

T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**SİLİKON ESASLI YUMUŞAK ASTAR MATERYALİNİN PROTEZ KAİDE
MATERYALİNE BAĞLANMA DİRENCİNİN LAZER VE KUMLAMA
YÖNTEMLERİYLE PÜRÜZLENDİRİLMİŞ YÜZEYLERDE DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. Ayşegül YALÇIN ÜNLÜYOL

TEZ YÖNETİCİSİ
Prof. Dr. Engin Kocabalkan

ANKARA
Mayıs 2009

T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**SİLİKON ESASLI YUMUŞAK ASTAR MATERYALİNİN PROTEZ KAİDE
MATERYALİNE BAĞLANMA DİRENCİNİN LAZER VE KUMLAMA
YÖNTEMLERİYLE PÜRÜZLENDİRİLMİŞ YÜZEYLERDE DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. Ayşegül YALÇIN ÜNLÜYOL

TEZ YÖNETİCİSİ

Prof. Dr. Engin Kocabalkan

Bu tez Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından 03/2007-25
proje numarası ile desteklenmiştir.

ANKARA-2009

**T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
Sağlık Bilimleri Enstitüsü**

**Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı Doktora Programı
çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından
Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.**

Tez Savunma Tarihi: 28 Mayıs 2009

**Prof. Dr. Cihan AKÇABOY
Gazi Üniversitesi
Jüri Başkanı**

**Prof. Dr. Yavuz Burgaz
Gazi Üniversitesi**

**Prof. Dr. Bülent ULUDAĞ
Ankara Üniversitesi**

**Prof. Dr. Özgül Karacaer
Gazi Üniversitesi**

**Prof. Dr. Engin KOCABALKAN
Gazi Üniversitesi**

İÇİNDEKİLER

Kabul ve onay.....	i
İçindekiler.....	ii
Resimler.....	v
Grafikler.....	vii
Tablolar.....	viii
Şekiller.....	ix
Semboller, Kısaltmalar.....	x

1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Tarihçe.....	3
2.2. Protezlerin Astarlanması.....	5
2.2.1. Sert Astar Maddeleri.....	5
2.2.2. Doku Düzenleyiciler.....	7
2.2.3. Yumuşak Astar Maddeleri.....	8
2.3. Yumuşak Astar Maddelerinin İdeal Özellikleri.....	9
2.4. Yumuşak Astar Maddelerinin Sınıflandırılması.....	10
2.4.1. Hazırlanış Şekillerine Göre Sınıflama.....	10
a. Oda Isısında Hazırlanan Yumuşak Astar Maddeleri.....	10
b. Isı Altında Hazırlanan Yumuşak Astar Maddeleri.....	10
2.4.2. Kullanım Amaçlarına Göre.....	11
a. Geçici Amaçla Kullanılan Yumuşak Astar Maddeleri.....	11
b. Daimi Amaçla Kullanılan Yumuşak Astar Maddeleri.....	12
2.4.3. Kimyasal Yapılarına Göre.....	12
2.4.3.1. Akrilik Esaslı Yumuşak Astar Maddeleri.....	14
2.4.3.1.1. Oda Isısında Polimerize Olan Akril Esaslı Yumuşak Astar Maddeleri.....	14
2.4.3.1.2. Isı Altında Polimerize Olan Akril Esaslı Yumuşak Astar Materyalleri.....	15
2.4.3.2. Silikon Esaslı Yumuşak Astar Maddeleri.....	16

2.4.3.2.1. Oda Isısında Vulkanize Olan Silikon Esaslı Yumuşak Astar Materyalleri.....	16
2.4.3.2.2. Isı Altında Vulkanize Olan Silikon Esaslı Yumuşak Astar Materyalleri.....	18
2.4.3.3. Polifosfazenler.....	18
2.5. Silikon ve Akrilik Esaslı Yumuşak Astar Maddeleri Karşılaştırması.....	19
2.6. Yumuşak Astar Maddelerinin Endikasyonları.....	21
2.7. Yumuşak Astar Maddelerinin Avantajları.....	21
2.8. Yumuşak Astar Maddelerinin Dezavantajları.....	22
2.9. Yumuşak Astar Maddelerinin PMMA'ya Bağlantı Değerlendirilmesinde Kullanılan Kavramlar	26
2.9.1. Adezyon, Temas Açısı ve Viskozite.....	26
2.9.2. Gerilim ve Gerinim.....	27
2.9.3. Bağlantı Dayanımı.....	31
2.9.3.1. Sıyırılma Dayanımı Testi.....	31
2.9.3.2. Makaslama Dayanımı Testi.....	33
2.9.3.3. Çekme Dayanımı Testi.....	33
2.10. Diş Hekimliğinde Lazer.....	33
2.10.1. Lazerin Klinik Olarak Kullanımı.....	34
2.11. Yumuşak Astar Maddelerinin Mekanik Özellikleriyle İlgili Çalışmalar.....	35
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	49
3.1. Yüzey Pürüzlülüğünün Değerlendirilmesi.....	49
3.2 Bağlantı Testleri.....	52
3.2.1 Sıyırılma Dayanımı Testi.....	52
3.2.1.1. Örneklerin Hazırlanması.....	52
3.2.1.2. Isıl İşlem Uygulaması.....	59
3.2.1.3. 180° Açıyla Sıyırma Dayanımı Deneyinin Uygulanışı.....	60
3.2.2. Makaslama Dayanımı Testi.....	62
3.2.2.1. Örneklerin Hazırlanması.....	62

3.2.2.2. Isıl İşlem Uygulaması.....	66
3.2.2.3. Makaslama Dayanımı Deneyinin Uygulanışı.....	66
3.3. İstatistiksel Değerlendirme.....	68
4. BULGULAR.....	69
4.1. Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları.....	69
4.2. Bağlantı Testleri.....	72
4.2.1. Sıyrılma Dayanımı.....	72
4.2.2. Makaslama Dayanımı.....	76
5.TARTIŞMA.....	81
6. SONUÇLAR.....	95
7. ÖZET.....	96
8. SUMMARY.....	98
9.KAYNAKLAR.....	100
10. EKLER.....	113
11.ÖZGEÇMİŞ.....	115

Resimler

Resim 1. Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesinde kullanılacak örneklerin hazırlandığı pirinç kalıp.....	50
Resim 2. Pürüzlendirme işleminden sonra örneklerin yüzey görünümü...	51
Resim 3. PMMA örneklerin hazırlanmasında kullanılan alüminyum kalıplar.....	53
Resim 4. Kumlama işleminin standardizasyonunu sağlayan sabitleyici...	54
Resim 5. Ultrasonik temizleyicideki akrilik örnekler.....	54
Resim 6. Polimerizasyonu tamamlanmış akrilik örneklerin alüminyum kalıba yerleştirilmiş hali.....	55
Resim 7: Akrilik örneklerin Molloplast-B yumuşak astar maddesinin bağlanmaması istenen yüzeyinin alüminyum folyo ile kapatılması.....	56
Resim 8. Üç mm lik boşluk oluşturacak alüminyum levhanın yerleştirilmiş hali.....	56
Resim 9. Molloplast-B'nin yerleştirileceği negatif boşluğun yakın görünümü.....	57
Resim 10. Molloplast-B yumuşak astar maddesinin kalıp içinde polimerizasyonu tamamlanmış şekli.....	57
Resim 11: Elde edilen örneğin yakından görünümü.....	58
Resim 12. Isı işlem cihaz.....	60
Resim 13. Isıl işlem uygulanan örneklerin görünümü.....	60
Resim 14. Sıyrılma dayanımı deneyi için örneğin çenelere bağlanması.....	61
Resim 15. Pirinç montaj kalıp ve akrilik ara parçaların kalıp içine yerleştirilmiş görünümü.....	64
Resim 16. Pirinç montaj kalıpların toplu görünümü.....	64
Resim 17. Pirinç kalıp ve akrilik örneklerin yakın görünümü.....	65
Resim 18. Kalıp içine yumuşak astar maddesin yerleştirilmiş durumu.....	65
Resim 19: Makaslama dayanımı testi için yapımı tamamlanmış	

örneklerin toplu görünümü.....	66
Resim 20: Makaslama dayanımı testi için çenelere bağlanan bir örnekte yumuşak astar materyali ile PMMA arasındaki bağlantının kopma anı.....	67
Resim 21. Zımparalama işlemi sonrası yüzeyin SEM görünümü (Büyütme x500).....	70
Resim 22. 50 µm alumina tanecikleri ile kumlama sonrası yüzeyin SEM görünümü (Büyütme x500).....	71
Resim 23. 250 µm alumina tanecikleri ile kumlama sonrası yüzeyin SEM görünümü. (Büyütme x500).....	71
Resim 24. Lazer uygulama yöntemiyle pürüzlendirme sonrası yüzeyin SEM görünümü (Büyütme x500).....	72

Grafikler

Grafik 1. Dört gruba ait sıyırılma dayanımı değerlerinin istatistiksel karşılaştırmasını gösteren grafik.....	74
Grafik 2. Kontrol grubunun sıyırılma deneyinde ortaya koyduğu değerlerin grafik görüntüsü.....	74
Grafik 3. 50 µm alumina ile kumlanmış yüzey grubunun sıyırılma deneyinde ortaya koyduğu değerlerin grafik görüntüsü.....	75
Grafik 4. 250 µm alumina ile kumlanmış yüzey grubunun sıyırılma deneyinde ortaya koyduğu değerlerin grafik görüntüsü.....	75
Grafik 5. Lazer uygulanmış yüzey grubunun sıyırılma deneyinde ortaya koyduğu değerlerin grafik görüntüsü.....	76
Grafik 6. Dört gruba ait makaslama dayanımı değerlerinin istatistiksel karşılaştırması.....	78
Grafik 7. Kontrol grubunun makaslama deneyinde ortaya koyduğu kuvvet değerlerinin grafik görüntüsü.....	78
Grafik 8. 50 µm alumina ile kumlanmış yüzey grubunun makaslama deneyinde ortaya koyduğu değerlerin grafik görüntüsü.....	79
Grafik 9. 250 µm alumina ile kumlanmış yüzey grubunun makaslama deneyinde ortaya koyduğu değerlerin grafik görüntüsü.....	79
Grafik 10. Lazer uygulanmış yüzey grubunun makaslama deneyinde ortaya koyduğu değerlerin grafik görüntüsü.....	80

Tablolar

Tablo 1. Yüzey pürüzlendirme işlemine göre yapılan gruptama.....	51
Tablo 2. Sıyırılma dayanımı deneyi için örneklerin gruptandırılması.....	59
Tablo 3. Makaslama dayanımı deneyi için örneklerin gruptandırılması.....	63
Tablo 4. Yüzey Pürüzlülüğü.....	69
Tablo 5. Sıyırılma Dayanımı Testi Bulguları.....	73
Tablo 6. Makaslama Dayanımı Testi Bulguları.....	77

Şekiller

Şekil 1. Gerilim-zorlama grafiği.....	28
Şekil 2. Gerilim-zorlama eğrisinin altındaki alanlar.....	31
Şekil 3. Birbirlerine yapıştırılan biri esnek, diğeri rijit iki malzemeden hazırlanan deney parçasının 180° açıyla sıyrılma deneyi için şematik diyagram.....	32
Şekil 4. Tipik sıyırma kuvveti eğrisi.....	32
Şekil 5. 180° sıyrılma deneyi için standart örnek şekli.....	52
Şekil 6. Makaslama dayanımının ölçülmesi için hazırlanan örneklerin şematik görünümü.....	62

Semboller, Kısaltmalar

PMMA	polimetilmetakrilat
TS	Türk standardı
ASTM	American society for testing and materials
SEM	Scanning electron microscope
R_a	ortalama pürüzlülük
µm	mikrometre
mm	milimetre
cm	santimetre
°C	santigrat derece
λ	dalga boyu
CO₂	karbondioksit
Er: YAG	Erbium Yittrium Alüminyum Garnet kristali
Nd: YAG	Neodmiyum Yittrium Alüminyum Garnet kristali
Er,Cr: YSGG	Erbium Kromium Yittrium Scandium Gallium Garnet kristali
S	gerilim
F	kuvvet
A	alan
L	uzunluk
kg	kilogram
N	newton
Pa	paskal
MPa	mega paskal
PC	penetrasyon katsayısı
ξ	yüzey gerilimi
θ	temas açısı
η	viskozite

1. GİRİŞ

Dokuların devamlılığının ve bütünlüğünün korunması protez yapımında yerine getirilmesi gerekli temel şarttır. Başarı bir bütün olarak, uygulanan protezin estetiğine, fonksiyonuna ve doku uyumuna bağlıdır.

Yumuşak ve sert dokuların sağlıklı olabilmeleri, devamlılıklarını koruyabilmeleri için gelen basıncın fonksiyonel sınırlar içinde aralıklı ve kısa süreli olması gerekir. Böylece kan dolaşımı uyarılmış, kemik dokusunda yeni kemik yapım faaliyeti arttırılmış olur^{1,2}.

Uzun yıllardan beri diş hekimliği uygulamalarında kullanılmak üzere yeni maddeler geliştirilmektedir. Yumuşak astar maddeleri de protetik restorasyonların kullanımında ortaya çıkan bir takım sorunların giderilmesinde kullanılan maddelerden biridir. Yumuşak astar maddeleri lokal basınç alanlarının oluşumunu azaltmak ve destek dokular üzerine gelen oklüzal kuvvetleri eşit olarak dağıtmak amacıyla protezin iç yüzeyine uygulanan yumuşak polimerlerdir. Ağızda yumuşaklıklarını ve akrilik kaideyle bağlantılarını korudukları sürece masaj etkisi yaparak kan dolaşımını düzenler ve protez kaide plağı altında biyolojik hücre faaliyetlerinin normal devam etmesini sağlarlar^{3,4}.

Yumuşak astar maddeleri, sahip oldukları yetersizlikleri gidermek amacıyla ilave edilen katkı maddelerinin yarattığı sorunlar nedeniyle hareketli protezler altında başlangıçtaki özelliklerini koruyamamaktadır. Su emilimine bağlı hacimsel değişiklik gösterme, zamanla esnekliklerini kaybetme, mantar üreme ve renk değişikliğine uğrama gibi sorunlarla karşı karşıya kalmaktadır^{5,6}. Fonksiyonel hareketler sırasında protezlerde meydana gelen yer değiştirme, ağız içindeki nemli ortam ve ısı farklılıklar protez kenarından yumuşak astar materyalinin

sıyrılmasına sebep olabilmektedir. Bunun sonucunda da protez zaman zaman kullanılamaz duruma gelmekte ve başarısızlık ortaya çıkmaktadır. Protezini yenilemek zorunda kalan hasta hem para hem de zaman kaybına uğramaktadır. Bu nedenle tam ve bölümlü protezler altında astar maddesi kullanımı, destek dokuların sağlığı açısından son derece yararlı ve gerekli olmasına rağmen rutin uygulamada çekingen davranılmaktadır.

