-
11	M600	10	%100	-	-	-	-
12	MA600	10	%100	-	-	-	-
13	HK200	-	-	10	%100	-	-
14	HA200	-	-	10	%100	-	-
15	HM200	-	-	10	%100	-	-
16	HMA200	-	-	10	%100	-	-
17	HK400	4	%40	4	%40	2	%20
18	HA400	5	%50	3	%30	2	%20
19	HM400	5	%50	3	%30	2	%20
20	HMA400	6	%60	1	%10	3	%30
21	HK600	10	%100	-	-	-	-
22	HA600	10	%100	-	-	-	-
23	HM600	10	%100	-	-	-	-
24	HMA600	10	%100	-	-	-	-

Tabloda belirtilen grup adlarının açıklamaları kısaltmalar listesinde verilmiştir.

4.2. Bağlanma Yüzeylerinin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) İle Görüntülenmesi:

Bağlanma yüzeylerinin taramalı elektron mikroskobu ile görüntüleri şekil 4-6 ile şekil 4-29 arasında sunulmuştur.

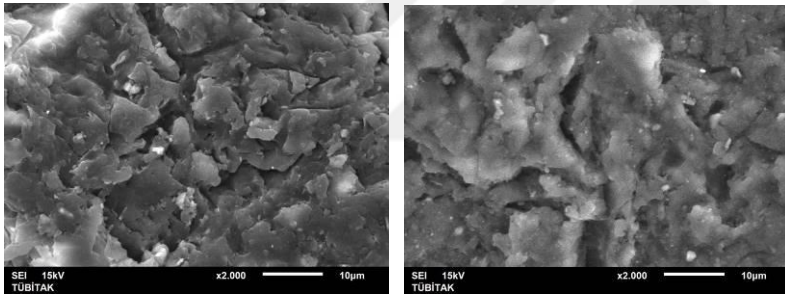
4.2.1. Promolux Akrilik Kontrol Grubu Yüzeyi



Şekil 4-6a

Şekil 4-6b

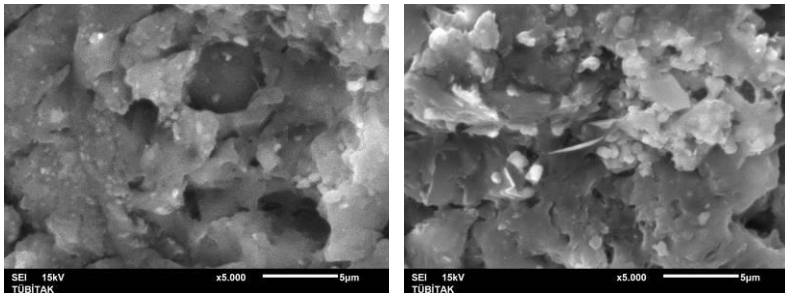
Şekil 4-6a,b: Promolux akrilik kontrol grubu yüzeyinin 1000 defa büyütülmüş görüntüsü



Şekil 4-7a

Şekil 4-7b

Şekil 4-7a,b: Promolux akrilik kontrol grubu yüzeyinin 2000 defa büyütülmüş görüntüsü

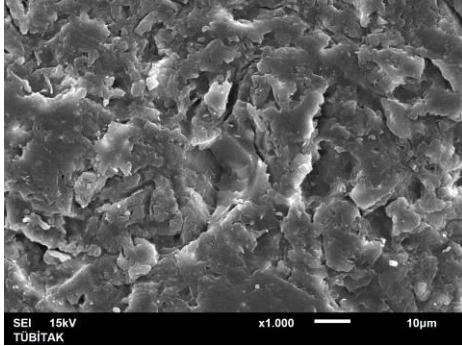


Şekil 4-8a

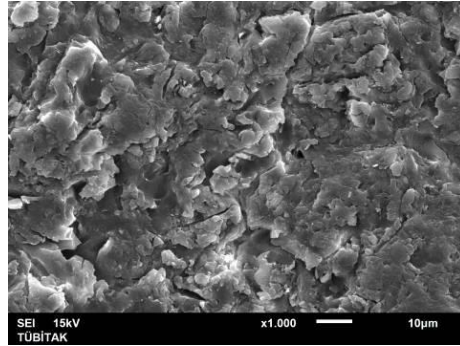
Şekil 4-8b

Şekil 4-8a,b: Promolux akrilik kontrol grubu yüzeyinin 5000 defa büyütülmüş görüntüsü

4.2.2. Promolux Akrilik Asit Grubu Yüzeyi

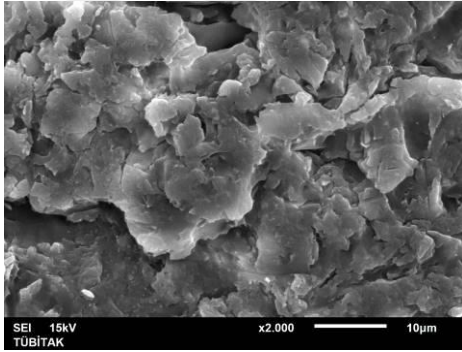


Şekil 4-9a

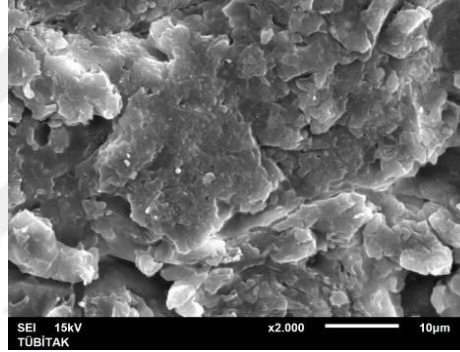


Şekil 4-9b

Şekil 4-9a,b: Promolux akrilik asit grubu yüzeyinin 1000 defa büyütülmüş görüntüsü

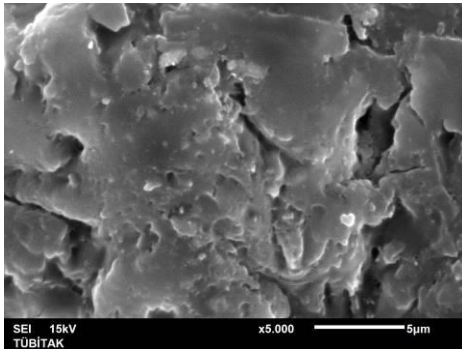


Şekil 4-10a

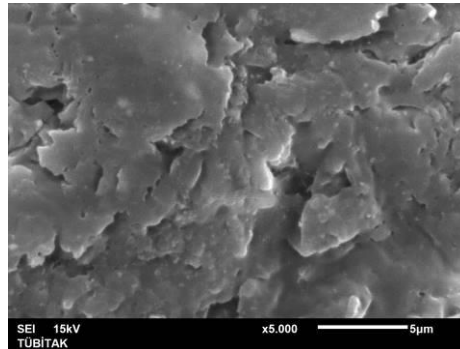


Şekil 4-10b

Şekil 4-10a,b: Promolux akrilik asit grubu yüzeyinin 2000 defa büyütülmüş görüntüsü



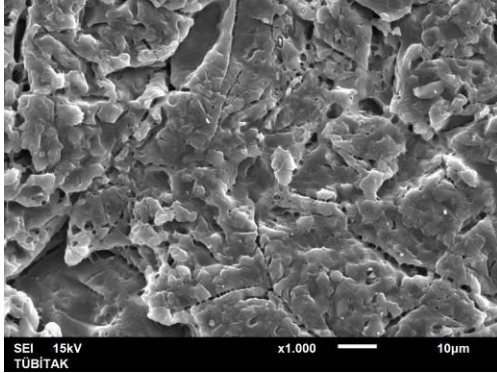
Şekil 4-11a



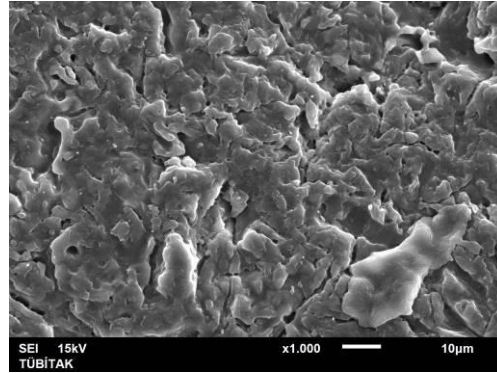
Şekil 4-11b

Şekil 4-11a,b: Promolux akrilik asit grubu yüzeyinin 5000 defa büyütülmüş görüntüsü

4.2.3. Promolux Akrilik Monomer Grubu Yüzeyi

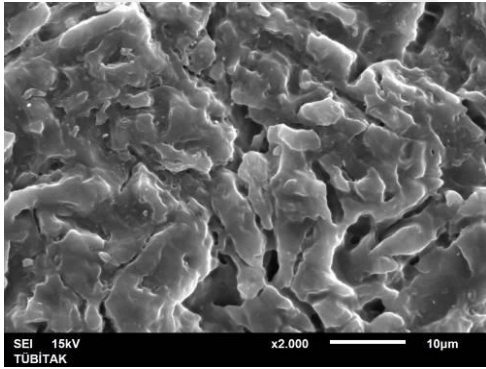


Şekil 4-12a

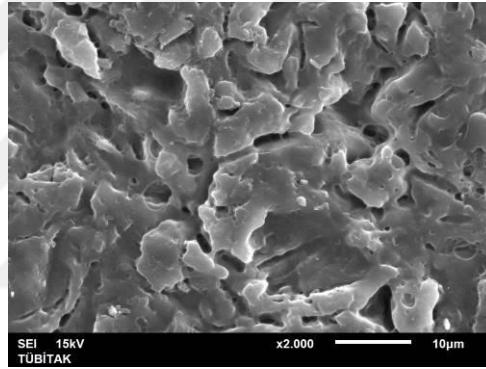


Şekil 4-12b

Şekil 4-12a,b: Promolux akrilik monomer grubu yüzeyinin 1000 defa büyütülmüş görüntüsü

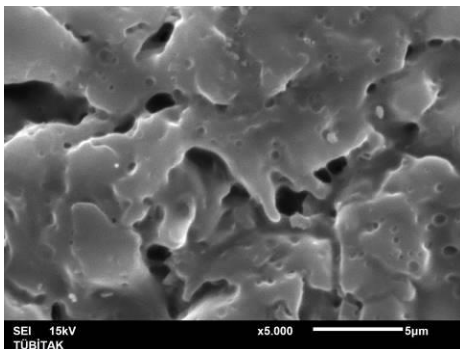


Şekil 4-13a

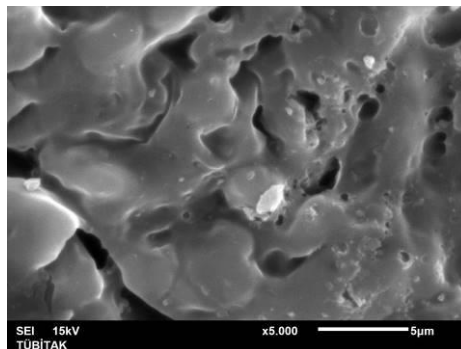


Şekil 4-13b

Şekil 4-13a,b: Promolux akrilik monomer grubu yüzeyinin 2000 defa büyütülmüş görüntüsü



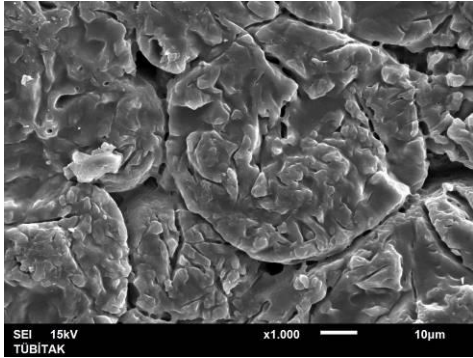
Şekil 4-14a



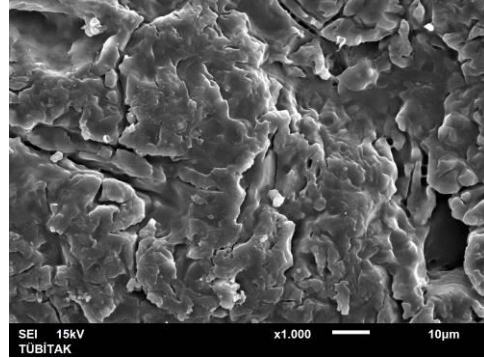
Şekil 4-14b

Şekil 4-14a,b: Promolux akrilik monomer grubu yüzeyinin 5000 defa büyütülmüş görüntüsü