Silikon esaslı yumuşak astar maddelerinin yapıları gereği akril esaslı olanlara göre PMMA protez kaidesine bağlantıları zayıftır. Bu sorun polimerlerin ıslanmasını ve bağlanmasını mekanik ve kimyasal yolla artırmakla çözümlenmeye çalışılmaktadır⁷⁻¹². Çalışmanın amacı; Molloplast-B yumuşak astar materyalinin, PMMA protez kaidesine bağlanmasında, kaideye uygulanan farklı yüzey pürüzlendirme yöntemlerinin etkisini araştırmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Tarihçe

1869 yılında Twitchell tarafından kullanılan yumuşak lastik bilinen ilk yumuşak astar materyalidir¹³. 1940'ların hemen öncesinde “velum” olarak bilinen yumuşak doğal lastiğin vulkanit ile birlikte obturatörler ve alt çene protezleri için kaide astarı olarak kullanılmaya başlamasına kadar geçen sürede başka bir yumuşak astar materyali tanımlanmamıştır¹⁴. Ancak bu madde yüksek su emme özelliği nedeniyle belirli bir süre sonunda bozulup dokulara uyumsuz hale geldiği için kullanımdan kalkmıştır.

İlk sentetik reçine olan polivinil klorürün yumuşak astar materyali olarak kullanılabilmesi için plastikleştirici bir ajana gereksinim duyulmuştur. Matthews 1945 yılında polivinil klorür tozunu di-n-bütıl fitalat plastikleştirici likidi ile yüz protezlerinin materyal patı olarak uygulamış ve ayrıca kronik mukoza irritasyonları olan hastalarda da polivinil klorür kullanılmıştır¹⁵. Aynı araştırmacı materyalin kullanımı ile bazı hastalarda tam protez kaidesi altındaki vurukların iyileştiğini de gözlemlemiştir. Lammie ve Storer¹⁶ difütilfitalat ile plastikleştirilmiş polivinil klorürü kullanmakla birlikte bu materyalle elde ettikleri sonuçları yeterli bulmamışlardır. Bunun nedeni, plastikleştirici ajanın materyalin dışına sızarak 6-12 ay gibi kısa sayılabilecek bir sürede sertleşmeye neden olmasıdır. Dioktil fitalat ise ortamda plastikleştirici olarak kullanıldığında polivinil klorür yumuşaklığını daha uzun süre koruyabilmiştir^{13,17}.

1940'ların sonunda Nelson vinil klorasetat için bütıl fitalat ve bütıl glikolat kullanmıştır¹³. Araştırmacı plastikleştiricilerin astar ile polibütıl metakrilat protez kaidesi arasındaki adezyonu güçlendirdiğini, materyalin

bünyesinden dışarıya fazla sızmadığını böylece astarın daha uzun süre yumuşaklığını koruduğunu gözlemlemiştir. Lammie ve Storer¹⁶ ise bu materyali aşırı boyutlarda su emmesi, sertleşmesi ve çatlamasında dolayı yetersiz bulmuştur. Aynı araştırmacılar Plastupalate isimli 35 hacim metil metakrilata 65 hacim bütül ester akrilik asidin eklenmesiyle oluşan, protez kaidesiyle birlikte muflalanabilen ve tabakalar halinde bulunan bir ürün tanıtmışlardır. Ancak akrilik protez kaidesiyle arasındaki bağın yeterince güçlü olmaması ve aşınma direncinin düşük oluşu bu materyalin kullanımını sınırlamıştır.

1961 yılında hidrofilik jel bazlı glikol metil akrilat ester kimyasındaki Softdent yumuşak astar materyali Witchter ile Lim tarafından geliştirilmiştir¹³. Bu materyal suya doyurulduğunda şişmeye başlayarak yumuşak hale gelmektedir. Yapılan klinik ve laboratuvar çalışmalarının sonucunda materyalin hacminin sürekli değişmesi nedeniyle yumuşak astar olarak kullanılması konusunda şüpheler oluşmuştur. Bunun sonucunda da ürün kullanımdan kaldırılmıştır^{13,18}.

Polidimetilsiloksan silikon lastik materyalleri ise 1958 yılından beri kullanılmaktadır^{13,17,18}. Önceleri protez kaidesinden ayrı hazırlanarak kaideye yapıştırılan bu materyaller daha sonraları polimetilmetakrilat ile oda ısısında muflalanabilme özelliği kazanmıştır. Ancak aşırı miktarda su emmeleri sonucu protez kaidesiyle bağlarının bozulması bu materyallerin de kullanımını kısıtlamıştır¹⁸.

Günümüzde gelişen teknoloji ile birlikte yumuşak astar materyalleri o kadar çok çeşitlilik kazanmıştır ki değişik kullanım amaçlı ve farklı yapılardaki bu yumuşak astar materyallerini sınıflamak bir zorunluluk haline gelmiştir.

2.2. Protezlerin Astarlanması

Protez kaide maddeleri çeşitli tiptedirler ve farklı amaçlarla kullanılırlar. Bazen protezin doku ile temas eden yüzeyinin daha iyi bir uyum için yenilenmesi gerekebilir. Bu durumda iki seçenek vardır: Ya tüm protez yenilenerek değiştirilir veya eski protezin içi soğuk akrilikle astarlanır. Bazı durumlarda ise travmatize olmuş dokunun yumuşak bir astar maddesi ile desteklenmesi, yumuşak dokular üzerinde zedeleyici yaralayıcı etkilerin ortadan kalkmasına yardımcı olur. Kimi hastalar sert protez kaidesine tahammül edemez, bu nedenle protezin iç yüzeyinin yumuşak bir madde ile astarlanması gerekir^{19,20}.

Yukarıda belirtilen şartları sağlayan materyaller üç gruba ayrılır:

1. Sert astar maddeleri
2. Doku düzenleyiciler
3. Yumuşak astar maddeleri

2.2.1. Sert Astar Maddeleri

Bu bölümde ele alınan materyaller protezin klinik ortamda astarlanmasına olanak verir. Kullanılan metot laboratuvarda yapılan astarlama ve kaide yenilenmesi işlemlerinden ayırt edilmelidir. Laboratuvarda protez kaidesinin büyük bölümü sıcak akrilik ile yer değiştirilir.

Materyaller genel olarak toz ve likit olarak kullanıma sunulmuştur. Piyasada iki tip materyal vardır. İkisi arasındaki en önemli fark likit içindeki monomerdir. Birinci tipte likit metil metilmetakrilat monomeri, 2. tipte ise bütül metakrilat monomeridir. Her iki materyal de soğuk akrilikler sınıfına girer, oda veya ağız ısısında hemen polimerize olurlar.

Tip 1 materyallerin en büyük dezavantajı metil metakrilat monomerinin ağız dokularına direkt temas etmesidir. MMA'nın irrite edici olduğu bilinmektedir ve hastalarda duyarlılık oluşturarak daha sonra alerjik reaksiyonlara neden olabilirler. Tip 2 materyalinin likiti olan bütülmetakrilat monomerinin çok daha az irrite edici olduğu bilinmektedir.

Hem Tip 1 hem de Tip 2 akrilikler düşük cam transisyon (T_g) ısısına sahiptir. Çünkü Tip 1 materyalinde plastizörler bulunur, Tip 2'de ise daha yüksek metakrilatlar (etil ve bütül) kullanılır. Eğer astarlama işlemi için protez kaidesinden çok fazla madde kaldırılırsa, düşük olan T_g protezin boyutsal stabilitesinin bozulmasına neden olabilir.

Toz ve likit karıştırılırken hava kabarcıkları kitle içinde hapsoldüğünden astar maddeleri poröz yapıdadır. Görünümleri iyi değildir ve bazı hastaların böyle bir protezi kabul etmesi zordur.

Direkt astar maddelerine yöneltilen bir başka eleştiri ise protezin dikey boyutunun yükselmesidir. Hekim astarlama sırasında astar kalınlığını kontrol etmekte zorlandığından protezin dikey boyutunun artacağı ileri sürülür. Protezin kalınlığının artması free way space'in azalmasına yol açacağı için bu önemli bir sorundur. Direkt astar maddeleri, kötü uyumlu bir protez için sadece geçici bir çözüm olarak görülmelidir²⁰⁻²².

2.2.2. Doku Düzenleyiciler

Doku düzenleyiciler protezin mukoza ile temas eden yüzeyine uygulanan yumuşak astar maddeleridir. Doku düzenleyicilerin çeşitli uygulamaları vardır. Örneğin kötü uyumlu bir protezden dolayı yumuşak dokular travmatize olmuşsa hekim yeni protez yapmadan önce bu durumu düzeltmek ister. İdeal olarak hastanın protezini bir müddet kullanmaması istenir fakat bu pek pratik bir uygulama değildir. Bu durumda protezin iç bölümüne yerleştirilen bir tabaka doku düzenleyici amortisör işlevi görerek yumuşak dokuların iyileşmesini sağlar²³.

Doku düzenleyiciler cerrahi işlem geçiren hastaların protezlerine de uygulanır. Bu işlem ağrıyı azaltırken yaranın travmatize olmasını da engeller.

Doku düzenleyiciler fonksiyonel ölçü maddesi olarak da kullanılırlar. Protezin doku ile temas eden yüzeyine bir tabaka doku düzenleyici uygulanır ve hastanın protezini bu şekilde birkaç gün kullanması istenir. Belirlenen sürenin sonunda fonksiyonel ölçü alınmış olur.

Materyal birbiri ile karıştırılan toz ve likitten oluşur. Eritici ve plastizörün likit içindeki oranları üründen ürüne değişmektedir. Toz genellikle pigment ihtiva etmez ve beyaz renktedir. Bu sayede pembe renkli protez kaidesinden kolaylıkla ayırtedilebilir.

Likidin monomer, tozun başlatıcı ihtiva etmemesi önemlidir. Toz ve likit karıştırılınca yalnızca fiziksel bir olay meydana gelir. Eritici küçük polimer küreciklerini eritirken büyük küreler eritici içinde şişerek plastizörü taşıyan bir ortam oluştururlar.

Doku düzenleyiciler başlangıçta çok yumuşak materyallerdir. Karıştırmadan 1 saat sonraki başlangıç elastiklik modülüsleri yaklaşık 0.05 MPa'dır. Normal akrilik kaidelerde elastiklik modülüs değeri 2000 MPa'dır. Ancak bu materyaller daimi olarak yumuşak kalmazlar. Bileşimlerindeki plastizörler ve alkol tükürük içine sızar. Materyalin amortisör görevini göremeyeceği sertliğe ulaşması için geçen süre, kullanılan ürüne göre birkaç günden birkaç haftaya kadar değişir. Başlangıçta yumuşak olan materyaller daha hızlı, sert olanlar ise daha yavaş sertleşir. Materyal dokular düzelinceye kadar 2-3 günde bir yenilenmelidir. Bu materyallerin en önemli özelliği likidin akrilik monomeri içermemesidir²³.

2.2.3. Yumuşak Astar Maddeleri

Geçici olanları doku düzenleyicilerinin etkilerine sahiptir. Sertleşme sonrası doku düzenleyicileri kadar yumuşak değildirler ancak yumuşaklıklarını daha uzun süre korurlar. Bu süre 1-2 ay kadar olabilir. Kullanımları doku düzenleyicileri gibidir, ancak daha yavaş sertleştiklerinden onlar kadar sık değiştirilmezler. Yumuşak astar maddeleri yenilenmenin 2-3 günde bir yapılamayacağı durumlarda bazen doku düzenleyicilerinin yerine kullanılmaktadır.

Daimi yumuşak astar maddeleri genellikle sert kaide maddelerine tahammül edemeyen hastalarda kullanılır. Daimi yumuşak astar maddelerinde aranan şartlar doku düzenleyiciler ve geçici astar maddelerinden daha ciddidir. Çünkü daha uzun süre işlev yapmaları beklenmektedir. Bu maddeler protezin kullanımı esnasında daimi olarak yumuşak kalmalıdır²⁴⁻²⁹.

2.3. Yumuşak Astar Maddelerinin İdeal Özellikleri

Kendilerinden beklenen işlevleri istenilen düzeyde yerine getirebilmeleri için yumuşak astar maddeleri aşağıdaki özelliklere sahip olmalıdır.

1. Uygulaması kolay olmalı,
2. Sert kaide maddesi ile bağlantısı yeterli olmalı,
3. Boyutsal stabilitesi yeterli olmalı,
4. Yumuşaklığını ve esnekliğini devamlı koruyabilmeli,
5. Çiğneme kuvvetleri altında ezilmemeli ve çatlama göstermemeli,
6. Rengi sabit kalmalı, zamanla lekelenme olmamalı,
7. Tadı ve kokusu güzel olmalı,
8. Su emmemeli ve mikroorganizmaların barınmasına olanak sağlayacak şekilde porözite göstermemeli,
9. Sağlığa zararlı maddeler içermemeli,
10. Abrazyona karşı dirençli olmalı,
11. Toksik olmamalı, destek dokularda alerji ve irritasyona sebep olmamalı,
12. Kolay temizlenebilmeli,
13. Tesviye ve polisajı kolay yapılabilmesi,
14. Tamiri kolay olmalıdır¹⁶⁻²⁰.

2.4. Yumuşak Astar Maddelerinin Sınıflandırılması

2.4.1. Hazırlanış Şekillerine Göre Sınıflama

a. Oda Isısında Hazırlanan Yumuşak Astar Maddeleri

Oda ısısında hazırlanan (otopolimerize) yumuşak astar maddeleri birkaç hafta veya en çok birkaç ay kullanılabilirler. Bu nedenle geçici yumuşak astar maddeleri olarak bilinirler. En büyük avantajları çok kısa sürede hazırlanabilmeleridir¹⁹. Isı ile polimerize olan yumuşak astar maddelerinden farklı olarak çapraz bağlantı ile sertleşmezler. Bunun yerine jel formunu alırlar¹⁷. Bu maddelerin doku dostu oldukları ifade edilse de, yapılan in vivo ve in vitro çalışmalar, aşırı miktarda alkol ve ester sızdırdıklarını göstermiştir¹⁹.

b. Isı Altında Hazırlanan Yumuşak Astar Maddeleri

Bu tür astar maddelerinin 1 yıl kullanılabilmesi, iyi hizmet vermesi demektir. Sonrasında protez kaidesinden ayrılırlar. Isı altında polimerize olan daimi yumuşak astar maddelerinin fiziksel özellikleri zamanla değişkenlik gösterir. Bu değişiklikler; sertleşme, poröz yapının oluşması ve mikro organizmaların yerleşmesi için ortam oluşturarak kötü kokuya sebep olmasıdır. Böylece sadece etkinliklerini kaybetmekle kalmaz, zararlı da olurlar²⁰.

2.4.2. Kullanım Amaçlarına Göre Sınıflama

a. Geçici Amaçla Kullanılan Yumuşak Astar Maddeleri

Geçici yumuşak astar maddeleri, yeni protez yapıncaya kadar kötü uyumlu protezlerin uyumunu düzeltebilir. Teşhis amacıyla kullanılabilirler. Böylece hastanın yumuşak astar maddesinden faydalanıp faydalanamayacağı anlaşılır^{21,22}.

Oda sıcaklığında hazırlanırlar ve kullanım süreleri bir kaç haftadır^{15,21}. Geçici astarların yapısı temelde yüksek plastikleştirici ilave edilmiş akrilik reçinelerdir. Toz ve likitten oluşurlar. Tozun içinde polidimetil metakrilat ya da polidimetil metakrilatın bir ko-polimeri; likitte ise yüksek molekül ağırlıklı alkol ya da etanolla seyreltilmiş aromatik ester bulunur, monomer bulunmaz²².

Bu materyaller doku düzenleyicilerinin özelliklerine sahiptirler. Doku düzenleyiciler gibi visko elastiktirler ve dinamik yük altında yastık görevi görürler. Polimerizasyon sonrasında, doku düzenleyicileri kadar yumuşak değildirler; ancak yumuşaklıklarını daha uzun süre korurlar, yavaş sertleştiklerinden onlar kadar sık değiştirilmezler²¹.

Geçici yumuşak astar maddelerinin daimi yumuşak olanlardan farkı; geçicilerin yük altında visküz akış özelliği göstermesidir. Doku konturları değiştikçe kendi konturları da değişir, uyumları bozulmaz. Geçici yumuşak astarlar 3-4 günde plastik özelliklerini yitirmeye başlar ve 4-8 haftada bu özelliği tamamen kaybolan madde sert, pürüzlü bir hal alır. Bu nedenle geçici yumuşak astar maddeleri en fazla 15 gün kullanılmalıdır²².

Bu maddelerin pürüzlü yüzeye sahip olması artıkların birikimine yol açmaktadır. Sonuçta *Candida albicans* ve diğer bazı organizmaların yüzeyde tutulumu artarak; protez stomatitisi, oral, gastrointestinal enfeksiyonlara yol açabilmektedirler²³.

b. Daimi Amaçla Kullanılan Yumuşak Astar Maddeleri

Daimi yumuşak astar maddeleri genellikle kaide maddelerinin sertliğinden dolayı sorun yaşayan hastalarda kullanılır. Problem genellikle düzensiz mandibuler kretin, rezilient olmayan ince bir mukoza ile kaplı olduğu durumlarda ortaya çıkar. Bu tür krete gelen çiğneme kuvvetleri, destek dokularda ağrıya yol açar. Yumuşak astar tabakası, fonksiyon esnasında protezin destek dokular üzerinde oluşturduğu ağrı duyusunu ortadan kaldırdığından, hastanın protezini kullanabilmesini sağlar. Isı ile polimerize edilen bu maddelerin kullanım süreleri 6 ay ile 5 yıl arasında değişir^{15,22,23}.

2.4.3. Kimyasal Yapılarına Göre Sınıflama

Kimyasal yapılarına göre yumuşak astar maddeleri çeşitli araştırmacılar tarafından farklı şekillerde sınıflandırılmıştır.

Kimyasal yapılarına göre yumuşak astar maddeleri, Zaimoğlu ve arkadaşları²⁴ tarafından;

- a. Akrilik esaslı reçineler
- b. Vinil reçineler
- c. Silikon lastikler, olarak sınıflandırılmıştır.

Richard von Noort²⁵, sınıflandırmayı;

- a. Silikon lastikler
- b. Akrilik esaslı yumuşak astarlar
 - Zamanla plastikleştiricileri sıyan sistemler
 - Polimerize plastikleştiricili sistemler, olarak yapmıştır.

Braden ve arkadaşları⁴;

- a. Akrilik materyaller
 - Isı altında polimerize olan akrilik materyaller
 - Oda ısısında polimerize olan akrilik materyaller
- b. Silikon elastomerler
 - Isı altında vulkanize olan silikon
 - Tek pat silikon lastik
 - İlave polimerizasyonlu silikon lastik
 - Fluorosilikon
- c. Polifosfazen elastomerik sistem
- d. Deneysel sistemler
 - Doğal lastik (Polimetil metakrilat (PMMA) kopolimer sistem)
 - Toz halinde elastomer eklenmiş akrilik sistem
 - Fluoropolimer, şeklinde sınıflandırma yapmışlardır.

Senih Çalikkocaoğlu¹⁵;

- a. Doğal kauçuk
- b. Polivinil reçineler
- c. Hidrofilik polimerler
- d. Poliüretanlar

e. Yumuşak akrilikler

e.1. Oda sıcaklığında polimerize olan yumuşak akrilikler

e.2. Isı altında polimerize olan yumuşak akrilikler

f. Silikon esaslı bileşimler

f.1. Oda ısısında vulkanize olan elastomerler

- Katalizör ilavesi ile vulkanize olan silikonlar
- Nem ile vulkanize olan silikonlar

f.2. Isı altında vulkanize olan elastomerler,

olarak sınıflandırmıştır.

2.4.3.1. Akrilik Esaslı Yumuşak Astar Maddeleri

2.4.3.1.1. Oda Isısında Polimerize Olan Akrilik Esaslı Yumuşak Astar Maddeleri

Bu maddeler birkaç hafta veya birkaç ay kullanılabilirler. En büyük avantajları çok kısa sürede hazırlanıp uygulanabilmeleridir²⁶.

Oda sıcaklığında polimerize olan yumuşak astar maddelerinde toz; sentetik bir polimer olan polietilmetakrilat veya polimetilmetakrilattır. Polimer, % 60-80 oranında dibütil fitalat (phthalate) gibi plastikleştirici içerir. Likitte % 6-40 etil alkol bulunur. Bu madde polimerin benzol esteri olan çözücü tarafından daha kolay eritilmesini sağlar^{27,28}. Bu grupta yumuşak astar maddesinin polimerizasyonunun fazları sırasıyla şöyledir. Birinci faz; ilk karıştırma, akıcı sıvı haldir. ikinci faz; viskozite artışı, etanol ve şekil vericilerin reaksiyona girmesidir. Üçüncü faz; jelin sertleşmesi, plastik özellik kazanmasıdır. Dördüncü faz; etanol kaybı, su emmedir. Beşinci faz; sertleşme, pürüzlenme ve bozulmadır^{28,29}.

Oda ısısında polimerize olan yumuşak akrilikler daha fazla artık monomere sahiptirler ve geçici yumuşak astar maddesi olarak kullanılırlar²⁹.

2.4.3.1.2. Isı ile Polimerize Olan Akrilik Esaslı Yumuşak Astar Maddeleri

Hazır akrilik tabakalar ve toz-likit sistemleri şeklinde bulunur.

Hazır Akrilik Tabakalar

Akrilik protez kaidesine akrilik bir çözücü ile bağlanan polietil metakrilat ve poli asetat kopolimerlerinden oluşan tabakalardır. Bu kopolimerler yüksek su emilimi ve içeriğinin, çözünme sonucu bozulması nedeniyle daimi yumuşak astar maddesi olarak kullanılmazlar^{26,30}.

Toz-Likit Sistemleri

Toz bileşimi, polietil metakrilat veya bütül metakrilat grenleri, başlatıcı olarak kullanılan benzoil peroksit ve pigmentlerden oluşur. Likit metil, etil veya N-bütül metakrilat ve plastikleştirici karışımından ibarettir¹⁵.

Plastikleştirici olarak isimlendirilen maddeler ana maddeye yumuşaklık sağlar. Bunların ana madde içinde az veya çok miktarda olması monomerin veya polimerin yapısına bağlıdır. Sertleşmeye geçiş dereceleri düşük olan monomerler kullanıldığı zaman daha az oranda plastikleştirici gerekir. Akrilik esaslı yumuşak astar maddelerinin sorunlarından biri yapılarındaki bu plastikleştiricilerin zaman içinde çözünmesidir. Plastikleştiriciler çözüldükçe elastiklik özelliği azalır ve

madde zamanla sertleşir. Bunu önlemek için polimerize olan plastikleştiriciler kullanılabilir ya da plastikleştirici kullanmadan yüksek akril metakrilat esterleri, toz hale getirilmiş elastomerlerle karıştırılabilir^{15,21,25}.

2.4.3.2. Silikon Esaslı Yumuşak Astar Maddeleri

2.4.3.2.1. Oda Isısında Vulkanize Olan Silikon Esaslı Yumuşak Astar Maddeleri

Genellikle geçici yumuşak astar maddesi olarak kullanılırlar. Bu silikonların en büyük dezavantajı bağlayıcı bir ajan kullanılmasına rağmen akrilik kaide plağı ile zayıf bağlantı oluşturmalarıdır. Temizleme ve polisaj işlemleri güçtür. Bu nedenle madde yüzeyinde *Candida* ve mikroorganizma tutulumu çok fazladır. Uzun süre yumuşak kalabilmeleri ise avantajlarıdır^{15,21}.

Oda ısısında vulkanize olan silikonların iki tipi de yumuşak astar maddesi olarak kullanılmaktadır. Bunlar ilave ve kondanse tip elastomerlere benzerler²¹.

İlave Polimerizasyonlu Silikonlar:

İlave polimerizasyonlu silikonlar, son zamanlarda kullanılmaya başlanan yumuşak astar maddeleridir. Bunların yapısı ve sertleşme reaksiyonu, ölçü alma işleminde kullanılan ürünlere çok benzer ve iki pat halinde bulunurlar. Patlar eşit miktarlarda karıştırılmalıdır²¹.

Kondanse Silikonlar:

Kondanse silikon tipleri genellikle pat ve likitten oluşmaktadır. Pat, hidroksil grubunu taşıyan polidimetil siloksan likit polimerini ve inert dolgu maddesini içerir. Likit ise, tetra etil silikat gibi çapraz bağlayıcı ajan ile dibütil kalay dilaurate gibi organokalay bileşimli bir katalizörden meydana gelir. Pat ile likit karıştırıldığında bir kondenzasyon çapraz bağlanma reaksiyonu oluşur. Bu reaksiyonun yan ürünü olarak alkol açığa çıkar. Çapraz bağlantı, patın lastiğe dönüşümünü sağlar^{15,21}.

Astar maddelerine uygun hacmi, viskoziteyi sağlamak ve yumuşak polimerik kor yapısına direnç kazandırmak için doldurucular kullanılır. Genellikle bu amaç için “diatomaceous” toprak kullanılmaktadır. Ancak bu madde yüksek oranda su emilimi göstermektedir. Su içeriği arttıkça doldurucu partiküllerin büyüklüğü hızla artmaktadır. Sonuçta yumuşak polimerlerin fiziksel özelliklerinde ve boyutlarında önemli değişiklikler olmakta ve yumuşak astar maddelerinin bağlandığı akrilikle bir adezyon meydana gelmektedir³¹⁻³³.

Ağız mantarlarının kolonizasyonuna engel olmak için pek çok silikon bazlı ürüne % 1.5 oranında çinko undesilenat (zinc undecylenate) katılmaktadır. Çinko undesilenat ve katalizör olarak kullanılan dikloro benzoil peroksit (dichloro benzoylperoxide) kimi hastalarda aşırı duyarlılık reaksiyonuna neden olabilmektedir. Bazı silikon yumuşak astar maddelerinde ayrıca *Candida albicans*'ın üremesini engelleyen bibütil kalay dilaunat katalizörü bulunur. Kalay tabakası protez yüzeyinden yıkanana kadar etkisini devam ettirir. Bu dezavantajlara ilave olarak, silikon bazlı yumuşak astar maddesi kullanan hastalar hipoklorit içeren protez temizleyicilerini kullanmamaya dikkat etmelidirler. Hipoklorit içeren temizleyiciler, yumuşak astar maddelerinin yüzeyinde hızla ve genellikle onarılması güç çözümler ve hasarlar oluşturabilmektedir^{34,35}.

2.4.3.2.2. Isı Altında Vulkanize Olan Silikon Esaslı Yumuşak Astar Maddeleri

Isı altında vulkanize olan silikonlar, çapraz bağlantılı bir polidimetil siloksan polimeri olup genellikle tek bir pat veya jel olarak kullanılırlar. Bu madde aslında sıvıdır, fakat silika gibi dolgu maddeleriyle pat haline getirilmiştir. Patın içinde bir oksijen katalisti olan benzol peroksit de vardır. Isı ile parçalanarak bu madde serbest köklerin oluşmasına ve reaksiyonun başlamasına sebep olur. Bu tip silikonlar protezin yapımı sırasında protez ile birlikte muflaya yerleştirilir^{21,25}.

PMMA protez kaidesi ile bağlantı; silikon polimer, uçucu bir çözücü içindeki polimetil siloksan veya akril silan bağlayıcı ajanlar ile sağlanır. Fakat bağlantı çok zayıf olur ve ayrılma kısa süre içinde gerçekleşir^{17,25}.

2.4.3.3. Polifosfazenler

Yapılarına göre polimerler organik ve inorganik olarak sınıflandırılırlar. Ana zinciri karbona dayalı olan polimerlere organik polimerler, ana zincirinde karbon atomu bulunmayan silisyum, fosfor, kükürt gibi atomlar bulunan polimerlere ise anorganik polimerler adı verilir. Sakız ağacından üretilmiş bir yarı organik fosfazen floroelastomeri olan polifosfazen, akrilik ve silikondan farklı yapıda son yıllarda kullanılmaya başlanan bir maddedir.