4.2.4. Promolux Akrilik Asit+Monomer Grubu Yüzeyi

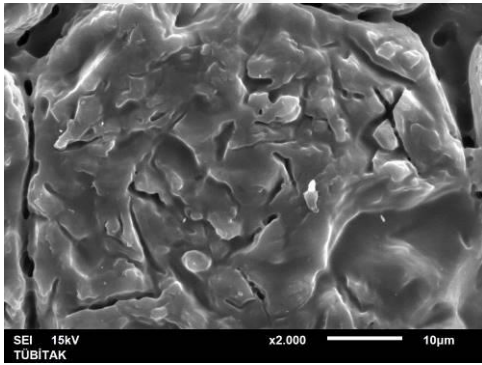


Şekil 4-15a

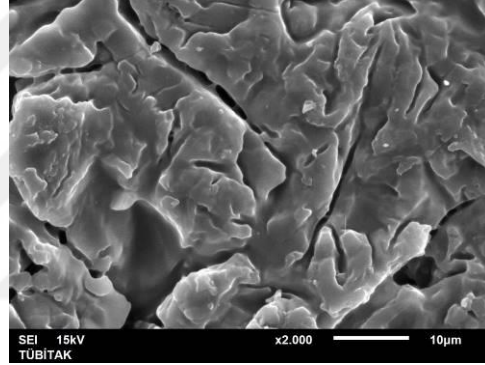


Şekil 4-15b

Şekil 4-15a,b: Promolux akrilik asit+monomer grubu yüzeyinin 1000 defa büyütülmüş görüntüsü

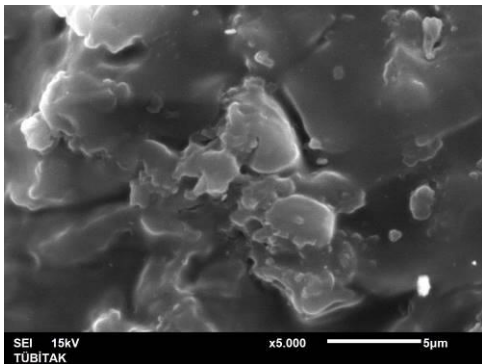


Şekil 4-16a

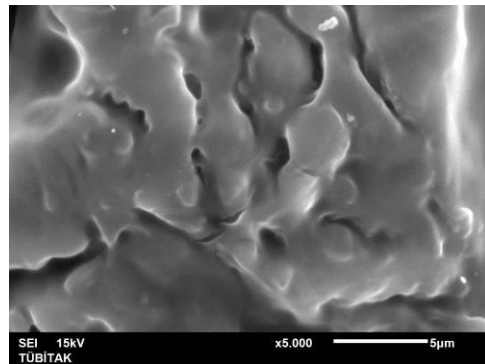


Şekil 4-16b

Şekil 4-16a,b: Promolux akrilik asit+monomer grubu yüzeyinin 2000 defa büyütülmüş görüntüsü



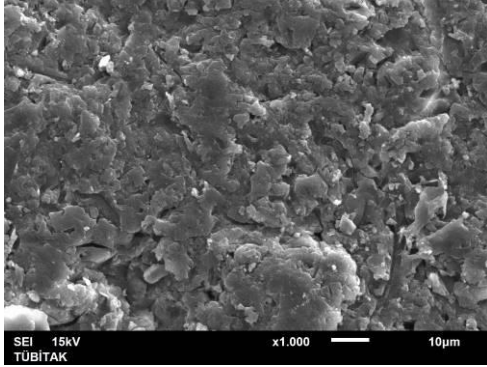
Şekil 4-17a



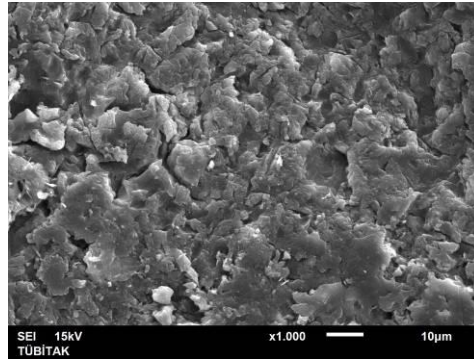
Şekil 4-17b

Şekil 4-17a,b: Promolux akrilik asit+monomer grubu yüzeyinin 5000 defa büyütülmüş görüntüsü

4.2.5. Promolux High Impact Akrilik Kontrol Grubu Yüzeyi

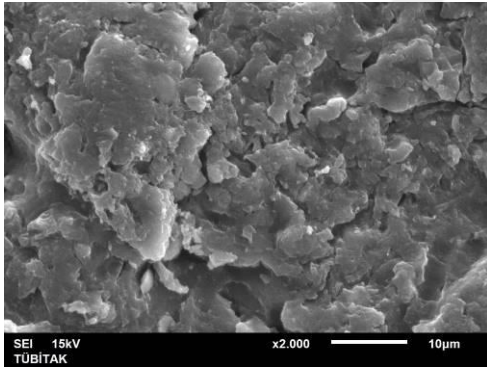


Şekil 4-18a

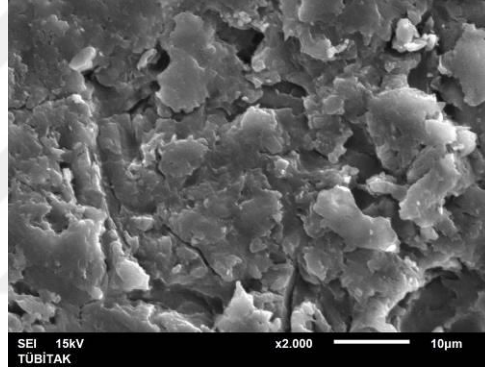


Şekil 4-18b

Şekil 4-18a,b: Promolux High Impact akrilik kontrol grubu yüzeyinin 1000 defa büyütülmüş görüntüsü

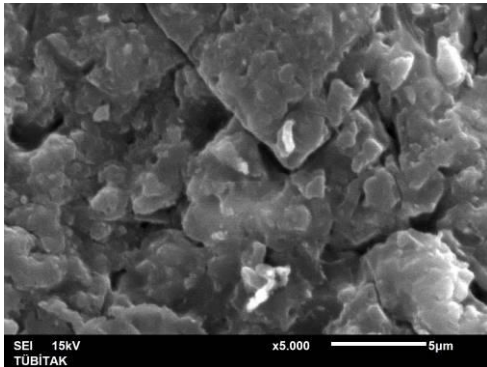


Şekil 4-19a

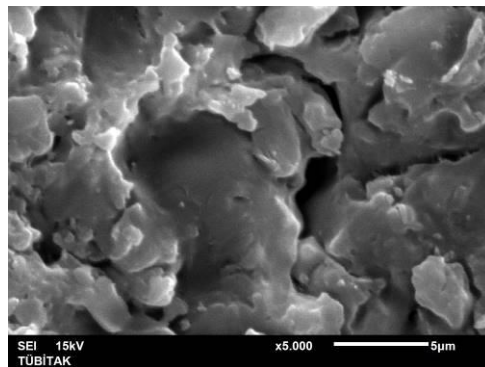


Şekil 4-19b

Şekil 4-19a,b: Promolux High Impact akrilik kontrol grubu yüzeyinin 2000 defa büyütülmüş görüntüsü



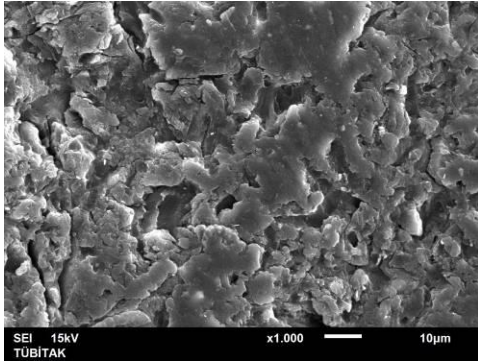
Şekil 4-20a



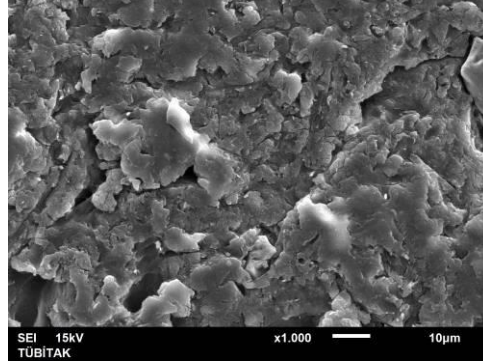
Şekil 4-20b

Şekil 4-20a,b: Promolux High Impact akrilik kontrol grubu yüzeyinin 5000 defa büyütülmüş görüntüsü

4.2.6. Promolux High Impact Akrilik Asit Grubu Yüzeyi

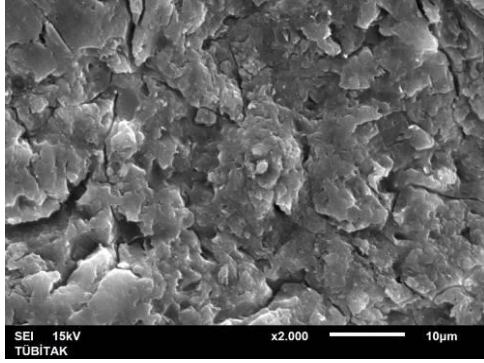


Şekil 4-21a

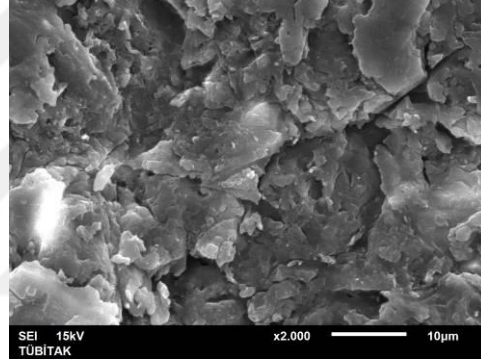


Şekil 4-21b

Şekil 4-21a,b: Promolux High Impact akrilik asit grubu yüzeyinin 1000 defa büyütülmüş görüntüsü

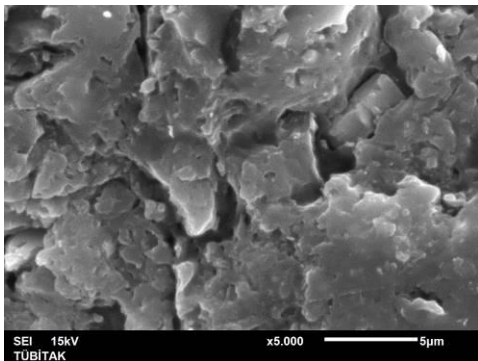


Şekil 4-22a

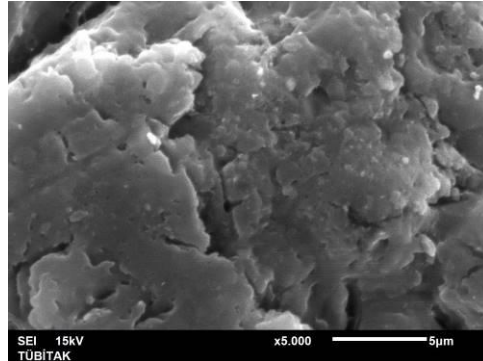


Şekil 4-22b

Şekil 4-22a,b: Promolux High Impact akrilik asit grubu yüzeyinin 2000 defa büyütülmüş görüntüsü



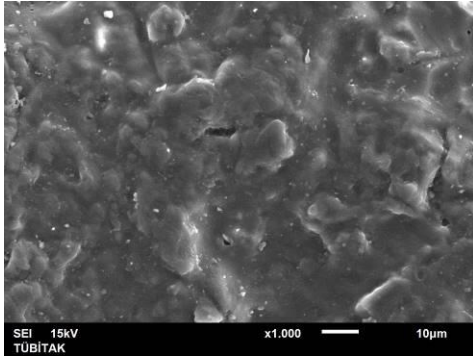
Şekil 4-23a



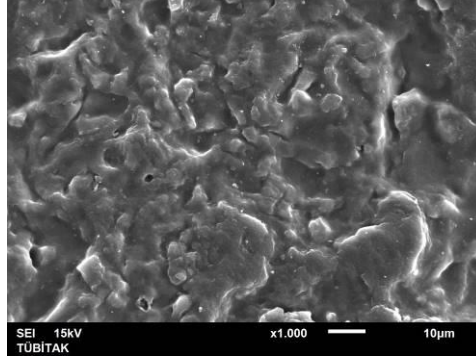
Şekil 4-23b

Şekil 4-23a,b: Promolux High Impact akrilik asit grubu yüzeyinin 5000 defa büyütülmüş görüntüsü