Belirli kalınlıkta, polimerize olmaya hazır plaklar halinde üretilmiştir. Sert ve yumuşak olmak üzere iki şekli vardır. Her iki şeklinin de aynı protez kaide plağı altında beraberce kullanılması mümkün olabilir. Böylece alveol kret tepesi gibi ağrının sıklıkla görüldüğü alanlara yumuşak

olan cinsi; protez kenarlarına ve kaidenin iç yüzlerine sert olan cinsi yerleştirilebilir. Uygulaması ısı ile sertleşen silikon ürünleriyle benzerdir. Önerilen sertleşme süresi 74°C de 8 saattir. 74°C de 2,5 saat ve takiben 100°C de 30 dakika sertleşmede bir başka hazırlama biçimidir^{15,36}.

2.5. Silikon ve Akrilik Esaslı Yumuşak Astar Maddelerinin Karşılaştırması

Günümüzde tam ve hareketli bölümlü protezler için önerilen astar maddeleri silikon ve akrilik esaslı olanlardır. Bu nedenle her iki materyalin bilinçli kullanımı için özelliklerinin karşılaştırılması gerekir. Silikon ve akrilik esaslı yumuşak astar maddeleri arasındaki farklar aşağıdaki gibi sıralanabilir:

Daimi Yumuşaklık Farkı

Silikon esaslı yumuşak astar maddeleri, akrilik esaslı olanlara göre daha uzun süre yumuşaklıklarını koruyabilirler. Bu fark silikonların doğal yapılarının yumuşak olmasından kaynaklanır. Oysaki akrilik esaslı yumuşak astar maddelerinin içine plastikleştirici katarak yumuşaklık sağlanmaktadır. Erken dönemde en yumuşak olanı, oda ısısında polimerize olan akrilik esaslı yumuşak astar maddeleridir, fakat plastikleştiricilerin zamanla sızması sonucu sertleşme görülür³⁷⁻³⁹.

Kaide Plağına Bağlanma Farkı

Akrilik esaslı yumuşak astar maddeleri yapıları gereği PMMA kaideye daha iyi bağlanmaktadır. Protez kaidesi ile yumuşak astar maddesi arasındaki bağlantı ısıyla vulkanize olan silikonlar için de yeterlidir. Ancak oda ısısında vulkanize olan silikon astar maddelerinin

protez kaidesinden ayrılma eğilimi yüksektir. Yapışmayı sağlamak için kullanılan bazı maddelere rağmen ayrılma önlenememektedir. Bu nedenle protezin kenarlarında astar maddesinin sert kaide içinde bitirilmesi önerilir. Bu yönetime kutulama denir⁶⁻⁸.

Su Emilimi Farkı

Akrilik esaslı yumuşak astarlar, silikon yapısında olanlara göre daha çok su emerler. Bu durum yapılarındaki yumuşaklık veren maddelerin dışarı sızmasıyla beraber oluşmakta ve sonuçta astar maddesi sertleşmektedir^{40,41}.

Mantar Üremesi Farkı

Silikon esaslı yumuşak astar maddeleri genelde mantar türü mikroorganizmaların üremesine daha çok sebep olurlar. Bu durum, materyalin yapısal özelliği ile ilgili olduğu kadar, hastanın protezini temizlemesiyle de ilgilidir⁴².

Elastikiyet Farkı

Silikon esaslı yumuşak astar maddeleri, yumuşak akriliklere oranla daha elastiktirler. Andırkatlı vakalarda akrilik esaslılara oranla daha başarılı kullanılabilirler⁴³⁻⁴⁵.

Yırtılma Farkı

Silikon esaslı yumuşak astar maddeleri düşük yırtılma direncine sahiptirler⁴⁶.

2.6. Yumuşak Astar Maddelerinin Endikasyonları

Yumuşak astar maddelerinin kullanımı için çeşitli endikasyonlar vardır. Bunlar;

1. İleri derecede senil atrofi görülen alt tam protez vakaları,
2. Bilateral andırkat olan vakalar,
3. Doku iyileştirici madde olarak,
4. Fonksiyonel ölçü maddesi olarak,
5. Yarı sürekli astar maddesi olarak,
6. Relief alanları,
7. Tek protez vakaları,
8. Bruksizm vakaları,
9. İmplant protezi öncesi,
10. Cerrahi işlem sonrası tampon olarak,
11. Obtüratör ve epitez yapımı,
12. Xerostomia vakaları,
13. Kaide plaklarının stabilizasyonu,
14. Diagnostik amaçla,
15. Serbest sonlanan vakalar,
16. Sistemik hastalıkların destek dokular üzerindeki muhtemel olumsuz etkilerinin önlenmesinde,
17. Radyoterapi görmüş hastalarda,
18. Protezin perifer genişliğinin artırılmasındadır^{2-4,30-32,47}

2.7. Yumuşak Astar Maddelerinin Avantajları

1. Tutuculuğu artırır.
2. Aşırı basınçları absorbe ederek rezorbsiyonu azaltır.

3. Sağlığını kaybetmiş ancak bu durumun dönüşebilir düzeyde olduğu vakalarda destek dokular üzerinde vibromasaj etkisi ile kan dolaşımını uyararak kısa sürede iyileşme sağlarlar.

4. Protez kaide plağı altındaki destek dokularda biyolojik hücre faaliyetinin normal olarak devamını sağlarlar^{4,5,15,21,26,31}.

Yumuşak astar maddelerinin avantajlarının geçerli olabilmesi için esnekliklerini devam ettirmeleri gerekir. Aksi takdirde avantaj söz konusu olmadığı gibi bunlar dezavantaja da dönüşebilir.

2.8. Yumuşak Astar Maddelerinin Dezavantajları

Maliyet ve Yapım Problemleri

Yumuşak astar maddesi uygulaması ile astarlama işlemi yapılmış bir protezin maliyeti tek kaide materyalinden yapılmış bir protezden daha fazladır. Daimi yumuşak astar maddelerinin klinik uygulamaları karmaşıktır. Laboratuvar işlemleri zaman alıcıdır. Bazı yumuşak astar maddeleri klinikte hasta ağızına doğrudan uygulanabilir; ancak bu materyaller daha az stabildir. Yumuşak astar maddelerinin uyumlanması ve modifiye edilmesi zordur. Polisaj işleminde sert kaide ile yumuşak astar arasındaki bağlantı bölgesinde problemler oluşur²¹.

Protez Kaidesinde Kırıklara Neden Olması

Yumuşak astar maddeleri ile kaplanan protez kaide maddesinin dayanıklılığı önemli derecede azalır. Yumuşak astar maddelerinin yeterli derecede yastık etkisi gösterebilmesi için 2 - 3 mm kalınlıkta olması gerekir. Maddeye yer açmak için akrilik kaide inceltir, bu işlem sonunda kırılabilirlik artar. Diğer bir neden ise yumuşak akrilik

monomeri ve silikon adezivlerin kaide materyali üzerinde çözücü etki oluşturarak yapının direncini zayıflatmasıdır. Yumuşak astar maddesi uygulanan protezlerin esnekliğinde artma meydana geldiği belirtilmektedir^{4,22,31}.

Boyutsal Stabilite

İdeal yumuşak astar maddesinin klinik uyumunun ve kullanım süresinin genellikle boyutsal stabilitesine bağlı olduğu kabul edilmektedir. Yumuşak astar maddelerinin çoğu, yapıları gereği boyutsal olarak stabil değildir. Su emilimi ve plastikleştiricilerin zaman içinde sızması boyutsal stabiliteyi etkilemektedir²⁶.

Yüzey Bütünlüğü

İdeal yumuşak astar maddesi, yüzey aşınmasına, sert kaide materyali kadar dirençli olmalıdır. Ancak bu maddelerden, özellikle de silikon esaslı olanların aşınmaya karşı dirençleri düşüktür. Bu duruma yumuşak astar maddelerinin yüksek sürtünme katsayılarının neden olduğu düşünülmektedir. Yumuşak astar maddesi uygulanan protezlerin temizliğinde kullanılan oksijen açığa çıkaran ajanlarla silikon yüzeyinde çukurcuklar oluşmaktadır. Fırçaların kullanılması, yumuşak astar maddelerinin yüzey bozulmasında diğer önemli etkindir^{5,15,21,31,48-50}.

Protez Kaidesinden Ayrılma

Yumuşak astar maddesi uygulanan protezlerin diğer önemli başarısızlık nedeni, protez kaidesi ile astar maddesi arasındaki bağlantının bozulmasıdır. Akrilik esaslı yumuşak astar maddeleri PMMA kaideye yeterli bağlantı sağlarken, silikon esaslı maddelerin bağlantıları zayıftır.

Oda ısısında sertleşen silikon esaslı yumuşak astar maddelerinin sert kaideye bağlanabilmesi için uygun adeziv kullanılmalıdır.

Literatürde, bağlantıdaki başarısızlık şu şekilde kategorize edilmiştir.

1. Koheziv başarısızlık: Yumuşak astar maddesiyle protez kaidesi arasındaki bağlantı direncinin, yumuşak astar maddesinin kendi bünyesindeki bağlanmasından daha büyük olduğunu gösterir. Astar materyali kendi bünyesinde kopar. Test sırasında meydana gelen koheziv kopma iki materyal arasındaki bağlantı dayanımının doğru şekilde ölçülmesinden ziyade materyalin kendi bünyesi konusunda bilgi verir.

2. Adeziv başarısızlık: Yumuşak astar maddesinin kendi molekülleri arasındaki bağlantı direncinin, yumuşak astar materyali ile PMMA arasındakinden daha kuvvetli olduğunu gösterir.

3. Adeziv-Koheziv başarısızlık: Yumuşak astar PMMA arasındaki bağlantının yumuşak astar maddesinin kendi molekülleri arasındaki bağlantıya yakın değerde olduğunu gösterir^{6,11,15,31}.

Esneklik

Yumuşak astar maddelerinin sertleşmeleri yapılarındaki plastikleştiricilerin ortama sızması sonucu meydana gelir. Bu durumda esnekliğini kaybeden madde, tüm avantajlarını da kaybeder ve zararlı olmaya başlar. Akrilik esaslı astar maddelerinde görülen bu olay silikon esaslı maddelerde gözlenmez^{15,43}.

Hijyen

Yumuşak astar maddelerinin en büyük dezavantajlarından birisi de temizliğinin zor olmasıdır. Hem oksijen açığa çıkarıcı hem de hipokloritli protez temizleyici ajanlar, özellikle silikon esaslı yumuşak astar maddelerine zarar verebilir. Hatalı fırçalama yöntemi ile de silikonların yüzeylerine zarar verilebilir. Protez temizliği yumuşak diş fırçası ve diş macunu ile yapılmalıdır^{31,51,52}.

Su Emme ve Renk Değişiklikleri

Yumuşak astar maddeleri poröz bir yapıya sahiptirler. Bu nedenle su emilimi ve renk değişiklikleri söz konusudur. Su emilimi, akrilik esaslı yumuşak astar maddelerinde daha fazla görülür³⁹⁻⁴¹.

Fungal Kolonizasyon

Yumuşak astar maddelerinin sert akriliklere göre pürüzlü yapıya sahip olması, plak ve diş taşı birikimine yol açmakta ve maya benzeri organizmaların üremesine uygun bir ortam hazırlamaktadır. Bu maddelerin temizlenme güçlüğü durumu bir kat daha zorlaştırmaktadır. Yumuşak astar maddelerinde en çok *Candida albicans* gelişimi görülmektedir^{15,22,25,42,53}.

2.9. Yumuşak Astar Maddelerinin PMMA'ya Bağlantı Değerlendirilmesinde Kullanılan Kavramlar

2.9.1. Adezyon, Temas açısı ve Viskozite

Adezyon birbirleri ile temasta olan farklı materyallerin molekülleri ve atomları arasında ortaya çıkan çekimdir. Adezyon, mekanik ve kimyasal olmak üzere iki mekanizmayla sağlanabilir⁵⁴.

Mekanik bağlantıda, adeziv, aderent yüzeyindeki girinti ve çıkıntılara tutunur. Bağlantıdan sorumlu yüzey pürüzlülüğü birkaç mikrometre boyutunda ise buna mikro mekanik retansiyon denir. Kimyasal çekim kuvvetleri ise fiziksel olanlara göre çok daha güçlüdür. Bağlantıda hangi mekanizma kullanılırsa kullanılsın, adezivin aderent yüzeyi ıslatabilmesi önemlidir⁵⁵. Adezivin aderent yüzeyini ıslatabilmesi, bir damla adezivin yüzeye damlatılması sonucu oluşan temas açısının ölçülmesiyle değerlendirilir. Yüksek temas açıları, kötü ıslatma ve buna bağlı olarak zayıf bir adezyonun göstergesidir. İyi bir bağlantı için aderentin yüzey enerjisi yükseltilmelidir. Adezivin uygulanışı sırasında yüzeylerin temiz ve yağsız olması, serbest yüzey enerjisinin artırılmasında önemlidir.

Katı yüzeylerdeki çukurcuklar veya girintilerin adeziv materyal ile dolabilmesi, bu girintilerin şekline ve adeziv maddenin viskozitesine bağlıdır. Viskozite, sıvının akmaya karşı gösterdiği direnç veya akışkanlık yeteneği olarak tarif edilebilir. Akıcılığı az olan koyu kıvamlı sıvılar daha yüksek viskoziteye sahiptirler. Viskozitenin yüksek olmasının, adezyonda olumlu bir faktör olduğu bilinmektedir^{54,55}.

2.9.2. Gerilim ve Gerinim

Bir kitle veya malzeme üzerine dışarıdan bir kuvvet uygulandığı zaman, kitle içinde eşit miktarda ancak ters yönde bir tepki oluşur. Basit bir baskı veya germe olayında gerilim şu şekilde ifade edilir:

$$\text{Gerilim} = \text{Kuvvet} / \text{Alan} \quad S = F / A$$

Burada F uygulanan kuvveti, A kuvvetin uygulandığı cismin kesit alanını gösterir. Baskı kuvvetine karşı gelişen gerilim baskı gerilimi, germe kuvvetine karşı gelişen gerilim ise germe gerilimidir. Germe ve baskı gerilimleri makaslama ile beraber diğer tüm karmaşık gerilim tiplerinin yapı taşlarını oluşturur. Gerilimin birimi pascal'dır (Pa). Bu 1 newton (N)'luk kuvvetin 1 m²'lik alana etki yapması sonucu oraya çıkar^{56,57}.

$$(1 \text{ Pa} = 1 \text{ N/m}^2) \quad (1 \text{ MPa} = 10^6 \text{ Pa})$$

$$(1 \text{ kg/cm}^2 = 0,0981 \text{ MPa})$$

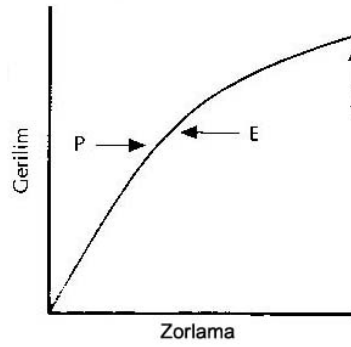
Bir cisme kuvvet uygulandığında uzunlukta meydana gelen değişimin birim uzunluğa oranına “gerinim” veya “zorlama” denir. Yüzde ile ifade edilir. Birimi yoktur⁵⁸

$$\begin{aligned} \text{Gerinim} &= \text{Deformasyon} / \text{Orijinal uzunluk} \\ &= (L - L_0) / L_0 = \Delta L / L_0 \end{aligned}$$

Gerilim ve zorlama, birbirleri ile yakın ilişkili iki özelliktir. Etki ve tepki olarak düşünülebilir. Dışarıdan uygulanan kuvvet materyalde gerilime neden olur. Bunun sonucunda materyalin boyutunda bir değişim

veya içinde bir zorlama meydana gelir. Uygulana bu kuvvet baskı veya germe tipinde bir kuvvet olabilir^{54,55,57}.

Gerilim ve zorlama arasındaki ilişki maddelerin mekanik özelliklerini tanımlamada kullanılır. Bu ilişki genellikle çekme gerilimini ölçen aletlerle saptanır. Bu aletlerde zorlama otomatik olarak gerilimin fonksiyonu olarak tespit edilir. Cihazlar zorlamayı belli bir hızda artırarak gerilimi ölçebilmektedir. Baskı veya germe testinde elde edilecek grafik şekil 1 deki gibi olacaktır⁵⁸.



Şekil 1. Gerilim-zorlama grafiği

Bu örnekte, P noktasına kadar gerilim ile zorlama arasında çizgisel ilişki olduğu görülmektedir. Gerilimdeki artış, T noktasındaki kopmaya kadar zorlamada orantısız bir artışa neden olur. T noktasında materyal kopar. Bu nokta kopma gerilimi noktasıdır. Germe tipi testte bu germe dayanıklılığını, baskı tipi testte ise basma dayanıklılığını belirtir. Orantılı gerilim oluşmasının bitim noktasına orantı sınırı (P noktası) (Proportional Limit) denir. E noktası elastik limittir. Gerilimlerin artık tamamen geriye dönüşemediği noktayı belirtir. Yani materyalin daimi deformasyona uğramadan dayanabileceği maksimum gerilimdir. Elastiklik limitinin deneysel olarak saptanması zordur. Gerilimin yavaşça

artırılmasından sonra kaldırıldığı ve elastik düzelmenin gözlemlendiği bir seri deneyi gerektirir. Bu nedenle, orantı sınırı, elastiklik limiti olarak kullanılır.

Gerilme-zorlama eğrisinde orantı sınır öncesinde bölge, elastik bölge olarak tanımlanır. Orantı sınırının üzerinde uygulanan gerilme sonucu, örnekte kalıcı zorlama oluşur ve gerilim–zorlama eğrisinde orantı sınırının ilerisindeki bölge, plastik bölge olarak tanımlanır.

Gerilim zorlama eğrisinin doğrusal kısmı elastiklik modülünü gösterir. Elastiklik modülü, elastik sınırlar içerisinde materyalin katılığını tanımlar. Gerilme-gerinim eğrisinde, gerilmenin gerinime orantısının hesaplanmasıyla veya eğrinin doğrusal kısmının eğiminin hesaplanması ile elde edilir.

$$\text{Elastiklik modülü (E)} = \text{Gerilim} / \text{Zorlama}$$

Gerinim boyutsuz olarak tanımlandığından, elastiklik modülü gerilme ile aynı birimi taşır ve genellikle MPa ile ifade edilir.

Dik bir eğim, yüksek elastiklik modülü belirtirken, rijit bir materyali tanımlar. Eğimin hafif olması ise, düşük elastiklik modülü ve bükülebilir materyali belirtir^{54,56,57}.

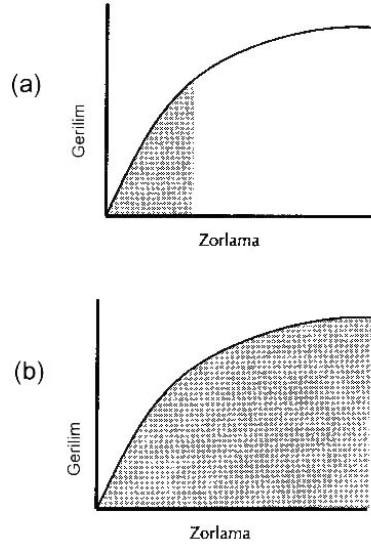
Germe dayanımı, materyalin plastik davranış göstermeye başladığı gerilmedir. Bu gerilme sınırında, materyalde sınırlı daimi zorlama oluşur. Germe zorlaması (gerinimi), orantı sınırının çok az üzerindedir ve deformasyon oluşumunu simgeler. Bu yüzden orantı sınırı, elastik sınır ve germe dayanımı, materyalin birbiriyle ilişkili en önemli özellikleridir.

E ile T arasında kayıt edilen zorlama değeri, materyalin kopma noktasına kadar göstereceği daimi deformasyonu gösterir. Germe testinde, çekilebilirlik özelliği, baskı testinde dövülebilirlik özelliği hakkında bilgi verir. Buna göre, çekilebilir bir madde kopmadan oldukça fazla bükülüp uzatılabilirken; dövülebilir bir madde, ince levha oluşturacak şekilde çekiçle dövülebilir.

Gerilim-zorlama eğrisinin altındaki alanlarda test maddeleri hakkında bazı önemli bilgiler verir. Eğrinin doğrusal kısmının altındaki bölüm, yani elastik limite kadar olan kısım reziliensi belirtir, birimi mMN/m^3 (metre.meganewton / m^3)'dür. Materyalin birim hacmine düşen enerjiyi ifade eder.

Reziliens, elastik limite kadar, materyalin elastik deformasyona uğraması için absorbe etmesi gereken enerji miktarıdır. Yüksek reziliense sahip maddeler, deformasyona uğramadan oldukça yüksek miktarda enerjiyi absorbe edebilirler. Rezilient materyallerde, kuvvet uygulandığında enerji materyalin bünyesine alınır ve kuvvetin kalkmasıyla enerji dışarı verilerek madde eski haline döner.⁵⁸

Zorlama-gerilim eğrisinin altındaki tüm alan materyalin peklik özelliğini gösterir (şekil 2). Maddenin kopana kadar absorbe edebileceği enerji miktarını ifade eder. Yüksek miktarda enerji absorbe eden maddelere pek madde denir. Peklik özelliğinin karşısı kırılgenlıktır^{54,55,57,58}.



Şekil 2. Gerilim-zorlama eğrisinin altındaki alanlar. (a) Reziliens (b) peklik özelliklerinin belirtilmesi için kullanılır.

2.9.3. Bağlantı Dayanımı

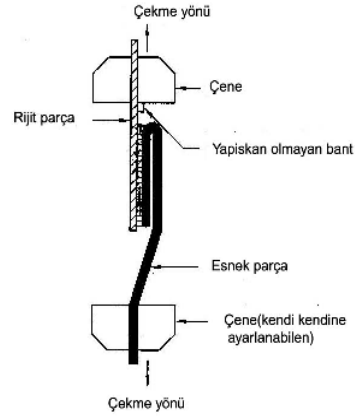
Kaide materyali ve yumuşak astar maddesi arasındaki birleşme, iki farklı madde arasındaki bağlantı, başka bir deyişle adezyon şeklindedir. Bu bağlantıyı ortadan kaldırabilmek için gerekli maksimum gerilmeye “dayanım” denir. Dayanım baskın olan gerilme cinsine göre çekme, basma, makaslama gibi çeşitlere ayrılır. Bağlantı dayanımı, uygulanan kuvvetlerin birim alana bölünmesi ile pound/inç², kg/cm², MN/m² veya N/mm² (megapaskal, MPa) olarak ifade edilir^{56,58-60}.

2.9.3.1. Sıyırılma Dayanımı Testi

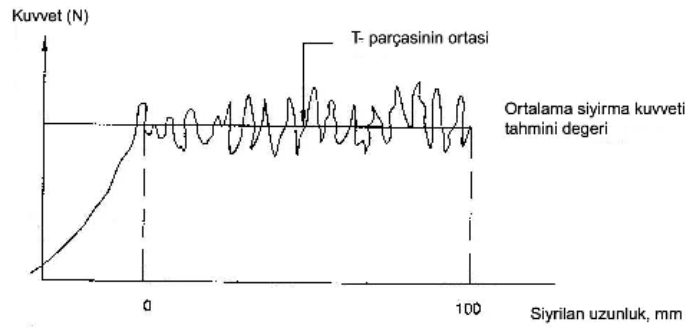
Birbirlerine yapıştırılan ve en az birinin esnek olduğu iki malzemenin, belirli şartlar altında, birinin diğerine göre 180°'lik açıyla çekilerek sıyırılma dayanımının tayini TS EN 28510-2 nolu Türk Standardı⁶¹,na göre yapılır (şekil 3,4).

180° lik sıyrılma açısı kullanıldığında, sıyrılma dayanımının hesaplanabilmesi için aşağıdaki denklemin kullanılması gerekmektedir.

$$\text{Sıyrılma dayanımı (N/mm)} = 2F / d$$



Şekil 3: Birbirlerine yapıştırılan biri esnek, diğeri rijit iki malzemedan hazırlanan deney parçasının 180° açıyla sıyrılma deneyi için şematik diyagram.



Şekil 4: Tipik sıyrılma kuvveti eğrisi

2.9.3.2. Makaslama Dayanımı Testi

ASTM (American Society for Testing and Materials)'nin D 429-03 nolu standardı⁶² 'na göre test örneklerinin aynı düzlemde zıt yönde yük uygulama yoluyla çekilmesi sağlanır. Bu işlem sırasında sert yüzeyler arasına yerleştirilen kalınlığı 4mm ± 1mm olan lastiklerin kopma şekli koheziv, adeziv ya da karışık olarak değerlendirilir. Makaslama dayanımının hesaplanmasında aşağıdaki formül kullanılır.⁶³

$$\text{Makaslama Dayanımı (N/mm}^2\text{)} = \text{Maksimum yük (N)} / \text{Kesit alan (mm}^2\text{)}$$

2.9.3.3. Çekme Dayanımı Testi

Çekme gerilimi deney metodu literatürde, farklı şekillerde hazırlanan deney örneği tipleri ile yumuşak astar maddelerinin akriliğe bağlanma kuvvetini ölçmek amacıyla ASTM D-429 da tarif edilen standard⁶² 'a göre uygulanmaktadır⁶².

Elastomerik materyaller, gerilme esnasında doğrusal olmayan davranışlar göstermektedir ve yumuşak astar materyalleri de bu davranış şekillerine uygunluk sergilemektedirler. Kopma noktasındaki en yüksek çekme dayanımı ve uzama miktarı çok önemlidir. Çünkü kopma noktasındaki enerji, gerilme-gerinim eğrilerinin altındaki alanın hesaplanması ile elde edilir. Bu testler esnasında test hızı da önem taşımaktadır^{3,64}.

2.10. Diş Hekimliğinde Lazer

İlk lazer 1960 yılında Maiman tarafından geliştirilmiştir. Maiman'ın geliştirdiği bu lazer "Ruby Laser" olarak adlandırılan 0,694 µm

dalga boyuna sahip görünebilir ışın verebilen bir lazerdir. Bu aşamadan yaklaşık bir yıl sonra Nd: YAG lazer bulunmuştur. 1964 yılında diş sert dokularında uygulanmaya başlanan Ruby lazerin minede ergime ile karakterize krater oluşumu ve rekristalizasyona neden olduğu gözlenmiştir. Sert dokuların lazer ile kesilmesine çalışılmış, fakat ortaya çıkan yüksek ısıdan dolayı bir süre, lazerlerin sert dokudaki uygulamalarına ara verilmiştir. Ruby lazerlerin diş yüzeyine uygulanması istenilen sonuçları vermeyince, araştırmacılar Neodymium lazer konusuna odaklanmışlardır⁶⁵.

Tüm lazer sistemlerinin ışınlarının ortak özellikleri, dalga boyu fazlarının zaman ve yön açısından aynı olması (koherent), ışınların tek renkli, aynı frekans ve enerjide olması (mono kromatik) ve ışınların birbirine paralel (kollimar) olmasıdır^{66,67}.

Lazerin hedef dokudaki etkisini belirleyen faktörler;

- Lazerin dalga boyu,
- Dokunun absorpsiyon karakteri,
- Kullanılan güç miktarı,
- Işının odaklandığı alandaki keskinliği ve lazer ucunun

objeye olan uzaklığıdır^{68,69}.

Lazerler, aktif maddenin içeriğine göre isimlendirilirler: CO₂ - gaz lazer; Argon iyonu - gaz lazer; Nd: YAG, Er: YAG, Er-Cr: YSGG - katı lazer gibi^{65,66,70,71}.

2.10.1. Lazerin Klinik Olarak Kullanımı

Diş hekimliğinde lazerler hem yumuşak hem de sert dokuda kullanılmaktadır. Yumuşak doku cerrahisinde kesme, hemostaz, kanamalı

dokunun koagülasyonu, operasyon bölgesinin sterilizasyonu alanlarında kullanılmaktadır. Ayrıca baş-boyun tümörlerinin çıkarılmasında, insizyonel ve eksizyonel biyopsilerin alınmasında başarı ile uygulanmaktadır⁶⁸.

Mine yüzeyinde pürüzlendirme amacıyla en fazla kullanılan lazer sistemleri CO₂ lazer, Nd: YAG lazer, Er: YAG lazer ve Er,Cr: YSGG lazer sistemleridir.⁶⁵ Bu lazer sistemlerinden CO₂ lazer ve Nd:YAG lazer sistemleri ve uygulamaları hakkında çok fazla yapılmış çalışma ve yayınlanmış pek çok derleme bulunmaktadır. Er: YAG lazer sistemi bu iki sisteme göre, mine üzerinde daha etkili ve daha az zararlıdır. Diğer iki lazer sisteminin mine yüzeyinde oluşturdukları çatlak ve rekristalizasyon, bu lazer sistemine maruz bırakılmış mine yüzeyinde görülmemektedir.⁶⁹

Er,Cr: YSGG lazer sistemi ise 1995'de ilk kez uygulanmaya başlanmış ve daha sonra yapılan çalışmalar bu lazer sisteminin sert doku yüzeyinde çatlak oluşturmada ve mine yüzeyinin yapısına zarar vermeden pürüzlendirme sağladığı gösterilmiştir⁷⁰.