4.2.7. Promolux High Impact Akrilik Monomer Grubu Yüzeyi

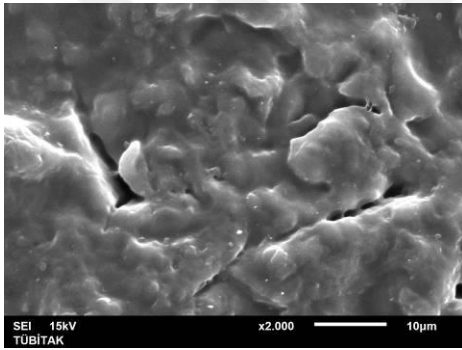


Şekil 4-24a

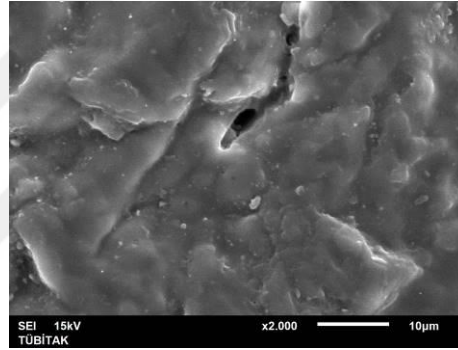


Şekil 4-24b

Şekil 4-24a,b: Promolux High Impact akrilik monomer grubu yüzeyinin 1000 defa büyütülmüş görüntüsü

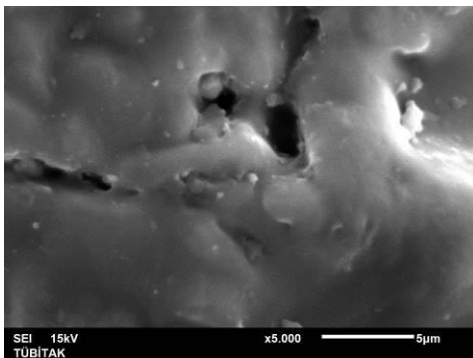


Şekil 4-25a

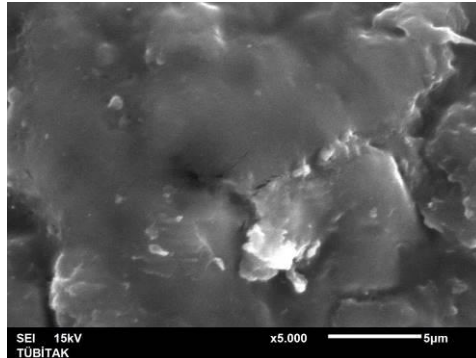


Şekil 4-25b

Şekil 4-25a,b: Promolux High Impact akrilik monomer grubu yüzeyinin 2000 defa büyütülmüş görüntüsü



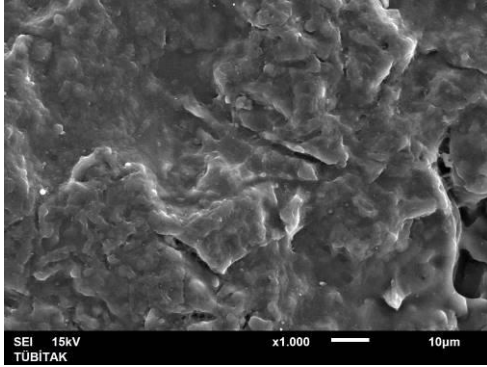
Şekil 4-26a



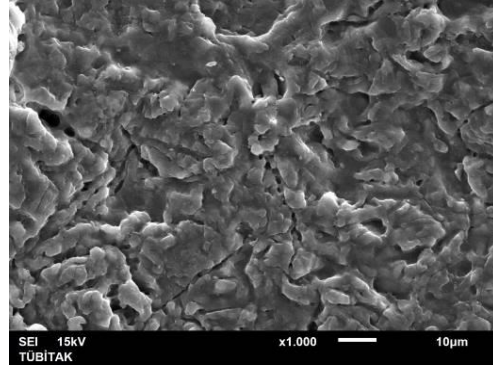
Şekil 4-26b

Şekil 4-26a,b: Promolux High Impact akrilik monomer grubu yüzeyinin 5000 defa büyütülmüş görüntüsü

4.2.8. Promolux High Impact Akrilik Asit+Monomer Grubu Yüzeyi

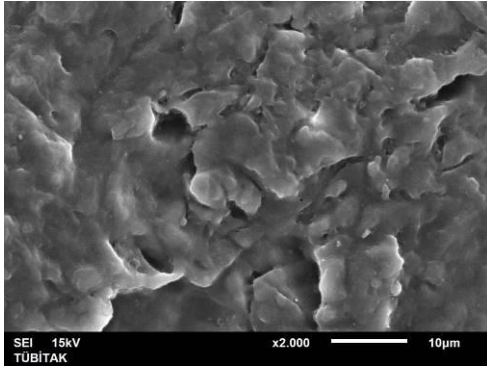


Şekil 4-27a

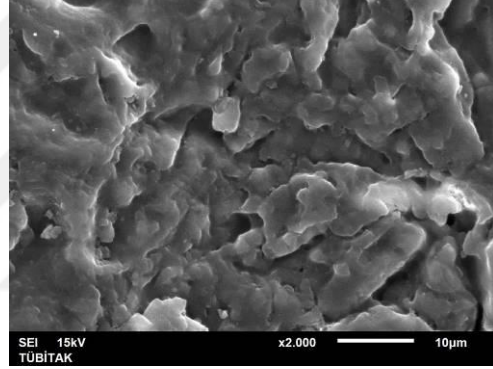


Şekil 4-27b

Şekil 4-27a,b: Promolux High Impact akrilik asit+monomer grubu yüzeyinin 1000 defa büyütülmüş görüntüsü

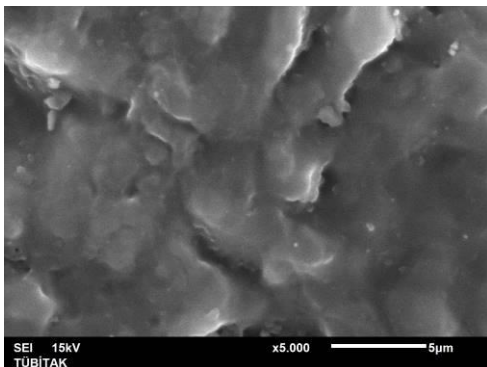


Şekil 4-28a

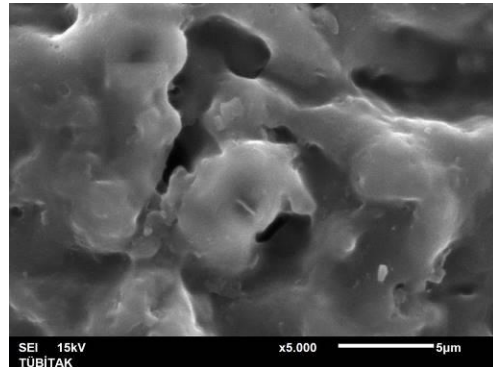


Şekil 4-28b

Şekil 4-28a,b: Promolux High Impact akrilik asit+monomer grubu yüzeyinin 2000 defa büyütülmüş görüntüsü



Şekil 4-29a



Şekil 4-29b

Şekil 4-29a,b: Promolux High Impact akrilik asit+monomer grubu yüzeyinin 5000 defa büyütülmüş görüntüsü

5. TARTIŞMA

5.1. Gereç ve Yöntemin Tartışılması

İmplant destekli tam protezlerde protez-implant bağlantısını sağlamak amacıyla bar, top başlı, magnet veya teleskobik ataşmanlar tercih edilmektedir (66,73-75). Son yıllarda matriks olarak silikon/akrilik esaslı astar materyalleri ve sadece matriks olarak üretilmiş PVS esaslı materyaller kullanılmaya başlanmış ve bu konuyla ilgili pek çok in vivo ve in vitro çalışma yapılmıştır (1,24-29,34,45,48,50,70,77,78,86). Klinik olarak yeterli tutuculuk sağlamaları ve minimal aşınma göstermeleri, oklüzal kuvvetleri absorbe ederek implantlara iletmeleri; implant üstü bar destekli tam protezlerde klip ataşmanlara kıyasla hasta konforu ve memnuniyetini arttırmaları, bar ile protez arasındaki boşluğu doldurmalarından dolayı implant çevresi dokularda daha az biyolojik komplikasyon görülmesi, düşük maliyet ve kolay tamir edilebilmeleri yumuşak astar materyallerinin matriks olarak kullanılmalarının avantajları olarak belirtilmiştir (2,45)

Silikon matriks materyalleri üzerine en uzun dönem in vivo çalışma yapmış olan Elsyad MA. ve ark. silikon esaslı matriks materyallerin implant üzeri bar destekli tam protezlerde klip ataşmanlara alternatif olarak yeterli tutuculuk sağladığını, hasta memnuniyeti ve konforunu arttırdıklarını belirtmişlerdir; ancak çalışmalarının 3 ve 7 yıllık sonuçlarına göre silikon matriks materyallerinde en sık görülen komplikasyonun kaide materyalinden ayrılması olduğunu ortaya koymuşlardır (26,28). Silikon esaslı matriks materyallerinin implant destekli protezlerde uzun dönem fonksiyon yapabildiği in vitro çalışmalarla da ortaya konmuştur (1,45,48,50,78,86). Abdel-Khalek EA. ve ark. ısı ile polimerize olan silikon esaslı Molloplast-B materyalinin bar tutucu ataşmanlar ile 2740 siklus sonrası, Schweyen R. ve ark. silikon esaslı matriks olarak üretilmiş olan pvs esaslı Retention.sil materyalinin TiSi.Snap ataşmanlar ile 5000 siklus sonrası tutuculuk değerlerinde anlamlı bir azalma olmadığını ve klinik olarak yeterli tutuculuk sağladığını belirtirken; Kiat-Amnuay S. ve ark. 4 farklı yumuşak astar materyalinin (Sofreline, Luci-sof, Molloplast-B, Permasoft) bar tutucu ataşmanlar ile 2740 siklus sonrası, yine Yılmaz E. ve ark. pvs esaslı matriks materyali olan Retention.sil'in 3 farklı sertlik değeri (Retention.sil 200-400-600) ile 2 farklı otopolimerizan silikon esaslı yumuşak astar materyalinin (Gc Reline Soft, Mucopren Soft) top başlı ve bar ataşmanlar

ile 3650 siklus sonrası tutuculuk değerlerinin azaldığını ancak yeterli tutuculuk gösterdiklerini bildirmişlerdir (1,45,78,86). Kubo K. ve ark. 9 farklı silikon esaslı yumuşak astar materyalinin (Gc Reline II soft, Gc Reline II Extra Soft, Gc Reline II Extra Extra Soft, Sofreliner S, Sofreliner MS, Sofreliner Tough S, Sofreliner Tough M, Evatouch Super, Mollosil Plus) top başlı ataşmanlar ile 3348 siklus sonrası tutuculuklarının azaldığını, Koike T. Ve ark. silikon esaslı otopolimerizan Sofreliner Tough M materyalinin 2.5 mm ve daha geniş top başlı ataşmanlar ile klinik olarak yeterli tutuculuk sağladığını belirtmişlerdir (48,50). Yukarıdaki literatür bilgileri silikon esaslı matriks materyallerin uzun dönem tutuculuklarını koruyabildiklerini göstermesine rağmen Ancak kaide materyalinden ayrılmalarının en sık görülen protetik komplikasyon olması da klinik ömürlerini sınırlandırmaktadır. PVS esaslı astar materyallerin akriliğe bağlanma dayanımı ile ilgili pek çok çalışma yapılmıştır (12,18,33,35-37,40,46,49,51-53,60,68,71,79,82,85) Ancak sadece matriks olarak üretilen otopolimerizan PVS materyallerin akriliğe bağlanma dayanımı ile ilgili herhangi bir çalışma bulunmamaktadır. Retention.sil sadece matriks materyali olarak üretilmiş, farklı sertlik değerlerine sahip tek materyal olmasından dolayı çalışmamızda bu materyalin kaide materyali ile olan bağlanma dayanımının araştırılması amaçlanmıştır.

Otopolimerizan silikon esaslı yumuşak astar materyallerinin ısı ile polimerize olan akrilik kaide materyaline kimyasal bağlantısının çok zayıf olması nedeniyle adezyonu sağlamak amacıyla bağlantı yüzeyine primer uygulanmaktadır. Yumuşak astar ile kaide materyali arasındaki bağlantı mekanizmasının kaide yüzeyine uygulanan solventin yüzeyi çözündürerek poröz bir yapı oluşturması ve yumuşak astar monomerlerinin bu bölgelere penetre olması ile işler hale geldiği belirtilmiştir (67). Bağlanma dayanımını arttırmak amacıyla bağlanma yüzeyine mekanik olarak Al_2O_3 (alüminyum oksit) partikülleriyle kumlama (5,9,79,83); lazerle pürüzlendirme (4,35,37); kimyasal olarak aseton, metil metakrilat, etil asetat gibi organik solventlerin uygulanması (18,36,37,40,49,58,79); yüzeyin asitle dağlanması (35,37,85), gibi işlemler uygulandığı belirtilmiştir. Vishwanat S.K. ve ark. mekanik yüzey işlemleri ile literatürde yeterli çalışma bulunduğunu; ancak kimyasal yüzey özelliği işlemleri ile yeni çalışmalara ihtiyaç duyulduğunu bildirmişlerdir (85). Çalışmamızda kullanılacak yüzey işlemleri mevcut çalışmalar içerisinde bağlanma dayanımını arttırdığı bildirilen ve hekimin klinik olarak ulaşması pratik olan kimyasal ajanlar arasından seçilmiştir. Protez

kaide yüzeyine 180 sn. monomer uygulamasının yumuşak astar materyallerinin bağlanma dayanımını arttırdığı ortaya konulmuştur (18,36,40,52,79). Bu nedenle ilk yüzey işlemi monomer uygulaması olarak seçilmiştir. Fosforik asit uygulaması konusunda yetersiz (35,37,85), asit ve monomerin bir arada uygulanması konusunda ise hiç çalışma olmaması dolayısıyla bu yüzey işlemleri de çalışmaya dahil edilmiştir.

Protez kaide kırıklarının birçok nedeni olabilmektedir. Genellikle protez kaidesinde meydana gelen kırıklar düşme sonucu ani darbeye maruz kalması veya oklüzal kuvvetlerin kaide içinde gerilime neden olup materyalin yorulması sonucunda gerçekleşmektedir. Ajaj-Alkordi NM. ve Alsaadi MH. geleneksel akrilik rezin ile yüksek darbe dayanımına sahip akrilik rezinin bükülme direnci ve elastik modulünü araştırmak amacıyla in vitro çalışma yapmışlardır. Çalışmanın sonuçlarına göre yüksek darbe dayanımlı akrilik rezinin geleneksel akrilik rezinden daha iyi kırılma dayanımına sahip olduğu bildirilmiştir. Özellikle bar tutuculu implant destekli hareketli protezlerde protez kaidesinin ince kalmasından dolayı kaide kırığının önüne geçmek için yüksek dayanımlı akrilik rezinler tercih edilebilir (3,39). Bu nedenle Retention.sil ile bağlanma dayanımının araştırılması amacıyla konvansiyonel akrilik rezin Promolux ve yüksek darbe dayanımlı akrilik rezin olan Promolux High Impact materyalleri çalışmamızda kullanılmıştır.

Çalışmamızda materyallerin bağlanma dayanımları ve kopma şekillerini değerlendirmek amacıyla çekme testi yapılmıştır (11,54,58). Çekme bağlanma testi örnek hazırlığı ve test düzeneği Kutay O. çalışmasından örnek alınarak hazırlanmıştır (53). Örneklerin bağlanma yüzeyinin kesiti, yumuşak astar kalınlığı, çekme hızı için yapılan araştırmalar referans alınmıştır (12,18,26,46,53,58,70,86).

Deney akrilik bloklarının oluşturulması için yapılan çalışmalara baktığımızda Pinto JRR. ve ark.(71) pirinç blokları arasında yer tutucu ile birlikte silikon kalıp içerisine yerleştirmiş, pirinç blokları çıkararak boşluğa akrilik rezini uygulayarak polimerize etmiştir. Bloklar trimlendikten sonra silikon kalıba tekrar yerleştirilmiştir. Bloklar arasındaki yer tutucu çıkarıldıktan sonra yumuşak astar materyali arayüze uygulanmıştır. Mittal M. ve ark. (60), Surapaneni H. ve ark.(79), Kulkarni RS. ve Parkhedkar R.(52), Bayati OH. ve ark.(12) pirinç blokları silikon kalıp içerisine yerleştirerek oluşan boşluğa mum eriterek modeller oluşturmuşlar, mum modelleri muflaya alıp akrilik blokları üretmişlerdir. Araştırmacılar akrilik blokları trimleyerek

hazırladıktan sonra blokların arasına yer tutucu koyarak mufla içerisine yerleştirmişlerdir. Yer tutucu çıkarıldıktan sonra yumuşak astar materyali uygulanmıştır. Kutay O. ve ark. (53)' nın çalışmasında 3 mm kalınlığında bir plaka üzerine, tabanları karşılıklı gelecek şekilde toplam 18 adet kare kesitli pirinç blok yapıştırılarak muflaya alınmıştır. Kapaklar ayrıldıktan sonra plaka çıkarılarak pirinç bloklar tabanlarındaki yuva içerisine vidalanan aparey yardımı ile alçı içerisinden çıkarılmıştır. Blokların boşluğuna akrilik rezinin tepilmesinin ardından 3 mm lik metal plaka yer tutucu kapaklar arasına yerleştirilerek mufla sıcak su banyosuna alınmıştır. Polimerizasyon sonrası yer tutucu çıkarıldıktan sonra boşluğa yumuşak astar materyali uygulanarak örnekler oluşturulmuştur. Kutay O. ve ark.' nın metodu ile çok sayıda olan çalışma grubu örneklerinin aynı şartlar altında üretilmesi amaçlanmıştır. Ancak yapılan pilot çalışmada alçıda kırıklar veya deformasyonlar meydana geldiği gözlemlenmiştir. Bu nedenle blokların tabanları birbirine karşılıklı gelecek şekilde tabla üzerine el ile yerleştirilmesi ve alçı içerisinden çıkarılırken alçı yüzeyinin bozulmasına neden olmasından dolayı, blokların bütünü ilk 24 saat içerisinde boyutsal stabilitesinde anlamlı değişiklik olmadığı gösterilen polivinilsiloksan ölçü materyalinden CNC ile üretilen pirinç kalıp içerisine tepilerek hazırlanmıştır (53,57). Çalışmada toplam 24 deney grubu için her 2 muflaya karşılık 1 adet polivinilsiloksan blok kullanılması amacıyla toplam 12 adet blok üretilmiştir. Blokların üretilmesinin ardından her bir blok 2 deney grubu örneği oluşturulduktan sonra atılarak yenisi üretilmiştir. Hazırlanan polivinilsiloksan blok herhangi bir yönde esneme göstermemesi ve alçı yüzeyinde hava kabarcığı oluşmaması açısından, pirinç kalıbın tek yüzeyi içerisine yerleştirilerek vibratör üzerindeki alt mufla kapağı içerisindeki alçıya konumlandırılmıştır. Alçının sertleşmesinin ardından pirinç blok çıkarılarak silikon blok muflaya alınmıştır. Mufla kapakları açıldıktan sonra silikon kalıp alçı içerisinden çıkarılmış, boşluklar akrilik rezin tepilerek kapaklar arasına 2 mm kalınlığında yer tutucu yerleştirilerek mufla presse alınmıştır. Deneme kapanışların yapılarak taşan akriliğin temizlenmesinin ardından mufla brit ile sıkılarak sıcak su banyosunda polimerize edilmiştir. Akrilik yüzeylere yüzey işlemleri uygulanmasının ardından yer tutucunun boşluğuna retansiyon silikonu uygulanarak kapaklar press altında bekletilmiştir. Silikonun sertleşmesinin ardından üst mufla kapağı içerisinden alçılar titreşimli cihaz ile kırılarak örnekler alçı içerisinden çıkarılarak silikon bistüri yardımıyla kesilerek örnekler hazırlanmıştır.

Yapılan çalışmalarda çekme bağlanma dayanımı test örnekleri kare ve daire kesitli olmak üzere birbirinden farklılık göstermektedir (12,18,35,36,46,51,52,58,60,68,71,79,82). Pinto JRR. ve ark. (71), Mittal M. ve ark. (60), Kulak-Ozkan Y. ve ark. (51), Surapaneni H. ve ark. (79), Gupta S. (36), Kulkarni RS. ve Parkhedkar R. (52), Özdoğan A. ve ark. (68), 10x10 mm² kare kesitli; çalışmamıza benzer şekilde McCabe JF. ve ark. (58), Kim BJ. ve ark. (46), Bayati OH. ve ark.(12), Cavalcanti YW. ve ark. (18), 10 mm çapında daire kesitli; Gundogdu M. ve ark. (35), Tugut F. ve ark. (82), 7 mm çapında daire kesitli örnekleri çalışmalarında kullanmışlardır. Çalışmamızda örneklerin bağlantı yüzeyleri ISO 10139-2:2016 -Diş hekimliği- Hareketli protezler için yumuşak astar materyalleri - 2. Kısım: uzun dönem kullanılan materyaller standartına göre belirlenmiştir (38). Standartta akrilik blokların çapı 10 mm olarak belirtilmiştir. Literatürdeki çalışmalar ve ISO standardı doğrultusunda örnek kesitlerinin 10 mm çapında daire olmasına karar verilmiştir (18,33,35,38,46,59,)

Çalışmamızda silikon kalınlığı literatür ve üretici firma talimatları doğrultusunda 2 mm olarak tercih edilmiştir (27,29,70,86). Radi IA. ve ark. yapmış oldukları in vitro çalışmada 2 ve 4 mm kalınlığa sahip yumuşak astar matriksler kullanmışlardır (70). Elsyad ve ark. yapmış oldukları çalışmalarda implant protez bağlantısını 2 mm kalınlığında yumuşak astar matriksler ile sağlamışlardır (27,29). Yılmaz E. ve ark. çalışmalarında 2 mm kalınlığa sahip silikon matriks materyallerinin tutuculuklarını incelemişlerdir (86).

Yapılan çalışmalara bakıldığında çekme bağlanma dayanımı testi için örneklerin test hızları birbirinden farklılık göstermektedir. Özdoğan A. ve ark. (68) 0,5 mm/dk; Pinto JRR. ve ark. (71), Tugut F. ve ark. (82), Kulak-Ozkan Y. ve ark. (51), Kulkarni RS. ve Parkhedkar R. (52), Kaur H. ve Datta K. (40), Bayati OH. ve ark. (12), Gundogdu M. ve ark. (35), Surapaneni H. ve ark. (79), Gupta S. (36), Cavalcanti YW. ve ark. (18) 5 mm/dk; McCabe JF. ve ark. (58), Kim BJ. ve ark. (46), 10 mm/dk; Mittal M. ve ark. (60) 20 mm/dk hızla örneklerin çekme testini gerçekleştirmiştir. Araştırmamızda literatürdeki çoğu çalışmalar doğrultusunda çekme testi hızı 5 mm/dk olarak belirlenmiştir (12,18,35,36,40,51,52,71,79,82).

Çekme bağlantı testinde elde edilen maksimum kuvvet (N) yüzey alanına (mm²) bölünerek bağlanma dayanımı değeri (MPa) olarak elde edilmiştir (12,18,35,36,40,46,51,52,60,72,79,68,82).

İn vitro çalışmalarda ağız ortamındaki termal koşulları taklit etmek amacıyla termal döngü işlemi yapılmaktadır. Kulak-Ozkan Y. ve ark. termal döngü uygulamalarının yumuşak astar ile kaide arasındaki bağlantıyı olumsuz etkilediğini, bağlanma kuvvetinin azalmasından dolayı daha fazla adeziv başarısızlık görüldüğünü bildirmiştir (51). Pinto JRR. ve ark. yumuşak astar ve kaide materyali arasındaki bağlanma dayanımının su absorpsiyonuna bağlı olarak azaldığını bildirmişlerdir (71). Yine Tugut F. ve ark. yaptıkları in vitro çalışmada termal döngü işleminin silikon esaslı yumuşak astar materyallerinin bağlanma dayanımını azalttığını bildirmişlerdir (82). Yukarıdaki çalışmaların ışığında, araştırmamızda termal döngü uygulaması yapılmıştır. Literatürde yer alan çalışmalara bakıldığında yumuşak astar ve kaide materyalinin bağlanma dayanımı araştırılan çalışmalarda termal döngü siklus sayıları arasında birbirinden farklılıklar görülmektedir (33,36,40,51,71,72,82). Çalışmamızda günde 3 siklüs olmak üzere 1 yıl yaşlandırma sonrası bağlanma dayanımını araştırmak amacıyla termal döngü sayısı 1000 siklus olarak belirlenmiştir (15,72).

5.2. Bulguların Tartışılması

Çalışmamızın sonuçları ile başlangıç hipotezimiz kısmen reddedilmiştir. Çalışmamızın sonuçlarına göre yüzey özelliği uygulamaları (asit, monomer, asit+monomer) ve aynı materyalin farklı sertlik değerlerinin (Retention.sil 200,400,600) bağlanma dayanımı üzerine anlamlı etkisi olduğu görülürken; farklı akrilik rezin kullanılmasının (Promolux, Promolux High Impact) anlamlı bir değişikliğe neden olmadığı bulunmuştur.

Retention.sil, son yıllarda implant destekli hareketli protezlerde implant ataşmanları ile protez bağlantısında matriks görevi görmesi amacıyla üretilmiş, otopolimerizan silikon esaslı rezilient bir materyalidir. Yeni üretilen bir materyal olmasından dolayı, literatürde kaide ile bağlanma dayanımını araştıran çalışma mevcut değildir. Bu nedenle kimyasal açıdan polivinilsiloksan esaslı otopolimerizan yumuşak astar materyallerine benzerlik göstermesinden dolayı, tartışmamız bu materyallerin

akrilik kaide materyallerine bağlanma dayanımı sonuçları ile kıyaslanmasından oluşturulmuştur.