Lazer ışınlarıyla pürüzlendirme işlemi yapılırken sulu ortam sağlanmalıdır. Burkes ve arkadaşları yaptıkları çalışmada Er: YAG lazer ışınlarının hem kuru hem de sulu ortamda dış yüzeyine uygulamışlardır. Kuru ortamda uygulandığında Er: YAG lazer, partikülleri mikro patlamalarla kaldırmakta ve buharlaştırmakta, böylece pürüzlendirme işlemi yapmaktadır⁷¹.

2.11. Yumuşak Astar Maddelerinin Mekanik Özellikleri ile İlgili Çalışmalar

Wright⁷², Molloplast-B uygulanmış mandibular tam protez kullanan hastaları uzun süre gözlemlemiştir. Gözlenen 22 vakanın 15'inin Molloplast-B uygulanmış protezleri kullanmaya devam ettiği belirtilmiştir.

Molloplast-B'yi kullanmaya devam eden 15 vakanın 10'u için kullanma süresinin 5 yıldan fazla olduğu, bunlar içindeki 4 vakanın 7 yıldan, 4 vakanın 8 yıldan fazla olmak üzere Molloplast-B'li mandibular tam protezleri kullandığı bildirilmiştir.

Schmidt ve Smith^{49,50}, Molloplast-B'nin hasta tatmini üzerindeki etkisini, astar materyallerinin ağızda kalabilirliğini ve işlevselliğini incelemişler. Molloplast-B'nin kısa süreli değil, uzun süreli kullanımının daha doğru olduğunu ifade etmişlerdir. Çalışmada gözlenen astar materyallerinin tamamının 4 yıl sonrasında da işlev gördüğü, bunlardan % 83'ünün 6 yıl sonrasında da işlevsel olduğu bildirilmiştir. Materyalin rezilyensinin, kalınlığa bağlı olarak değiştiği ve optimum astar kalınlığının 3 mm olması gerektiği sonucuna varmışlardır.

Al-Athel ve ark.⁶³, ısıyla polimerize olan üç yumuşak astar maddesinin, üç farklı akrilik materyaline bağlantısını makaslama dayanımı testiyle karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak; Coe Super Soft, Molloplast-B ve Novus aynı tipte akrilik materyale bağlanma konusunda farklı bulunmuştur. Coe Super Soft'da en yüksek, Molloplast-B'de ise en düşük değerler gözlenmiştir. Yumuşak astar maddeleri PMMA-TS 1195 ile bağlandığında en yüksek değerler elde edilmiştir. Novus dışında diğer yumuşak astar maddeleri Lucitone 199 ile bağlandığında en iyi makaslama dayanımı değerleri göstermişlerdir. Novus'un bağlanmasının kaide materyaline bağlı olduğu ve en yüksek bağlanmanın TS 1195'te olduğu görülmüştür. Üç farklı akrilik materyalde de yumuşak astar maddeleri aynı tipte ayrılma göstermiştir. Molloplast-B her zaman koheziv, Coe Super Soft çoğunlukla koheziv, Novus adeziv olarak kaideden ayrılmıştır. En yüksek makaslama dayanımı değerini Coe Super Soft'un Lucitone 199 ile kullanıldığı örneklerde elde etmişlerdir. Bunun nedenini akrilik reçine ve yumuşak astar maddesi arasındaki kimyasal benzerliğe bağlamışlardır. Molloplast-

B'nin test edilen tüm yumuşak astar maddeleri arasında en düşük makaslama dayanımına sahip olduğunu bildirmişlerdir.

Al Athel ve Jagger⁷³, Molloplast-B'nin bağlantı değerlerine farklı test metotlarının etkisini araştırmışlardır. Bağlantı dayanımını ölçmek için uygulanan sıyırılma, çekme, makaslama metotlarının hepsinde farklı sonuçlar elde edilmiştir. Molloplast-B'nin PMMA'ya bağlantı dayanımı sıyırılma testinde 2.59 N/mm, çekme testinde 1.22 N/mm², makaslama testinde 1.39 N/mm² olarak açıklanmıştır. Gerek bağlantıdaki başarısızlığın, gerekse bağlantı dayanımının yumuşak astar materyallerinin kalınlığına ve deformasyon oranına bağlı olarak değiştiği gözlenmiştir.

Wood ve ark.⁷⁴, kullanılan akrilik materyalin, Molloplast-B yumuşak astar materyalinin bağlanmasında sıyırılma dayanımı açısından bir fark oluşturmadığını bildirmişlerdir.

Sertgöz ve ark.⁷⁵, ikisi ısıyla polimerize (Molloplast-B, Permaflex), dördü oda ısısında polimerize olan (Ufigel P, Ufigel C, Permaquick, Mollosil) altı adet yumuşak astar maddesinin bağlantı dayanımlarını ısı işlem öncesi ve sonrası sıyırılma dayanımı testiyle değerlendirmişlerdir. Isıl işlem 5000 döngüde 5 ile 55 derece arasında uygulanmış, sıyırılma dayanımı testindeki hız 5 mm/dak olarak belirlenmiştir. Isıl işlem sonucunda Ufigel P ve Permaflex dışında tüm yumuşak astar maddelerinin sıyırılma dayanımının arttığı; ancak sadece Permaflex'teki artışın istatistik açıdan anlamlı olduğu bulunmuştur. Kaideden ayrılma şekli ısı işlem öncesi Molloplast-B ve Permaflex için koheziv bulunmuştur. Mollosil ve Permaquick koheziv/adeziv ayrılma gösterirken; Ufigel P ve Ufigel C'in ısı işlem öncesi ve sonrası adeziv olarak kaideden ayrıldığını tespit etmişlerdir.

Kutay⁷⁶, dört farklı daimi yumuşak astar materyalinin protez kaide reçinesine bağlantısını çekme ve sıyrılma bağlantı dayanımı testi ile karşılaştırmıştır. Bunlar içerisinde akrilik kopolimer esaslı Super Soft'un hem çekme hem de sıyrılma bağlantı dayanımları yüksek iken, silikon esaslı Molloplast-B'nin hem çekme hem de sıyrılma bağlantı dayanımının düşük olduğu gözlenmiştir. Molloplast-B'nin çekme bağlantı dayanımı 0.746 N/mm² iken, sıyrılma bağlantı dayanımı 0.640 N/mm olarak bulunmuştur.

Kutay ve ark.⁷⁷, Molloplast-B'nin, beş farklı protez kaide reçinesi ile bağlantısını çekme bağlantı dayanımı testi ile incelemiştir. Akrilik reçine yüzeyleri polimerize edilip, pürüzlendirilip, Primo adeziv uygulandığında çekme bağlantı dayanımları 0.78 – 1.26 MPa arasında sıralanmıştır. Akrilik reçine yüzeyleri polimerize edilmediğinde ve düzgün yüzeylere sahip olduğunda çekme bağlantı dayanımları 0.74 – 1.07 MPa arasında değişmiştir. Polimerize akrilik reçine yüzeyleri, pürüzlendirilip Primo adeziv uygulandığında Molloplast-B ile akrilik reçine arasında daha iyi bağlantı dayanımının olduğu gözlenmiştir.

Amin ve ark.⁷⁸, Molloplast-B'nin test edilen tüm yumuşak astar maddeleri arasında en düşük makaslama dayanımına sahip olduğunu bildirmişlerdir. Basıncı hava ile püskürtülen taneciklerle mekanik pürüzlendirmenin silikonun bağlanma direncini zayıflattığını vurgulamışlardır. Düşük bağlantı direncini PMMA/yumuşak astar maddesi bileşim ara yüzündeki streslere bağlamışlardır.

Craig ve Gibbon³⁰, on farklı yumuşak astar maddesi ve doku düzenleyicinin sertliklerini, ağırlıklarında meydana gelen değişimi, germe ve yırtılma dayanımlarını, kuru ortamda ve saf su içinde bekletildikten sonra incelemiştir. Ayrıca akrilik ile tutunmalarını, astar maddesinin

kalınlığı ile esnekliğinin ilişkisini değerlendirmişlerdir. Bulgularına göre silikon esaslı maddeler yumuşaklıklarını kuru ortamda ve su içinde bekletildikten sonra korumuşlardır. Islak ortamda silikon astar maddeleri daha az çözünmüşlerdir. Astar maddelerinin Shore A sertlik değerleri kalınlık 2 mm'nin üzerine çıktığında önemli bir değişiklik göstermemiştir. Adezyon testlerine göre ise, astar maddesi kaide plağı bağlantısını artırmak için akrilik yüzeyi temiz ve kuru olmalı, ayrıca akrilik yüzeyi pürüzlendirilmelidir. Pürüzlü yüzeylerdeki bağlanma değerlerinin düz yüzeydekinin iki katı olduğunu belirtmişlerdir. Diğer deneylerin bulguları ile beraber yazarlar; yumuşak astar maddesinin seçiminde malzemenin kısa süreli kullanımında en önemli faktörün malzemenin yumuşaklığı olduğuna, uzun süreli kullanımda ise diğer özelliklerin önem kazandığına dikkat çekmişlerdir. Yumuşak astar materyallerinin çekme dayanımlarının 1.74 – 2.79 MPa arasında değiştiğini belirtmişlerdir. Su içerisinde 20 hafta bekletilen örneklerin çekme dayanımlarının ise 1.94 – 3.88 MPa arasında değiştiğini gözlemişlerdir.

Jacobsen ve ark.⁸, PMMA yüzeyindeki mekanik yüzey hazırlığının, yumuşak astar materyalinin bağlantı dayanımı üzerine etkisini araştırmışlardır. CO₂ lazer ve kumlama ile yüzey hazırlığı yapılan PMMA yüzeylerinin, yumuşak astar materyallerinin bağlantı dayanımı üzerindeki etkisinin önemsiz olduğunu ve PMMA dayanımında dezavantaj oluşturduğunu belirtmişlerdir.

Üşümez ve ark.⁹, yapmış oldukları çalışmada Molloplast-B'nin alümina ve lazerle pürüzlendirilmiş ısıyla polimerize olan akrilik esaslı kaide maddesine bağlanma direncini ve adezyonunu araştırmışlardır. Lazer ışınının etkisini profilometre ve SEM ile değerlendirmişlerdir. Kullandıkları lazer Neodymium: yttrium-aluminum-garnet (Nd: YAG)'dir. Lazer uygulanmış örneklerin, kumlama ile pürüzlendirilmiş olanlara ve kontrol grubuna göre istatistik olarak anlamlı

düzeyde yüksek yüzey pürüzlülüğü gösterdiğini belirtmişlerdir. Molloplast-B uygulanmadan önce kumlama ile pürüzlendirilmiş yüzeye sahip PMMA örneklerde en yüksek ortalama gerilme direncine sahipken, lazerle pürüzlendirilen örnekler ikinci sırayı almıştır. Kontrol grubu ise en düşük gerilme direnci göstermiştir. Lazer ışınlamasının akriliğin yüzey yapısını anlamlı düzeyde değiştirdiğini; fakat akrilikteki mekanik yüzey değişiminin yumuşak astar maddesinin protez kaidesine adezyonunu artırmadığını vurgulamışlardır.

Saraç ve ark.^{6,79}, yaptıkları çalışmada polimerize edilmiş akrilik reçineyi kimyasallarla işleme sokmanın yumuşak astar maddesinin bağlanma dayanımını artırdığını, ancak akrilik reçinenin bükülme direncini azalttığını belirtmişlerdir. Mikrosızıntıyı azaltma açısından akrilik yüzeyi metilmetakrilatla ıslatmanın, basınçlı hava ile püskürtülen partiküller ile pürüzlendirmekten daha etkili olduğunu açıklamışlardır.

Garcia ve ark.⁵, yapmış oldukları in vitro çalışmada iki adet akrilik esaslı yumuşak astar maddesini (Coe Soft, Dentusoft), Polident protez temizleyicisi içinde beklettikten sonra astar maddelerinin ağırlığında artış olduğunu; ancak yüzey pürüzlülüğü ve gerilme dayanımı açısından önemli etki oluşmadığı sonucuna ulaşmışlardır.

Anıl ve ark.⁸⁰, hızlandırılmış eskitme işleminin 6 farklı yumuşak astar maddesinin mikrosızıntısı üzerindeki etkisine bakmışlar, Mucopren ve Molloplast-B de en düşük, Flexor ve Simpa da en yüksek mikrosızıntı değerleri gözlemişlerdir. Eskitme işlemi Simpa, Flexor, Mucopren (silanize) ve Tokuyama materyallerinin mikrosızıntı karakteri üzerinde anlamlı bir etki yaratmamıştır. Molloplast-B, Mucapren (nonsilanize) ve Ufigel P materyallerinin mikrosızıntı özellikleri eskitme işleminden sonra anlamlı ölçüde azalmıştır.

Leon ve ark.⁸¹, iki adet akrilik esaslı yumuşak astar maddesini (Light Liner ve Ever-Soft) sıcak su banyosu ve mikrodalga enerjisi olmak üzere iki farklı metotla polimerize etmişlerdir. 2000 döngüde 5 ile 55 derece arasında ısıtma işlemine tabi tutmuşlardır. Sonuçta polimerizasyon metotları arasında su absorpsiyonu açısından bir fark görmemişlerdir. En düşük çözünürlüğü Light Liner göstermiştir. Mikrodalga enerjisi ve görünür ışıqla polimerize edilen materyallerde baskın olarak adeziv-koheziv başarısızlık; sıcak suda polimerize edilenlerde ise % 50 adeziv ve % 50 adeziv-koheziv başarısızlık görüldüğünü belirtmişlerdir. Mikrodalga enerjisi ve görünür ışıqla işlem gören örnekler % 25 adeziv, % 75 adeziv/koheziv başarısızlık göstermiştir.