Craig RG. ve Gibbons P. yumuşak astar ile kaide arasındaki bağlanma dayanımının klinik açıdan kabul edilebilir olması için minimum 0.45 mPa ; Kawano F. ve ark. ile Khan Z. ve ark. bu değerin 0.44 mPa ve üstü olması gerektiğini bildirmişlerdir (21,41,44). Bu kritere göre çalışmamızdaki tüm grupların klinik açıdan yeterli bağlanma dayanımına sahip olduğu görülmüştür (Tablo 4-2). Ancak bu materyallerin matriks olarak kullanımında başarılı sonuçlar ortaya koyduğu klinik çalışmalarla gösterilmesine rağmen sayısal değer belirtilmemiştir (24-28,34).

Çalışmamızda kullanılan farklı akrilik rezinlerin bağlanma dayanımı üzerine anlamlı bir etkisi olmadığı bulunmuştur (Tablo 4-1). Bunun nedeninin her iki akrilik rezinin (Promolux, Promolux High Impact) kimyasal açıdan benzer olmaları ile açıklanabilir. Bu nedenle çalışmamızda farklı akrilik rezinler ile kurulan başlangıç hipotezi kabul edilmiştir.

Çalışmamızın sonucuna benzer şekilde Pinto JRR. ve ark. (71) 4 yumuşak astar materyalinin (Molloplast-B, Flexor, Permasoft, Pro Tech) 2 farklı akrilik rezine (Classico, Lucitone 199) bağlanma dayanımına termal döngünün etkisini incelemek amacıyla yaptıkları çalışmanın sonucuna göre termal döngüden bağımsız olarak akrilik tipinin bağlanma dayanımına anlamlı bir etkisi olmadığını bildirmişlerdir.

Mittal MM. ve ark. (60) ısı ile polimerize olan 2 farklı yumuşak astar materyalinin (Molloplast-B, Permaflex) 2 akrilik rezine (Trevalon, Trevalon Hi) bağlanma dayanımına yapay tükrük solüsyonu içinde bekletilmesinin etkilerinin incelemek amacıyla in-vitro çalışma yapmışlardır. Çalışmanın sonuçlarına göre akrilik tipinin bağlanma dayanımına anlamlı etkisi olduğu bildirilmiştir. Bizim çalışmamız (Promolux, Promolux High Impact) ile belirtilen çalışmada kullanılan konvansiyonel ve güçlendirilmiş akrilik rezinlerin kendi aralarında kimyasal formül olarak yakın olması çalışmalar arasında benzerlik gösterse de, sonuçlar arasındaki farkın kullanılan silikon esaslı materyallerin kimyasal formülü ve polimerizasyon şekillerinin farklı olması ile açıklanabilir.

Çalışmamızda yüzey özelliği uygulamalarının bağlanma dayanımı üzerine istatistiksel olarak anlamlı etkisi olduğu görülmüştür (Tablo 4-2). Konvansiyonel akrilik (Promolux) gruplarında yüzey özelliği uygulamalarının istatistiksel olarak anlamlı

farklılıklar meydana getirdiği görülürken, güçlendirilmiş akrilik rezin (Promolux High Impact) gruplarında yüzey özelliği uygulamaları anlamlı bir farklılık meydana getirmemiştir. Akrilik grupları arasındaki bu fark her iki akrilik rezinin de kimyasal açıdan benzer olmalarına rağmen farklı toz/likit oranları ile hazırlanmaları veya yüksek darbe dayanımlı akrilik rezinin yapısında suni ipek lifleri bulunması nedeniyle yüzey uygulamaları sonucu akrilik yüzeylerinde farklı sonuçlar alınmasına neden olmuş olabilir. Çalışmamızın sonuçlarına göre yüzey uygulaması işlemlerinin Promolux High Impact gruplarında bağlanma dayanımına anlamlı bir etkisi olmadığı, bu nedenle üretici firma talimatları doğrultusunda bağlanma yüzeyinin kumlama işlemiyle hazırlanması yeterli olduğu görülmüştür.

Konvansiyonel akrilik gruplarında bağlanma yüzeyine asit uygulaması Retention.sil 200 grubunda bağlanma dayanımını istatistiksel olarak anlamlı artırırken, Retention.sil 400 ve 600 gruplarında bağlanma dayanımının istatistiksel olarak anlamlı olmasa da azalmasına neden olmuştur. Yüzeye monomer uygulanmasının tüm gruplarda bağlanma dayanımını arttırdığı, ancak bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür. Yüzeye asit ve monomerin birlikte uygulanmasının her 3 Retention.sil grubunun bağlanma dayanımının kontrol grubuna kıyasla azalmasına neden olduğu görülürken , bu farkın Retention.sil 200 ve 400 gruplarında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde olduğu bulunmuştur. Bu nedenle çalışmamızda yüzey özelliği işlemleri ile kurulan başlangıç hipotezi reddedilmiştir.

Akriliğe asit uygulaması ile bağlanma dayanımını araştıran literatürde sınırlı sayıda çalışma mevcuttur. Haghi H.R. ve ark (37). 5 farklı yüzey ile 3 farklı yumuşak astar materyalinin bağlanma dayanımlarını araştırdıkları çalışmanın sonuçlarına göre yüzeye fosforik asit uygulamasının Moloplast-B materyali ile kontrol ve monomer grubuna kıyasla bağlanma dayanımını istatistiksel olarak anlamlı azalttığı; Permaflex ile ise sadece monomer grubuna kıyasla bağlanma dayanımının anlamlı olarak azaldığı gözlenmiştir. SEM görüntülerine bakıldığında asit uygulanmasının yüzeyde porozite oluşturduğu ancak bu porozitelerin bağlanma dayanımına bir etkisi olmadığı belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda ise yüzeyine asit uygulanan konvansiyonel akrilik ile retansiyon 200 silikonu kullanıldığında bağlanma dayanımının kontrol grubuna kıyasla anlamlı olarak arttığı görülürken, yukarıdaki çalışma sonuçlarına benzer şekilde retansiyon 400 ve 600 silikonları kullanıldığında bağlanma dayanımının azaldığı ancak

bu farkın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bulunmuştur. Retansiyon silikonu 200 ile asit yüzeyinin bağlanma dayanımının anlamlı olarak artması Haghi H.R. ve ark. çalışmasında kullanılan materyaller ile retansiyon silikonunun kimyasal yapısının farklı olmasından kaynaklanabileceğini düşündürmektedir. Retention.sil 200 ile asit yüzeyi kullanıldığında bağlanma dayanımı anlamlı olarak artarken; Retention.sil 400 ve 600 aynı yüzeyde kullanıldığında bağlanma dayanımının azalması, materyallerin farklı doldurucu oranlarına sahip olması ve dolayısıyla farklı fiziksel özelliklere sahip olabileceği ile açıklanabilir.

Vishwanat S.K. ve ark. (85) nın yapmış oldukları çalışmada iki farklı yumuşak astar materyali Molloplast-B (ısı ile polimerize olan silikon esaslı yumuşak astar materyali), Ufigel-P (silikon esaslı otopolimerizan yumuşak astar materyali) ile 3 farklı yüzey özelliği grubu (kontrol, asit, kumlama) olmak üzere toplam 6 grup araştırılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre asit grubunda en yüksek, kumlama grubunda en düşük çekme bağlanma dayanımı görülmüştür. Molloplast-B'nin bağlanma dayanımının Ufigel-P ye kıyasla anlamlı olarak daha yüksek bulunduğu belirtilmiştir. Yazar asit grubunun bağlanma dayanımının kontrol grubundan daha yüksek olmasının sebebinin, fosforik asit ile akrilik yüzeyin moleküler düzeyde daha pürüzlü hale geldiğini ve buna ek olarak asitin akrilik yüzeyindeki hidrokarbonları çözmesi sonucu bunların absorbe edilmeleri veya asit ile bir çeşit kimyasal reaksiyona girmeleri sonucu akrilik yüzeyindeki hidrokarbon zincirlerinin polaritesinin artmasına bağlı olabileceğini belirtmiştir.

Gündoğdu M. ve ark. (35) ise çalışmalarında 2 farklı yumuşak astar materyali Molloplast-B (ısı ile polimerize yumuşak astar materyali), Ufigel-P (otopolimerizan silikon esaslı yumuşak astar materyali) ile 6 farklı yüzeyi (Kontrol , asit, Er:YAG lazer, kumlama, asit+lazer ve kumlama+lazer) araştırmalarına dahil etmişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre bağlanma yüzeyine asit uygulamasının kontrol grubuna kıyasla bağlanma dayanımını arttırdığı ancak bunun istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bildirilmiştir. SEM görüntülerine bakıldığında asit uygulanan yüzeyin kontrol yüzeyine kıyasla daha pürüzlü bir görüntüye sahip olduğu, asit uygulamasının yüzeyi pürüzlendirerek bağlanma yüzeyini arttırması sonucu daha iyi bir mekanik kilitlenmeye neden olabileceği belirtilmiştir.

Bizim çalışmamızda tüm bağlanma yüzeyleri üretici firmanın önerisi doğrultusunda kumlama işlemi uygulanarak standardize edilmiş ve kontrol grubu olarak ele alınmıştır. Gündoğdu ve ark. çalışmalarında tüm bağlanma yüzeylerini 400 gritlik zımpara kağıdı ile standardize etmiştir. Çalışmamızdaki kontrol ve asit grubu yüzeylerinin SEM görüntüleri kıyaslandığında her iki yüzeyin de poröz olduğu görülmektedir. Bu nedenle kontrol ve asit yüzeyleri kıyaslandığında yüzey pürüzlülükleri arasında Gündoğdu ve ark. (35) çalışmasında belirtilen SEM görüntülerine kıyasla net bir fark görülememiştir. Bağlanma yüzeyine asit uygulanması ile oluşturulan yüzeyde Retention.sil 200 kontrol yüzeyine kıyasla anlamlı olarak daha yüksek bağlanma dayanımı gösterirken; daha yüksek sertlik değerlerine sahip Retention.sil 400 ve 600 materyallerinin asitle pürüzlendirilen yüzeye kontrol yüzeyine kıyasla daha az penetre olduğu ve bu nedenle bağlantı arayüzünde boşluklar meydana geldiğinden dolayı bağlanma dayanımının azaldığı düşünülmektedir.

Çalışmamızın sonuçlarına göre konvansiyonel akrilik gruplarında yüzeye monomer uygulanması tüm gruplarda bağlanma dayanımını arttırmıştır. Retention.sil 400 grubunda monomer uygulaması bağlanma dayanımı anlamlı olarak arttırmasa da kopma şekillerine baktığımızda adeziv kopma şeklinin kontrol grubuna kıyasla daha az olduğu bulunmuştur. Çalışmamızın sonuçlarına benzer şekilde literatürde akrilik yüzeyine monomer uygulamasının PVS esaslı astar materyallerinin bağlanma dayanımını arttırdığı bulunmuştur (18,36,37,40,49,58,79).

Bağlanma yüzeyine monomer ve asit uygulamalarının ayrı şekilde kullanıldığı çalışmalar literatürde mevcuttur. Ancak her iki yüzey işleminin birlikte uygulandığı herhangi bir çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle bu grup çalışmamıza dahil edilmiştir. Çalışmamızın sonuçlarına göre yüzeye asit ve monomerin birlikte uygulanması bağlanma dayanımının azalmasına neden olduğu görülmüştür. Retention.sil 400 grubunda kopma şekillerine baktığımızda monomer+asit grubunda kontrol grubuna daha fazla adeziv başarısızlık görülmesi bu sonucu desteklemektedir. SEM görüntülerine baktığımızda kontrol ve asit+monomer yüzey grup yüzeylerinin her ikisinin de pürüzlü olduğu görülmüştür. Yüzeyin asitlendikten sonra üzerine monomer uygulanması sonrası meydana gelen yüzeyin kontrol grubuna kıyasla daha sık oluklar oluşması Retention.sil materyalinin adezyonunu olumsuz etkilediği düşünülmektedir.

Çalışmamızın sonuçlarına göre silikon sertliklerinin bağlanma dayanımı üzerine anlamlı etkisi olduğu görülmüştür. Retention.sil 400 'ün bağlanma dayanımının Retention.sil 200 ve 600 den, Retention sil 600 ün bağlanma dayanımının Retention.sil 200 den anlamlı olarak yüksek olduğu bulunmuştur. Silikon sertliklerinin bağlanma dayanımına etkisi üzerine kurulan başlangıç hipotezi reddedilmiştir.

Farklı sertliklere sahip PVS esaslı materyallerin akriliğe bağlanma dayanımı üzerine çok sayıda literatür mevcut değildir. Bu çalışmalar da özellikle farklı sertlikteki materyallerin bağlanma dayanımını inceleyen çalışmalar değildir, çalışmanın içeriğinde aynı materyalin farklı sertlikleri de çalışmaya dahil edilmiştir. Bu çalışmalara baktığımızda:

McCabe ve ark. (58) çalışmalarında 3 farklı yumuşak astar materyalini (Gc reline soft, Gc reline extrasoft, Gc reline ultrasoft) 2 farklı adeziv ile kullanarak çekme bağlanma dayanımlarını araştırmışlardır. Çalışmanın sonuçlarına göre 1 numaralı adeziv kullanıldığında bağlanma dayanımları Gc Reline Ultrasoft 0.80 mPa, Gc Reline Extrasoft 1.55 mPa, Gc Reline Soft 2.06 mPa; 2 numaralı adeziv kullanıldığında Gc Reline Ultrasoft 0.79 mPa, Gc Reline Extrasoft 2.40 mPa, Gc Reline Soft 3.11 mPa olarak bildirilmiştir. Kullanılan materyallerin doldurucu partikül oranları Gc Reline Ultrasoft için %18, Gc Reline Extrasoft için % 30, Gc Reline Soft için %37 olarak belirtilmiştir. Çalışmamızda ve belirtilen çalışmada kullanılan Gc Reline Ultrasoft ile Retention.sil 200'ün, Gc Reline Soft ile Retention.sil 400'ün shore hardness değerleri yakınlık göstermektedir. Çalışmamızın bir bölümüne benzer şekilde kullanılan materyallerin doldurucu partikül oranının artması ile doğru orantılı olarak çekme bağlanma dayanımlarının da arttığı görülmektedir. Ancak Retention.sil 600 materyaline tam olarak karşılık gelen bir material bu çalışmada yoktur. Bu nedenle doldurucu partikül oranının pozitif bağlanma dayanımı açısından bir sınırı olduğu söylenebilir.

Kim BJ. ve ark.'nın (46) 6 silikon esaslı (Dentusil, GC Reline Soft, GC Reline Ultrasoft, Mucopren Soft, Mucosoft, Sofreliner Tough) ve 1 akrilik esaslı (Durabase) yumuşak astar materyalinin ısı ile polimerize olan kaide materyaline bağlanma dayanımı ve sertlik (shore hardness) değerleri arasındaki ilişkiyi incelemek amacıyla yaptıkları çalışmanın sonucuna göre, 37°C su içerisinde 24 saat ve 28 gün bekletilen materyallerin sertlik değerleri ile bağlanma dayanımları arasında pozitif korelasyon olduğu ancak istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bildirilmiştir. Çalışmada aynı primer

ve kimyasal formüle sahip Gc Reline Soft'un bağlanma dayanımının (2.99 MPa) Gc Reline Ultrasoft'tan (0.82 MPa) istatistiksel olarak anlamlı olarak yüksek olduğu görülmektedir.

Fujii K. ve ark. (33) çalışmalarında 11 farklı yumuşak astar materyalinin (Evatouch Super Normal, Evatouch Super Flow, Permafix, Gc Reline Soft, Gc Reline Extrasoft, Gc Reline Ultrasoft, Sofreliner S, Sofreliner MS, Sofreliner Tough M, Zeaty Reliner Soft, Zeaty Reliner Super Soft) fiziksel özelliklerini ve bağlanma dayanımlarını araştırmışlardır. Çalışmadaki materyallerin Japon Endüstri Standartları Hareketli protezler için uzun dönem yumuşak astar materyalleri (JIS T6520-2000) sertlik değerleri standartlarına göre Evatouch Super Normal, Gc Reline Soft, Sofreliner Tough M, Zeaty Reline Soft'un sert; Permaflex, Gc Reline Soft Extrasoft, Sofreliner MS' in orta ; Gc Reline Ultrasoft, Sofreliner SS, Zeaty Reline Super Soft'un yumuşak olmak üzere sınıflandırılabilceğini belirtmişlerdir. Bağlanma dayanımı testi sonuçlarına göre Gc reline yumuşak astar grubunda Gc Reline Soft'un en yüksek, Gc Reline Ultrasoft'un en düşük; Sofreliner yumuşak astar grubunda Sofreliner Tough M' in Sofreliner MS ve Sofreliner S'ten anlamlı olarak yüksek; Zeaty Reline Soft'un Zeaty Reline Super Soft'a göre anlamlı olarak yüksek bağlanma dayanımına sahip olduğu bildirilmiştir. Yazar çekme bağlanma dayanımı ve Shore Hardness A değerleri arasında anlamlı korelasyon olduğunu; bağlanma dayanımının primerin bağlanma kapasitesi ve materyalin fiziksel özellikleri arasındaki dengeye bağlı olabileceğini belirtmiştir. Kopma şekillerine bakıldığında Evatouch Super Normal, Evatouch Super Flow, Gc Reline Soft, Sofreliner MS, Zeaty Reline Super Soft örneklerinde çoğunlukla koheziv kopma görülürken; Permafix, Gc Reline Extrasoft, Gc Reline Ultrasoft, Sofreliner Tough M, Zeaty Reline Soft örneklerinde çoğunlukla adeziv kopma görüldüğü belirtilmiştir. Çalışmada yer alan gruplar arasından Sofreliner Tough M ve Zeaty Reline Super Soft dışındaki bağlanma dayanımı 2 mPa üzerinde olan gruplarda kopma şeklinin koheziv olduğu bildirilmiştir.

Yukarıda belirtilen çalışmalarda aynı primer ve kimyasal formüle sahip PVS esaslı yumuşak astar materyallerinin farklı sertlik değerlerine sahip olanların bağlanma dayanımları karşılaştırıldığında, sert olan materyallerin istatistiksel olarak anlamlı olarak daha yüksek bağlanma dayanımına sahip olduğu görülmektedir .Silikon esaslı yumuşak astar materyallerinde sertlik (Shore Hardness değeri) materyallerin içerisinde doldurucu partikül oranı ile belirlenmektedir. Bizim çalışmamızda kullanılan

Retention.sil materyalinin içerisindeki doldurucu partikül oranları hakkında herhangi bir bilgi literatürde mevcut değildir. Bu materyallerin Retention.sil 200 için 25, Retention.sil 400 için 50, Retention.sil 600 için 65 Shore Hardness değerlerine sahip oldukları üretici firma tarafından belirtilmiştir. Bu nedenle çalışmamızda kullanılan farklı sertlikteki materyallerin bağlanma dayanımları arasındaki ilişki shore hardness değerleri üzerinden değerlendirilmiştir. Çalışmamızda kullanılan materyaller arasında en düşük sertlik değerine sahip olan Retention.sil 200 ün bağlanma dayanımının daha sert olan Retention.sil 400 ve 600'den anlamlı olarak düşük olduğu bulunmuştur. Ancak Retention.sil 400 ün bağlanma dayanımını daha sert olan Retention.sil 600 den anlamlı olarak daha yüksek olduğu görülmüştür. Kopma şekillerine baktığımızda tüm Retention.sil 200 gruplarında koheziv kopma şekli görülürken, Retention.sil 400 gruplarında her 3 kopma şekli (adeziv, koheziv, miks), Retention.sil 600 gruplarında sadece adeziv kopma şekli görülmüştür. Retention.sil 200' ün Retention.sil 400 ve 600'den daha düşük bağlanma dayanımına sahip olması materyalin koheziv kuvvetlerinin adeziv kuvvetlerden daha zayıf olması sonucu kendi içinde yırtılması ile açıklanabilir. Retention.sil 400 ve 600 materyallerine baktığımızda materyalin sertliğinin artmasının bağlanma dayanımını arttırdığı, Retention.sil 200' e kıyasla Retention.sil 400 grubunda daha az koheziv kopma meydana gelirken; Retention.sil 600 grubunda hiç koheziv kopma meydana gelmediği görülmüştür. Sertlik değeri arttıkça koheziv kopmalar yerine daha fazla adeziv kopma görülmesi, doldurucu partikül oranının artması sonucu koheziv kuvvetlerin artması ile açıklanabilir. Retention.sil 400'ün bağlanma dayanımının Retention.sil 600'den daha yüksek olması, materyal içerisindeki doldurucu partikül oranının artmasının bağlanma dayanımı açısından materyalin fiziksel özelliklerine etki ederek bağlanma yüzeyinde meydana gelen adezyonu olumsuz etkilediğini düşündürmektedir. Ayrıca doldurucu partiküllerin artması sonucu materyal akrilik yüzeyindeki pürüzlere tam olarak giremediğinden dolayı adezyonu olumsuz etkilenmiş olabilir.

Schweyen R. ve ark. (77) geriatrik hastalarda alternatif bir tedavi seçeneği olarak prefabrike ve bireysel PVS matriks ataşmanların tutuculuklarını inceledikleri in-vitro çalışmanın sonuçlarına Shore Hardness A değeri arttıkça PVS matriks materyallerin tutuculuklarının arttığını; açılı implantların olduğu durumlarda yada daha az retansiyona ihtiyaç duyulan implant destekli hareketli protezlerde düşük retansiyona

sahip pvs matriks materyallerinin kullanılabileceğini ancak in-vivo çalışmalara ihtiyaç olduğunu bildirmişlerdir.

Yılmaz E. ve ark. (86) farklı patriksler ile konvansiyonel ve PVS esaslı matrikslerin tutuculuklarını incelemek amacıyla in-vitro bir çalışma yapmışlardır. Çalışmada 3 farklı patriks (top başlı, bar ataşman, TiSi.snap) ile 3 konvansiyonel matriks (O-ring, metal housing, clip) ve 5 farklı PVS matriks materyali (Retention.sil 200-400-600, Mucopren, Gc Reline Soft) kullanılmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre Retention.sil grubunda en düşük tutuculuk değeri top başlı ile TiSi.Snap ataşmanı karşısında Retention.sil 200 kullanıldığında; en yüksek tutuculuk değeri ise Retention.sil 600 ile TiSi.Snap ile hader bar kullanıldığında görüldüğü bildirilmiştir.

Yılmaz E.ve ark. ile Schweyen R. ve ark. yapmış oldukları in-vitro çalışmalarda daha yüksek Shore Hardness A değerine sahip olan pvs matriks materyallerin daha yüksek retansiyon değerlerine sahip oldukları bildirilmiştir (77,78,86). Elsyad ve ark. PVS astar materyaller ile yapmış oldukları uzun dönem in-vivo çalışma sonuçlarına göre astar materyalinin protez kaidesinden ayrılması en çok görülen klinik komplikasyon olarak belirtilmiştir (26,28). PVS matriks materyallerin kaideye olan bağlanma dayanımını araştırdığımız çalışmamızın sonuçlarına göre Shore Hardness A değeri 25 olan Retension.Sil 200' ün bağlanma dayanımının Shore Hardness A değeri 50 olan Retention.sil 400 ve 65 olan Retention.sil 600 den anlamlı olarak düşük olduğu, ancak en sert olan Retention.sil 600'ün bağlanma dayanımının kendisinden daha yumuşak olan Retention.sil 400'den daha düşük olduğu görülmüştür. Bu nedenle PVS esaslı matrikslerin fonksiyonunu sağlayabilmesi için, matriks seçiminde tutuculuk değerinin yanı sıra kaide materyali ile olan bağlanma dayanımı da göz önünde bulundurulmalıdır. Ancak ağız ortamında protezin fonksiyonu sırasında dikey kuvvetlerin yanı sıra yatay ve kombine kuvvetler de rol almaktadır. Çalışmamızda çekme bağlanma testi ile dikey yönde kuvvet uygulanarak materyalin çekme bağlanma dayanımı incelenmiştir. Bu nedenle materyalin ağız ortamında karşılaşacağı diğer kuvvetler de göz önünde bulundurularak bu konuda daha fazla çalışma yapılması gerekmektedir.

Sonuçlar ve öneriler

Araştırmamızda pvs esaslı matriks materyali olan Retention.sil'in tüm sertlik değerlerinin farklı yüzey işlemleri uygulanan 2 farklı akrilik rezine bağlanma dayanımı araştırılmıştır.