Dootz ve ark.⁸², sekiz akrilik, iki silikon esaslı ve bir polifosfazen yapıda 11 yumuşak astar maddesinin germe dayanımlarını, yüzde uzama miktarlarının, sertliklerinin, yırtılma dayanımlarının ve enerjilerinin hızlandırılmış eskitme işleminden sonra ne şekilde etkilendiğini incelemişlerdir. Bulgularına göre çoğu astar maddesinin germe dayanımı eskitmeyle artmıştır. Bütün astar maddelerinin yüzde uzama değerleri Molloplast-B (% 326 dan % 440 a artmıştır) dışında azalmıştır. Eskitme testiyle Novus, Justi Soft, Soft Plak, Verno Soft'un Shore A sertlikleri değişmemiştir. Molloplast-B ve Flexor yumuşamış diğer astar maddelerin sertlikleri ise yükselmiştir. Yırtılma dayanımı ve enerjisi genellikle eskitme işlemi ile artmıştır. Eskitme işlemi Molloplast-B'nin çekme dayanımı 4.28 MPa'dan 4.99 MPa'ya çıkarmıştır.

Baysan ve ark.³⁸, hızlı mikrodalga enerjisiyle aktive edilen Molloplast-B'nin PMMA'ya adezyonu ve yırtılma enerjisini sıyrılma dayanımı testiyle incelemişlerdir. Molloplast-B örnekleri gerek konvansiyonel, gerekse 650 W'lık mikrodalga enerjisi altında 3, 5, 10 dakika bırakılacak şekilde hazırlanmışlardır. 3 dakika mikrodalga enerjisiyle hazırlanan Molloplast-B örneklerinin ortalama bağlantı

dayanımları 0.0032 KN/m iken, konvansiyonel metotlarla hazırlandığında 0.0029 KN/m'dir. 5 ve 10 dakikada hazırlanan örneklerin gerek yırtılma gerekse bağlantı dayanımlarının önceki iki gruptan daha düşük olduğu gözlenmiştir. Bu çalışmada Molloplast-B'nin tüm mekanik özellikleri izlenmemiştir. Mikrodalga enerjisinin kullanımı ile elde edilen düşük maliyet ve yapım süresinin kısalığı kayda değer bulunmuştur.

İlbay ve İlbay⁸³, konvansiyonel su banyosu ve mikrodalga enerjisi ile polimerize edilen Molloplast-B'nin PMMA ile bağlantısını incelemişlerdir. Mikrodalga enerjisi ile elde edilen örneklerin bağlantı dayanımlarının, konvansiyonel metotlarla elde edilen örneklerden daha düşük olduğu görülmüştür. PMMA üzerinde hazırlanan tutuculuğu artırıcı hazırlıkların, yumuşak astar materyalin bağlantı dayanımını artırmada herhangi bir etkisinin olmadığı gözlenmiştir.

Polyzois⁸⁴, fluoroelastomer esaslı Novus ile silikon esaslı Molloplast-B'yi su emme, değişik kalınlıklardaki materyalin yumuşaklığı ve protez temizleyicileriyle uyumlulukları açısından karşılaştırmıştır. Novus'ta su emme nedeniyle, dördüncü ay sonrasında ağırlıkça % 5'lik bir artış gözlenirken, Molloplast-B'de herhangi bir değişiklik olmadığı, Molloplast-B ve Novus'un her ikisinde de materyaldeki kalınlığın artışıyla birlikte, yumuşaklıkta artış kaydedildiği gözlenmiştir. Protez temizleyicilerinin Molloplast-B'nin sertliğini veya yüzey tomografisini değiştirmede herhangi bir etkisi yok iken, Novus'un sertliğini düşürmede ve astar yüzeyini süngerimsi bir özelliğe yönlendirmede etkili olduğu ifade edilmiştir.

Kawano ve ark.⁸⁵, farklı yumuşak astar materyallerinin polimerize edilmiş ve edilmemiş PMMA ile bağlantı dayanımlarını çekme testiyle incelemişlerdir. Materyallerin polimerize edilmemiş PMMA ile bağlantı dayanımlarının 0.48 – 2.60 MPa arasında değiştiğini, polimerize

edilmiş PMMA ile olan bağlantı dayanımlarının 0.94 – 2.56 MPa arasında olduğunu belirlemişlerdir. Flexor'un polimerize edilmemiş PMMA ile bağlantı dayanımı 0.48 MPa, polimerize edilmiş PMMA ile olan bağlantı dayanımı 1.11 MPa, Molloplast B'nin polimerize edilmemiş PMMA ile bağlantı dayanımı 1.41 MPa, polimerize edilmiş PMMA ile bağlantı dayanımı 1.73 MPa olarak kaydedilmiştir. Flexor'un her iki bağlantıda da başarısızlık tipi adeziv karakterli, Molloplast-B'nin polimerize edilmemiş PMMA ile olan başarısızlık tipi adeziv+koheziv, polimerize edilmiş PMMA ile olan başarısızlık tipinin koheziv olduğu gözlenmiştir.

Suca⁸⁶, Molloplast-B'nin PMMA'ya bağlanma dayanımını 1.39 MPa olarak bulmuştur. Molloplast-B'nin PMMA'ya bağlantı kuvvetinin, materyalin kendi çekme dayanımından daha düşük olduğu gözlenmiştir. Molloplast-B'nin çekme dayanımı 1.52 MPa, elastiklik modülü ise 0.94 MPa olarak bulunmuştur.

Kazanji ve Watkinson⁶¹, yumuşak astar maddelerinin kalınlığının, kaide plağı ile kenar sınırlarında çevrelenmesinin ve su içinde bekletmenin sertliği ne şekilde etkilendiğini incelemişlerdir. 2.5 mm kalınlığındaki akrilik plaklara 0.45 mm ile 3.6 mm arasında değişen kalınlıklarda yumuşak astar maddeleri uygulamışlardır. Ayrıca Molloplast-B ve Co Super Soft için akrilik ile çevrili ve çevrili olmayan iki grup örnek hazırlamışlar. Bütün örnekler 37 derecede suda bekletilmiştir. Deneyler, örnekler hazırlandıktan 24 saat ve 6 ay sonra tekrarlanmıştır. Malzemelerin sertliği Shore A durameter ile ölçülmüştür. Çalışmacıların bulgularına göre yumuşak astar maddelerinin kalınlıkları arttıkça sertlikleri anlamlı olarak azalmaktadır. Astar maddesinin akrilik ile çevrelediği durumda Molloplast-B'nin sertliği artmıştır; ancak Coe Super Soft'un sertliği değişmemiştir. Altı ay 37°C suda bekleyen örneklerde Molloplast-B'nin anlamlı derecede yumuşadığı ve akrilik esaslı Coe Super Soft'un anlamlı derecede sertleştiği bildirilmiştir. Diğer bir akrilik esaslı malzeme

olan Softik 49'un ise sertliği değişmemiştir. Otörler yeterli yumuşaklık için yumuşak astar maddesinin en az 1,8 mm kalınlığında olması gerektiğine, Molloplast-B'nin akrilik ile çevreli olduğunda sertliğin artmasının klinik olarak anlamlı olmayabileceğine ve akrilik esaslı astar maddelerinin sertliklerinde meydana gelen değişikliklerin yapılarındaki plastikleştiricilerin sızmasına bağlı olduğuna işaret etmişlerdir.

Bates ve Smith⁴⁸, yumuşak astar maddelerini su ve yağ emmeleri, sertlikleri kaide plağına bağlanmaları ve protez temizleyicilerinin etkileri açısından araştırmışlardır. Seksendokuz hastaya uygulanan biri akrilik esaslı (Palasiv) diğer i se silikon elastomeri (Molloplast-B) olan iki farklı yumuşak astar maddesini ağız dokularının sağlığı, ağız hijyeni, hastaların görüşleri, renk, aşınma ve kaide plağı ile bütünlükleri açısından dokuz ay boyunca değerlendirmişlerdir. Akrilik esaslı astar maddelerinin daha yumuşak ve bir akıcı olduğunu, silikon bazlı materyallerin i se bastırılabilirliklerinin ve elastikliklerinin değerkenlik göstermediğini ve sertliklerinin fazla olduğunu, Molloplast-B'nin test edilen tüm yumuşak astar maddeleri arasında en düşük makaslama dayanımına sahip olduğunu bildirmişlerdir.

Braden ve Wright⁴¹, yumuşak astar maddelerinin su emme ve suda çözünmelerini inceledikleri çalışmalarında, sıvı emiliminin malzemenin, boyutsal stabilitesi ile ilgili bir faktör olduğunu ve akrilik kaide ile bağlantısını da etkileyebileceğini söylemişlerdir. İnceledikleri 5 silikon, 6 akrilik esaslı yumuşak astar maddesi arasında sadece Molloplast-B'nin ve Per-Fit'in (silikon esaslı yumuşak astar maddesi) akrilik kaide plağı ile uyumlu su emme ve suda çözünme özellikleri gösterdiğini bildirmişlerdir.

Canay ve ark.³⁹, akrilik ve silikon esaslı yumuşak astar maddelerinin renk ve sertliklerinin besin boyalarından ne şekilde

etkilendiğini incelemişlerdir. Altı aylık değerlendirme sonucunda silikon esaslı Molloplast-B'nin renk ve sertliğinin daha istikrarlı olduğunu bildirmişlerdir.

El-hadary ve Drummond⁴⁰, silikon esaslı Luci Soft ve Perma Soft yumuşak astar maddelerinin su emme, suda çözünme ve akrilik ile bağlanma dirençlerini karşılaştırmışlardır. Silikon esaslı LuciSoft'un daha az su absorbe ettiğini, daha az çözündüğünü ve kaide maddesiyle bağlanmasının da daha iyi olduğunu bildirmişlerdir.

Graham ve ark.⁴³, doku düzenleyiciler ile akrilik ve silikon esaslı yumuşak astar maddelerin statik ve dinamik yükleme testleri uygulamışlardır. Yumuşak astar maddelerinin yük uygulandıktan sonra elastikliklerinin azaldığını bildirmişlerdir. Molloplast-B ilk 7 gün içinde daha fazla elastikiyetini kaybetmiş (%20), ancak bir ay sonunda akrilik esaslı astar maddelerine göre daha istikrarlı olmuştur.

Hekimoğlu ve Anıl⁸⁷, beş farklı yumuşak astar maddesi ile yaptıkları yaşlandırma deneyi ile laboratuvarda hazırlanan Ufigel L (silikon), Molloplast-B (silikon), Flexor (silikon dimetil akrilat) ile oda ısısında polimerize olan Ufigel P (silikon) ve Simpa'nın (polimetil siloksan) sertlik, birim uzama değerlerini ve germe dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Eskitme işleminin, oda ısısında polimerize olanların mekanik özelliklerini, ısıyla laboratuvarda hazırlananlarınkinden daha fazla etkilendiğini bildirmişlerdir.

Jepson ve ark.⁸⁸, akrilik esaslı (Palasiv 62) ve silikon esaslı (Molloplast-B) yumuşak astar maddelerinin viskoelastik özelliklerine eskitmenin etkilerini incelemişlerdir. Palasiv 62'nin kalınlığının ve viskoelastik özelliklerinin zaman içinde azaldığı hem klinik olarak

gözenmiş hem de laboratuvar örneklerinde ölçülmüştür. Molloplast-B'de klinik olarak ve laboratuvar deneylerinde daha istikrarlı sonuçlar elde edilmiştir ve malzeme zaman içinde elastikliğini korumuştur.

Qudah ve ark.²³, ikisi akrilik ikisi silikon esaslı olmak üzere dört yumuşak astar maddesine ve iki doku düzenleyiciye 18-53°C arasında bir dakika arayla ısıtılma işlemi uygulamışlar ve 20 °C de tuttıkları kontrol grubuna göre sertliklerini penetrasyon testiyle değerlendirmişlerdir. Test edilen bütün materyallerin ısıtılma işlemi ile sertliklerinin etkilendiklerini, doku düzenleyicilerin ise daha hızlı sertleştiğini bildirmişlerdir.

Qudah ve ark.⁸⁹, Molloplast-B'nin plastizer içermediğini, doldurucu içerdiğini ve su içinde bekletildiği zaman su emdiğinden dolayı ısıtılma işleminin bağlantı dayanımında olumsuz etkiye sahip olduğunu belirtmişlerdir.

Pinto ve ark.⁹⁰, ısıtılma işlemi uygulamanın, daimi yumuşak astar materyali ile akrilik kaide arasındaki bağlanma dayanımına etkisini inceledikleri çalışmada yumuşak astar maddesi olarak Permanent soft (akrilik), Pro Tech (akrilik), Flexor (silikon), Molloplast-B (silikon) ve akrilik reçine olarak ısıyla polimerize olan Classico ve Lucitone 199'u kullanmışlardır. Bağlanma dayanımını çekme dayanımı testiyle ölçmüşlerdir. Isıtılma işleminin yumuşak astar materyalinin elastikiyetine etkisini daimi deformasyon testiyle ölçmüşlerdir. Kontrol grubu ve ısıtılma işlemi yapılan grupta kullanılan akrilik reçinelerin bağlantı dayanımı açısından anlamlı bir fark oluşturmadığını açıklamışlardır. Isıtılma işleminin akrilik esaslı yumuşak astar maddelerin daimi deformasyonunda olumsuz etkiye sahip olduğunu belirtmişlerdir. Flexor grubunda adeziv diğerlerinde hem adeziv hem de koheziv tipte başarısızlıkla karşılaşmışlardır. Molloplast-B'nin klinik olarak test edilen diğer yumuşak astar materyallerinden bağlantı dayanımı

ve elastikiyet açısından daha olumlu performans gösterdiğini belirtmişlerdir.

Kawano ve ark.⁹¹, altı çeşit yumuşak astar materyalinin PMMA'ya bağlantı dayanımını çekme testi ile karşılaştırmışlardır. Kullanılan materyallerden; Prolastic (oda sıcaklığında vulkanize olan silikon), 0.94 MPa, Vina Soft (vinil) 1.11 MPa ve Flexor (kopolimer) 1.1 MPa ile en düşük bağlantı dayanımını gösterirken, Super Soft (plastize PMMA) 1.63 MPa, Novus (polifosfazen) 1.70 MPa, Molloplast B (ısı ile polimerize silikon) ise 1.72 MPa ile en yüksek bağlantı dayanımını göstermiştir.

Collis³⁶, Novus (polifosfazen fluoroelastomer), Flexor (polidimetil silikon perfluoroalkanol dimetakrilat) ve Perform Soft (üretanakrilat etil metakrilat – görünür ışıkla polimerize) üç farklı yumuşak astar materyalinin görünür ışıkla polimerize edilen protez kaidesiyle bağlantı dayanımını makaslama dayanımı testiyle incelemişlerdir. Örnekler hazırlanıp su içinde 4 ay bekletildikten sonra test edilmiştir. Flexor'un bağlantı dayanımı başlangıçta 0.294 MPa iken, su içerisinde 4 ay bekletildikten sonra 0.256 MPa'ya düşmektedir. Aynı durum diğer materyaller içinde geçerli olmuştur. Bağlantı kuvvetlerindeki azalmanın, materyalin suda bekleme süresiyle doğru orantılı olduğu bulunmuştur. Bunun sebebi olarak, bağlantı bölgesindeki su emme ve gerilme oluşumu veya rezilient materyalin viskoelastik yapısının değişimi, materyalin daha sert bir özellik taşıması ve bunların sonucu olarak dış kaynaklı kuvvetlerin bağlantı bölgesine direkt iletimi düşünülmüştür.