1. Retention.400'ün en yüksek, Retention.200'ün en düşük bağlanma dayanımına sahip olduğu bulunmuştur. İmplant destekli tam protezlerde kaide ile silikon matriks bağlantısının devamlılığı açısından Retention.400 kullanılması önerilmektedir.
2. Retention.sil 200 ile konvansiyonel akrilik yüzeyine 30 sn fosforik asit uygulanmasının bağlanma dayanımını anlamlı olarak arttırdığı görülmüştür. Tutucu kuvvetlerin az olması istenilen geriatrik hastalarda Retention.200'ün fosforik asit yüzey işlemi ile birlikte uygulanması önerilmektedir.
3. Konvansiyonel akrilik yüzeyine monomer uygulamasının bağlanma dayanımını arttırdığı, ancak istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bulunmuştur. Retention.sil 400 ve 600'ün bağlanma dayanımını arttırmak amacıyla kaide yüzeyine 180 sn monomer uygulanabilir.
4. Konvansiyonel akrilik rezine asit+monomer uygulamasının tüm gruplarda bağlanma dayanımını anlamlı olarak azalttığı bulunmuştur. Bu nedenle kullanımı önerilmemektedir.
5. Yüksek dayanımlı akrilik rezine uygulanan yüzey işlemlerinin istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık oluşturmadığı, üretici firma talimatları doğrultusunda yüzeyin sadece kumlanması yeterli olduğu görülmüştür.
6. Farklı akrilik rezin kullanılmasının bağlanma dayanımı üzerine bir etkisinin olmadığı görülmüştür. Özellikle bar tutuculu implant destekli hareketli protezlerde protez kaidesinin ince kalmasından dolayı kaide kırığının önüne geçmek için yüksek darbe dayanımlı akrilik rezinler tercih edilebilir

6. KAYNAKÇA

1. Abdel-Khalek EA, Ibrahim AM. Effect of bar cross-section and female housing material on retention of mandibular implant bar overdentures: A comparative in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc.* 2017;17:340-347.
2. Adrian ED, Krantz WA, Ivanhoe JR. The use of processed silicone to retain the implant supported tissue-borne overdenture. *J Prosthet Dent.* 1992; 67:219-222.
3. Ajaj-ALKordy NM, Alsaadi MH. Elastic modulus and flexural strength comparisons of high-impact and traditional denture base acrylic resins. *Saudi Dent J.* 2014;26(1):15-8.
4. Akin H, Tugut F, Guney U, Kirmali O, Akar T. Tensile bond strength of silicone-based soft denture liner to two chemically different denture base resins after various surface treatments. *Lasers Med Sci.* 2013 Jan;28(1):119-23.
5. Akin H, Tugut F, Mutaf B, Akin G, Ozdemir AK. Effect of different surface treatments on tensile bond strength of silicone-based soft denture liner. *Lasers Med Sci.* 2011 Nov;26(6):783-8.
6. Alsabeeha N, Payne AG, De Silva RK, Swain MV. Mandibular single-implant overdentures: a review with surgical and prosthodontic perspectives of a novel approach. *Clin Oral Implants Res.* 2009 Apr;20(4):356-65.
7. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' science of dental materials. Elsevier Health Sciences; 2012.
8. Assunção WG, Barão VA, Delben JA, Gomes EA, Tabata LF. A comparison of patient satisfaction between treatment with conventional complete dentures and overdentures in the elderly: a literature review. *Gerodontology.* 2010 Jun;27(2):154-62.
9. Atsü S, Keskin Y. Effect of silica coating and silane surface treatment on the bond strength of soft denture liner to denture base material. *J Appl Oral Sci.* 2013 Jul-Aug;21(4):300-6.
10. Bal BT, Yavuzylmaz H. Yumuşakastarmaddeleri. *Atatürk ÜnivDişHekFakDerg*2006;Suppl 1:53-60.
11. Bates JF, Smith DC. Evaluation of indirect resilient liners for dentures: laboratory and clinical tests. *J Am Dent Assoc.* 1965 Feb;70:344-53.

12. Bayati O, Yunus N, Ahmad SF. "Tensile bond strengths of silicone soft liners to two chemically different denture base resins." *International journal of adhesion and adhesives* 34 (2012): 32-37.
13. Bernhart G, Koob A, Schmitter M, Gabbert O, Stober T, Rammelsberg P. Clinical success of implant-supported and tooth-implant-supported double crown-retained dentures. *Clin Oral Investig.* 2012 Aug;16(4):1031-7.
14. Boerrigter EM, Stegenga B, Raghoobar GM, Boering G. Patient satisfaction and chewing ability with implant-retained mandibular overdentures: a comparison with new complete dentures with or without preprosthetic surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 1995 Oct;53(10):1167-73.
15. Botega DM, Sanchez JL, Mesquita MF, Henriques GE, Consani RL. Effects of thermocycling on the tensile bond strength of three permanent soft denture liners. *J Prosthodont.* 2008 Oct;17(7):550-4.
16. Burns DR. Mandibular implant overdenture treatment: consensus and controversy. *J Prosthodont.* 2000 Mar;9(1):37-46.
17. Büttel AE, Lüthy H, Sendi P, Marinello CP. Wear of ceramic and titanium ball attachments in subjects with an implant-retained overdenture: a controlled clinical trial. *J Prosthet Dent.* 2012 Feb;107(2):109-13.
18. Çalikkocaoğlu S. Dişsiz hastaların protetik tedavisi: klasik tam protezler. Quintessence; 2010.
19. Cavalcanti YW, Bertolini MM, Cury AA, da Silva WJ. The effect of poly(methyl methacrylate) surface treatments on the adhesion of silicone-based resilient denture liners. *J Prosthet Dent.* 2014 Dec;112(6):1539-44.
20. Chladek G, Żmudzki J, Kasperski J. Long-Term Soft Denture Lining Materials. *Materials (Basel).* 2014 Aug 12;7(8):5816-5842.
21. Colas A, Curtis J. Silicone biomaterials – history and chemistry. In: Rutner BD, Hoffman AS, Schoen FJ, Lemons JE, editors. *Biomaterials Science: an Introduction to Materials in Medicine*. Boston: Elsevier Academic Press; 2004;2:80–5.
22. Craig RG, Gibbons P. Properties of resilient denture liners. *J Am Dent Assoc.* 1961 Sep;63:382-90.
23. Dhuru VB. Contemporary dental materials. Vol. 2. Oxford University Press, 2004.

24. Elsyad MA, Mohamed SS, Shawky AF. Posterior Mandibular Ridge Resorption Associated with Different Retentive Systems for Overdentures: A 7-Year Retrospective Preliminary Study. *Int J Prosthodont*. 2017 May/June;30(3):260–265.
25. Elsyad MA, Ashmawy TM, Faramawy AG. The influence of resilient liner and clip attachments for bar-implant-retained mandibular overdentures on opposing maxillary ridge. A 5-year randomised clinical trial. *J Oral Rehabil*. 2014 Jan;41(1):69-77.
26. ELsyad MA, Shaheen NH, Ashmawy TM. Long-term clinical and prosthetic outcomes of soft liner and clip attachments for bar/implant overdentures: a randomised controlled clinical trial. *J Oral Rehabil*. 2017 Jun;44(6):472-480.
27. Elsyad MA, Shoukoui AH. Resilient liner vs. clip attachment effect on peri-implant tissues of bar-implant-retained mandibular overdenture: a 1-year clinical and radiographical study. *Clin Oral Implants Res*. 2010 May;21(5):473-80.
28. ELsyad MA. Prosthetic aspects and patient satisfaction with resilient liner and clip attachments for bar- and implant-retained mandibular overdentures: a 3-year randomized clinical study. *Int J Prosthodont*. 2012 Mar-Apr;25(2):148-56.
29. ELsyad MA. Soft Liner/Clip Attachment for Bar-Retained Implant Overdentures: A Technical Note. *J Oral Implantol*. 2016 Oct;42(5):442-445.
30. Esfahani AR, Haeberle CB, Gettleman L. Overdenture retention on an implant bar comparing resilient liners and Hader clips *J Dent Res*, 76 (1997), p. 179
31. Fanuscu MI, Caputo AA. Influence of attachment systems on load transfer of an implant-assisted maxillary overdenture. *J Prosthodont*. 2004 Dec;13(4):214-20.
32. Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chehade A, Duncan WJ, Gizani S, Head T, Lund JP, MacEntee M, Mericske-Stern R, Mojon P, Morais J, Naert I, Payne AG, Penrod J, Stoker GT Jr, Tawse-Smith A, Taylor TD, Thomason JM, Thomson WM, Wismeijer D. The McGill Consensus Statement on Overdentures. Montreal, Quebec, Canada. May 24-25, 2002. *Int J Prosthodont*. 2002 Jul-Aug;15(4):413-4.
33. Fujii K, Minami H, Arikawa H, Kanie T, Ban S, Inoue M. Mechanical properties and bond strength of silicone-based resilient denture liners. *Dent Mater J*. 2005 Dec;24(4):667-75.

34. Gibreel M, Fouad M, El-Waseef F, El-Amier N, Marzook H. Clips vs Resilient Liners Used With Bilateral Posterior Prefabricated Bars for Retaining Four Implant-Supported Mandibular Overdentures. *J Oral Implantol.* 2017 Aug;43(4):273-281.
35. Gundogdu M, YesilDuymus Z, Alkurt M. Effect of surface treatments on the bond strength of soft denture lining materials to an acrylic resin denture base. *J Prosthet Dent.* 2014 Oct;112(4):964-71.
36. Gupta S. 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. *J Indian Prosthodont Soc.* 2010 Dec;10(4):208-12.
37. Haghi HR, Shiehzadeh M, Gharechahi J, Nodehi D, Karazhian A. Comparison of Tensile Bond Strength of Soft Liners to an Acrylic Resin Denture Base with Various Curing Methods and Surface Treatments. *Int J Prosthodont.* 2020 Jan/Feb;33(1):56-62.
38. ISO 10139-2:2016. Dentistry-Soft lining materials for removable dentures-Part 2: Materials for long-term use, (2016).
39. Johnston EP, Nicholls JI, Smith DE. Flexure fatigue of 10 commonly used denture base resins. *J Prosthet Dent.* 1981 Nov;46(5):478-83.
40. Kaur H, Datta K. Comparative evaluation of tensile bond strength of silicone-based denture liners after thermocycling and surface treatment. *Indian J Dent Res.* 2015 Sep-Oct;26(5):514-9.
41. Kawano F, Dootz ER, Koran A 3rd, Craig RG. Bond strength of six soft denture liners processed against polymerized and unpolymerized poly(methyl methacrylate). *Int J Prosthodont.* 1997 Mar-Apr;10(2):178-82.
42. Kawano F, Dootz ER, Koran A 3rd, Craig RG. Sorption and solubility of 12 soft denture liners. *J Prosthet Dent.* 1994 Oct;72(4):393-8.
43. Kazanji MN, Watkinson AC. Influence of thickness, boxing, and storage on the softness of resilient denture lining materials. *J Prosthet Dent.* 1988 Jun;59(6):677-80.
44. Khan Z, Martin J, Collard S. Adhesion characteristics of visible light-cured denture base material bonded to resilient lining materials. *J Prosthet Dent.* 1989 Aug;62(2):196-200.

45. Kiat-Amnuay S, Khan Z, Gettleman L. Overdenture retention of four resilient liners over an implant bar. *J Prosthet Dent*. 1999 May;81(5):568-73.
46. Kim BJ, Yang HS, Chun MG, Park YJ. Shore hardness and tensile bond strength of long-term soft denture lining materials. *J Prosthet Dent*. 2014 Nov;112(5):1289-97.
47. Kimura H, Teraoka F, Ohnishi H, Saito T, Yato M. Applications of microwave for dental technique (part 1). Dough-forming and curing of acrylic resins. *J Osaka Univ Dent Sch*. 1983 Dec;23:43-9.
48. Koike T, Ueda T, Noda S, Ogami K, Patil PG. Development of new attachment system with soft lining material for implant-retained complete denture. *International Journal of Prosthodontic and Restorative Dentistry*. 2013; 3:21–4.
49. Kreve S, Dos Reis AC. Denture Liners: A Systematic Review Relative to Adhesion and Mechanical Properties. *Scientific World Journal*. 2019 Mar 3;2019:6913080.
50. Kubo K, Koike T, Ueda T, Sakurai K. Influence of the mechanical properties of resilient denture liners on the retention of overdenture attachments. *J Prosthet Dent*. 2018 Sep;120(3):431-438.
51. Kulak-Ozkan Y, Sertgoz A, Gedik H. Effect of thermocycling on tensile bond strength of six silicone-based, resilient denture liners. *J Prosthet Dent*. 2003 Mar;89(3):303-10.
52. Kulkarni RS, Parkhedkar R. The effect of denture base surface pretreatments on bond strengths of two long term resilient liners. *J Adv Prosthodont*. 2011 Mar;3(1):16-9.
53. Kutay O, Bilgin T, Sakar O, Beyli M. Tensile bond strength of a soft lining with acrylic denture base resins. *Eur J ProsthodontRestor Dent*. 1994 Mar;2(3):123-6.
54. Kutay O. Comparison of tensile and peel bond strengths of resilient liners. *J Prosthet Dent*. 1994 May;71(5):525-31.
55. Kutay Ö. Yumuşak astar maddeleri alanındaki yeni gelişmeler-Recent developments on soft denture liners. *J Istanbul Univ Fac Dent*. 2013; 24(2): 70-74
56. Lammie GA, Storer R: A preliminary report on resilient denture plastics. / *J Prosthet Dent* 1958;8:411-424.

57. Martins F, Reis J, Barbero Navarro I, Maurício P. Dimensional Stability of a Preliminary Vinyl Polysiloxane Impression Material. *Dent J.* 2019 Aug 1;7(3):81.
58. McCabe JF, Carrick TE, Kamohara H. Adhesive bond strength and compliance for denture soft lining materials. *Biomaterials.* 2002 Mar;23(5):1347-52.
59. McCabe JF, Walls AWG. *Applied Dental Materials.* John Wiley & Sons; 2013:126-32
60. Mittal M, Anil Kumar S, Sandhu HS, Iyer SR, Ahuja RS. Comparative evaluation of the tensile bond strength of two silicone based denture liners with denture base resins. *Med J Armed Forces India.* 2016 Jul;72(3):258-64.
61. Murat H, Taguchi N, Hamada T, McCabe JF. Dynamic viscoelastic properties and the age changes of long-term soft denture liners. *Biomaterials.* 2000 Jul;21(14):1421-7.
62. Mutluay MM, Oguz S, Fløystrand F, Saxegaard E, Dogan A, Bek B, Ruyter IE. A prospective study on the clinical performance of polysiloxane soft liners: one-year results. *Dent Mater J.* 2008 May;27(3):440-7.
63. Naert I, Alsaadi G, Quirynen M. Prosthetic aspects and patient satisfaction with two-implant-retained mandibular overdentures: a 10-year randomized clinical study. *Int J Prosthodont.* 2004 Jul-Aug;17(4):401-10.
64. Nikawa H, Yamamoto T, Hamada T. Effect of components of resilient denture-lining materials on the growth, acid production and colonization of *Candida albicans*. *J Oral Rehabil.* 1995 Nov;22(11):817-24.
65. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection*, 2002. Quintessence.
66. Ortegón SM, Thompson GA, Agar JR, Taylor TD, Perdakis D. Retention forces of spherical attachments as a function of implant and matrix angulation in mandibular overdentures: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2009 Apr;101(4):231-8.
67. Osathananda R, Wiwatwarrapan C. Surface treatment with methyl formate-methyl acetate increased the shear bond strength between reline resins and denture base resin. *Gerodontology.* 2016 Jun;33(2):147-54.
68. Özdoğan A., Bayındır F., Ulu H. Bond Strength of soft lining material to polyamide denture material. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2017; 27(1): 34-38.

69. Özkan YK. Tam protezler ve implantüstü hareketli protezler: Problemler ve çözüm yolları. Vestiyer Yayıncılık; 2012.
70. Radi IA, Elmahrouky N. Effect of two different soft liners and thicknesses mediating stress transfer for immediately loaded 2-implant supported mandibular overdentures: A finite element analysis study. *J Prosthet Dent*. 2016 Sep;116(3):356-61.
71. Pinto JRR, Mesquita MF, Henriques GE, Arruda Nóbilo MA. Effect of thermocycling on bond strength and elasticity of 4 long-term soft denture liners. *J Prosthet Dent*. 2002;88:516-21.
72. Pinto JRR, Mesquita MF, Nóbilo MAA, Henriques GEP. Evaluation of varying amounts of thermal cycling on bond strength and permanent deformation of two resilient denture liners. *J Prosthet Dent* 2004;92:288-293.
73. Rodrigues RC, Faria AC, Macedo AP, Sartori IA, de Mattos Mda G, Ribeiro RF. An in vitro study of non-axial forces upon the retention of an O-ring attachment. *Clin Oral Implants Res* 2009;20:1314-9.
74. Rutkunas V, Mizutani H, Takahashi H. Influence of attachment wear on retention of mandibular overdenture. *J Oral Rehabil*. 2007 Jan;34(1):41-51.
75. Sadig W. A comparative in vitro study on the retention and stability of implant-supported overdentures. *Quintessence Int*. 2009 Apr;40(4):313-9.
76. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's restorative dental materials*. St. Louis, Mo.: Elsevier/Mosby; 2012
77. Schweyen R, Arnold C, Setz JM, Hey J. Retentive characteristics of individual and prefabricated polyvinylsiloxane overdenture attachments: alternative treatment options for geriatric patients. *Clin Oral Investig*. 2019 Mar;23(3):1425-1434.
78. Schweyen R, Beuer F, Arnold C, Hey J. Retentive characteristics of a vinylpolysiloxane overdenture attachment system. *Clin Oral Investig*. 2015 May;19(4):947-53.
79. Surapaneni H, Ariga P, Haribabu R, Ravi Shankar Y, Kumar VH, Attili S. 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. *J Indian Prosthodont Soc*. 2013 Sep;13(3):274-80.

80. Thomason JM, Feine J, Exley C, Moynihan P, Müller F, Naert I, Ellis JS, Barclay C, Butterworth C, Scott B, Lynch C, Stewardson D, Smith P, Welfare R, Hyde P, McAndrew R, Fenlon M, Barclay S, Barker D. Mandibular two implant-supported overdentures as the first choice standard of care for edentulous patients--the York Consensus Statement. *Br Dent J.* 2009 Aug 22;207(4):185-6.
81. Tokuhisa M, Matsushita Y, Koyano K. In vitro study of a mandibular implant overdenture retained with ball, magnet, or bar attachments: comparison of load transfer and denture stability. *Int J Prosthodont.* 2003 Mar-Apr;16(2):128-34.
82. Tugut F, Coskun ME, Dogan DO, Kirmali O, Akin H. Tensile Bond Strength between Soft Liners and Two Chemically Different Denture Base Materials: Effect of Thermocycling. *J Prosthodont.* 2016 Jun;25(4):319-23.
83. Usumez A, Inan O, Aykent F. Bond strength of a silicone lining material to alumina-abraded and lased denture resin. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2004 Oct 15;71(1):196-200.
84. Van Noort R. Introduction to dental materials. Mosby/Elsevier, 2007
85. Vishwanath SK, Prithviraj DR, Sounder Raj K, Patel A, Saraswat S. The effect of surface pretreatments on the bond strength of Soft denture lining materials to heat polymerized Polymethyl methacrylate (PMMA) denture base resin- an in vitro study. *J App Dent Med Sci* 2016;2:32-8.
86. Yılmaz E, Gencel B, Geckili O, Sakar O. Comparison of the Retention of Conventional and Polyvinyl Siloxane Matrix Materials with Different Patrices for Implant-Retained Overdentures: An In Vitro Study. *Int J Prosthodont.* 2021 Feb 19.
87. Zarb A, CL B, Eckert SE, Al E. Prosthodontic Treatment for Edentulous Patient: Complete Dentures and Implant Supported Protheses. Mosby. 2004

HAM VERILER

Grup adı	Örnek no	Kuvvet (N)	Çekme değeri (Mpa)
K200	1	74	0,94
	2	72	0,92
	3	75	0,95
	4	59	0,75
	5	67	0,85
	6	72	0,92
	7	70	0,89
	8	72	0,92
	9	88	1,12
	10	61	0,78
K400	1	317	4,04
	2	279	3,55
	3	224	2,85
	4	257	3,27
	5	326	4,15
	6	226	2,88
	7	174	2,22
	8	344	4,38
	9	241	3,07
	10	198	2,52
K600	1	185	2,36
	2	178	2,27
	3	205	2,61
	4	122	1,55
	5	238	3,03
	6	140	1,78
	7	171	2,18
	8	185	2,36
	9	185	2,36
	10	189	2,41
A200	1	75	0,95
	2	76	0,97
	3	90	1,15
	4	99	1,26
	5	83	1,06
	6	85	1,08
	7	88	1,12

	8	82	1,04
	9	73	0,93
	10	81	1,03
A400	1	165	2,10
	2	227	2,89
	3	274	3,49
	4	330	4,20
	5	183	2,33
	6	260	3,31
	7	202	2,57
	8	233	2,97
	9	191	2,43
	10	190	2,42
A600	1	149	1,90
	2	133	1,69
	3	159	2,02
	4	212	2,70
	5	162	2,06
	6	150	1,91
	7	181	2,30
	8	199	2,53
	9	195	2,48
	10	140	1,78
M200	1	82	1,04
	2	64	0,81
	3	95	1,21
	4	73	0,93
	5	83	1,06
	6	89	1,13
	7	78	0,99
	8	69	0,88
	9	75	0,95
	10	83	1,06
M400	1	310	3,95
	2	288	3,67
	3	318	4,05
	4	276	3,51
	5	235	2,99
	6	336	4,28
	7	282	3,59
	8	274	3,49

	9	241	3,07
	10	278	3,54
M600	1	211	2,69
	2	175	2,23
	3	222	2,83
	4	170	2,16
	5	190	2,42
	6	223	2,84
	7	300	3,82
	8	226	2,88
	9	196	2,50
	10	194	2,47
MA200	1	43	0,55
	2	47	0,60
	3	65	0,83
	4	69	0,88
	5	48	0,61
	6	54	0,69
	7	50	0,64
	8	62	0,79
	9	55	0,70
	10	55	0,70
MA400	1	160	2,04
	2	213	2,71
	3	257	3,27
	4	174	2,22
	5	179	2,28
	6	211	2,69
	7	187	2,38
	8	214	2,72
	9	194	2,47
	10	142	1,81
MA600	1	145	1,85
	2	145	1,85
	3	216	2,75
	4	168	2,14
	5	128	1,63
	6	136	1,73
	7	113	1,44
	8	171	2,18
	9	164	2,09

	10	154	1,96
HK200	1	72	0,92
	2	79	1,01
	3	79	1,01
	4	77	0,98
	5	76	0,97
	6	66	0,84
	7	80	1,02
	8	72	0,92
	9	68	0,87
	10	75	0,95
HK400	1	282	3,59
	2	172	2,19
	3	224	2,85
	4	262	3,34
	5	260	3,31
	6	300	3,82
	7	178	2,27
	8	275	3,50
	9	234	2,98
	10	215	2,74
HK600	1	172	2,19
	2	250	3,18
	3	230	2,93
	4	194	2,47
	5	124	1,58
	6	109	1,39
	7	135	1,72
	8	207	2,64
	9	155	1,97
	10	186	2,37
HA200	1	91	1,16
	2	56	0,71
	3	59	0,75
	4	55	0,70
	5	75	0,95
	6	66	0,84
	7	80	1,02
	8	68	0,87
	9	76	0,97
	10	60	0,76

HA400	1	150	1,91
	2	232	2,95
	3	204	2,60
	4	281	3,58
	5	252	3,21
	6	185	2,36
	7	237	3,02
	8	224	2,85
	9	204	2,60
	10	292	3,72
HA600	1	179	2,28
	2	201	2,56
	3	226	2,88
	4	203	2,58
	5	186	2,37
	6	272	3,46
	7	257	3,27
	8	161	2,05
	9	199	2,53
	10	170	2,16
HM200	1	97	1,24
	2	67	0,85
	3	59	0,75
	4	50	0,64
	5	44	0,56
	6	60	0,76
	7	79	1,01
	8	70	0,89
	9	48	0,61
	10	80	1,02
HM400	1	298	3,79
	2	187	2,38
	3	192	2,44
	4	173	2,20
	5	171	2,18
	6	175	2,23
	7	241	3,07
	8	255	3,25
	9	251	3,20
	10	223	2,84

HM600	1	163	2,08
	2	216	2,75
	3	238	3,03
	4	113	1,44
	5	200	2,55
	6	156	1,99
	7	183	2,33
	8	185	2,36
	9	193	2,46
	10	126	1,60
HMA200	1	67	0,85
	2	70	0,89
	3	47	0,60
	4	49	0,62
	5	71	0,90
	6	55	0,70
	7	51	0,65
	8	75	0,95
	9	64	0,81
	10	81	1,03
HMA400	1	225	2,86
	2	268	3,41
	3	192	2,44
	4	245	3,12
	5	324	4,13
	6	224	2,85
	7	213	2,71
	8	198	2,52
	9	200	2,55
	10	290	3,69
HMA600	1	181	2,30
	2	161	2,05
	3	139	1,77
	4	172	2,19
	5	199	2,53
	6	163	2,08
	7	125	1,59
	8	191	2,43
	9	175	2,23
	10	166	2,11

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

FARKLI SERTLİK DEĞERLERİNE SAHİP POLİVİNİLSİLOKSAN
ESASLI BİR MATRİKS MATERYALİN PROTEZ KAİDESİNE
BAĞLANMA DAYANIMININ İNCELENMESİ

ORJİNALLİK RAPORU

% 10	% 10	% 3	%
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	nek.istanbul.edu.tr:4444 İnternet Kaynağı	% 5
2	acikerisim.kku.edu.tr İnternet Kaynağı	% 1
3	www.ido.org.tr İnternet Kaynağı	<% 1
4	openaccess.bezmialem.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
5	9lib.net İnternet Kaynağı	<% 1
6	dfd.atauni.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
7	polen.itu.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
8	www.science.gov İnternet Kaynağı	<% 1

www.acarindex.com