Park ve ark.⁹², ısıtıl işleminden akrilik esaslı geçici amaçla kullanılan yumuşak astar maddelerin büyük ölçüde, silikon ve polifosfazen yapıda olanların ise daha az etkilendiğini belirtmişlerdir. Yaptıkları

Çalışmada geçici amaçla kullanılan yumuşak astar maddelerinin elastiklik modüllerindeki değişimi 2000 döngüden sonra anlamlı düzeyde farklı olmuştur. Ancak daimi amaçla kullanılanlarda 500 döngüden sonra bir değişim görülmemiştir. İlk 500 döngü içinde daimi amaçla kullanılan silikonlarda ilave polimerizasyon kaynaklı anlamlı değişimler olduğu vurgulanmıştır.

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Çalışmada ısıyla polimerize olan polimetilmetakrilat rezin (Meliodent, Heraus Kulzer/ Armonk, NY, Hanau, Germany), silikon esaslı yumuşak astar materyali (Molloplast-B Regneri, GmbH & Co.KG, Kalsruhe, Germany) ve yapıştırıcı (Primo adeziv, Detax, Ettlingen, Germany) kullanıldı. Polimetilmetakrilat test örneklerinin hazırlanması Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı laboratuvarlarında, kumlama işlemi özel diş laboratuvarında, lazerle yüzey pürüzlendirme işlemi Arta Diş Kliniğinin lazer ünitesinde, yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi Z.K.Ü. Karabük Teknik Eğitim Fakültesinin Döküm Eğitimi Bölümü laboratuvarında, metal kalıpların hazırlanması ve taramalı elektron mikroskobu analizleri Gazi Üniversitesi Teknik Eğitim Fakültesi Malzeme ve Makine Bölümü laboratuvarlarında, ısıtma işlemi uygulaması Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma laboratuvarında, sıyırılma ve makaslama dayanımı deneyleri Gazi Üniversitesi Mimarlık ve Mühendislik Fakültesinin Kimya Bölümü Mekanik Analiz Laboratuvarında yapıldı.

3.1. Yüzey Pürüzlülüğünün Değerlendirilmesi

Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesinde kullanılacak PMMA örneklerin polimerizasyonu 10 mm yükseklikte, 25 mm çapta hazırlanan pirinç kalıpların içinde gerçekleştirildi (Resim 1).



Resim 1: Yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesinde kullanılacak örneklerin hazırlandığı pirinç kalıp.

Polimerizasyon sonrası gerekli tesviye işlemleri yapılan 44 adet örnek rastgele seçilerek 11’li 4 gruba ayrıldı ve pürüzlendirme işlemleri uygulandı (Resim 2). Grup A_p; su zımparası (Silicon carbide waterproof, abrasive paper, electro coated, ISO9001, 400C) işleminden sonra 60 saniye boyunca 0.60 MPa basınçta 50 µm boyutlu alümina tanecikleri ile kumlanmış akrilik yüzeyini; Grup B_p; su zımparası işleminden sonra 60 saniye boyunca 0.60 MPa basınçla 250 µm boyutlu alümina tanecikleri ile kumlanmış akrilik yüzeyini; Grup C_p; su zımparası işleminden sonra Er: YAG lazer ışını dentin programında 60 saniye süresince 120 mJ enerji, 3 mHz frekansta 10 mm lik mesafeden kullanarak akrilik yüzeyinde yapılan pürüzlendirmeyi; Grup D_p ise sadece su zımparası işlemi yapılan akrilik yüzeyi tanımlamaktadır. Grubu belirten A,B,C ve D harflerinden sonra alt simge olarak gösterilen “p” gruplarda pürüzlendirme işleminin yapıldığını açıklamaktadır (Tablo 1).

Yüzey hazırlığından sonra örnekler, içinde alkol bulunan ultrasonik temizleyicide, 5 dakika boyunca bekletilip distile suyla yıkanarak kurumaya bırakıldı.

Tablo 1: Yüzey pürüzlendirme işlemine göre yapılan gruplama

Grup A _p	50 µm boyutlu alümina tanecikleriyle kumlama
Grup B _p	250 µm boyutlu alümina tanecikleriyle kumlama
Grup C _p	Er: YAG lazer uygulama
Grup D _p	Kontrol grubu



Resim 2: Pürüzlendirme işleminden sonra örneklerin yüzey görünümü.

Her grupta 10 tane olmak üzere toplam 40 örneğin yüzey pürüzlülüğü R_a değeri olarak mikrometre (μm) cinsinden profilometre cihazıyla (Surtronic10, Taylor Hobson Limitet; İngiltere) ölçüldü. Yüzey pürüzlülüğü tespitinde TS 971 numaralı Türk Standard⁹³’ı dikkate alındı. Cihazın kalibrasyonu yapıldıktan sonra her örnek yüzeyinden 5 ayrı ölçüm yapılarak sonuçların ortalamaları kaydedildi.

Geriye kalan 4 test örneğinin pürüzlendirme yapılan yüzeyi 500x büyütmeli taramalı elektron mikroskobu analizi (JEOL JSM-6060LV Scanning electron microscope; Tokyo, Japan) sonunda fotoğraflandırılarak görsel olarak değerlendirildi.

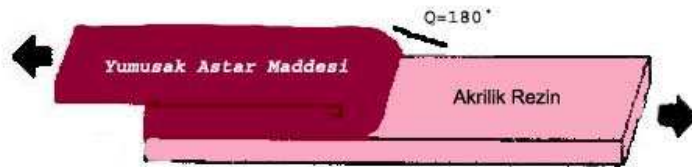
3.2 Bağlantı Testleri

3.2.1 Sıyırılma Dayanımı Testi

3.2.1.1. Örneklerin Hazırlanması

Sıyırılma dayanımı testi için kullanılan örnekler TS EN 28510-2 (TSE-Türk Standardı) standardı⁶¹'na göre hazırlandı. Örnek boyutları 10 x 35 x 6 mm olacak şekilde standardize edildi. 6 mm'lik kalınlığın 3 mm'sini PMMA, kalan 3 mm'lik kısmını ise yumuşak astar maddesi oluşturdu.

Standart örneğin şematik görünümü aşağıdaki gibidir (Şekil 5).



Şekil 5: 180° sıyırılma deneyi için standart örnek şekli.

180 derece açıyla sıyırılma deneyi için 48 adet PMMA örnek, üretici firmanın talimatına uygun 3/1 toz/likit oranında karıştırılarak hazırlandı. Karışım özel olarak yaptırılan 3 x 10 x 35 mm boyutunda negatif boşlukların yer aldığı alüminyum kalıplara yerleştirildi (Resim 3).

Prova kapanışı ve 15 dakikalık presleme işleminden sonra, alüminyum kalıp oda ısısındaki suyun içine yerleştirilerek kaynatıldı ve bu durumda 30 dakika daha bekletilerek polimerizasyon sağlandı. Kaynar sudan çıkartılan kalıp, oda sıcaklığında kendi kendine soğumaya bırakıldı. Kalıptan çıkartılan örnekler tesviye işlemleri yapıldı. Elde edilen 48 adet örnek rastgele 12'şerli 4 gruba ayrıldı. Gruplara pürüzlendirme işlemleri uygulandı.



Resim 3: PMMA örneklerin hazırlanmasında kullanılan alüminyum kalıplar

Kumlama işlemi sırasında standardizasyonu sağlamak amacıyla cihazın ucunu örneğe 10 mm uzaklıktan sabitleyen tutucu kullanıldı (Resim 4). Lazerle pürüzlendirme aynı araştırmacı tarafından, ışının odak uzaklığı 10 mm olarak belirlenip elde tarama şeklinde yapıldı.



Resim 4: Kumlama işleminin standardizasyonunu sağlayan sabitleyici

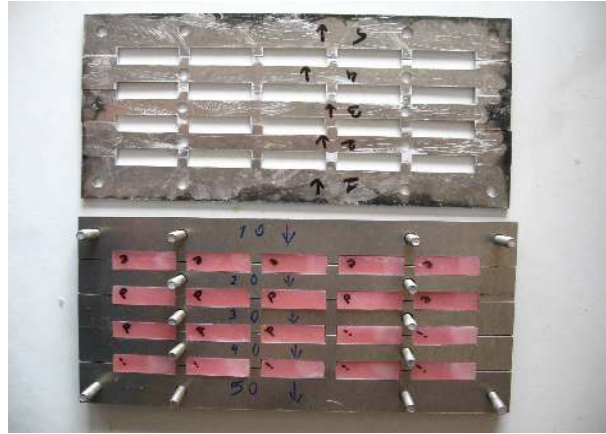
Örnekler pürüzlendirme işleminden sonra içinde alkol bulunan ultrasonik temizleyicide 5 dakika boyunca bekletilip distile suyla yıkanarak kurumaya bırakıldı (Resim 5).



Resim 5: Ultrasonik temizleyicideki akrilik örnekler.

Yüzeyleri hazırlanan akrilik örnekler, alüminyum kalıptaki negatif yuvalara tekrar yerleştirildi (Resim 6). Her bir örneğin üstte kalan yüzeyi 100 mm²'lik açık alan bırakılarak alüminyum folyo ile kapatıldı (Resim 7). Bunun üzerine 3 mm'lik negatif boşluk oluşturacak ikinci

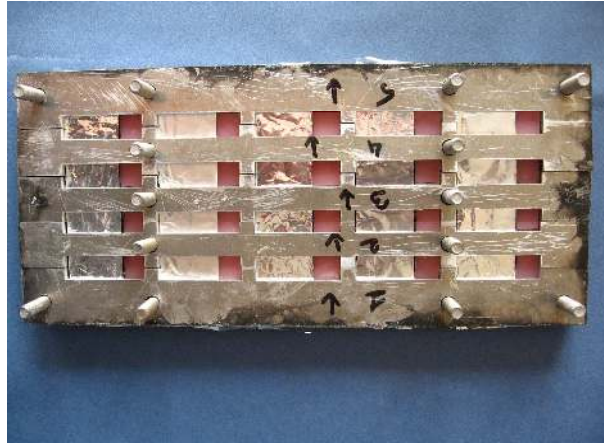
alüminyum levha yerleştirildi (Resim 8). Kalıba üstten bakıldığında görünen akrilik kısımlara, üretici firmaların Molloplast-B için tavsiye ettiği Primo adeziv sürülerek 60 dakika kurumaya bırakıldı. Bağlantı ajanı uygulamasından sonra hazır hamur halde bulunan Molloplast-B, alüminyum kalıpla oluşturulmuş boşluğa yerleştirildi (Resim 9). Prova kapanışı ve 15 dakikalık preslemeden sonra alüminyum kalıp, polimerizasyonun gerçekleşmesi için oda ısısındaki termostatlı su banyosuna yerleştirildi. Su sıcaklığı 100°C'de sabit tutularak 120 dakika kaynatıldı, oda sıcaklığında su içinde soğumaya bırakıldı (Resim 10). Soğuyan kalıplar açıldıktan sonra elde edilen örnekler, firmaların tavsiye ettiği materyallerle tesviye edilip test edilebilir hale getirildi (Resim 11).



Resim 6: Polimerizasyonu tamamlanmış akrilik örneklerin alüminyum kalıba yerleştirilmiş hali.



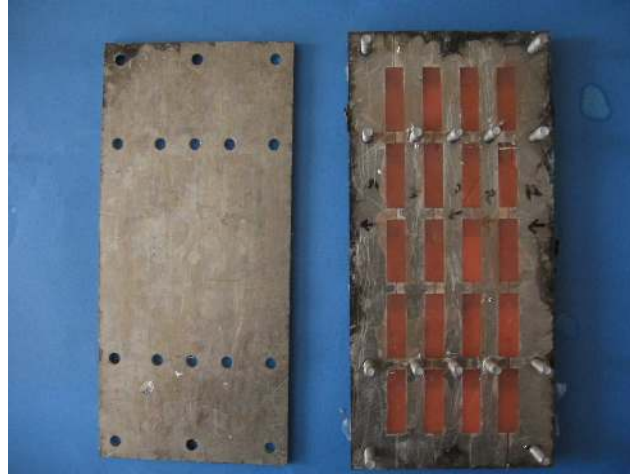
Resim 7: Akrilik örneklerin Molloplast-B yumuşak astar maddesinin bağlanmaması istenen yüzeyinin alüminyum folyo ile kapatılması.



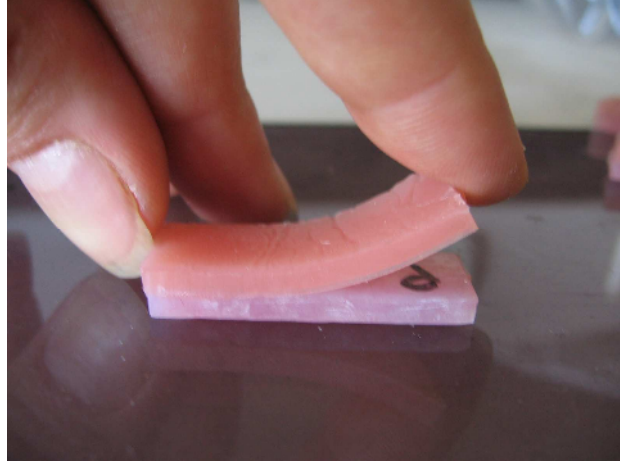
Resim 8: Üç mm lik boşluk oluşturacak alüminyum levhanın yerleştirilmiş hali.



Resim 9: Molloplast-B'nin yerleştirileceği negatif boşluğun yakın görünümü.



Resim 10: Molloplast-B yumuşak astar maddesinin kalıp içinde polimerizasyonu tamamlanmış şekli.



Resim 11: Elde edilen örneğin yakından görünümü.

İşlemler sonucunda 4 farklı örnek grubu elde edildi. Grup A_s; su zımparası işleminden sonra 60 saniye boyunca 0.60 MPa basınçta 50 µm boyutlu alümina tanecikleri ile kumlanmış akrilik yüzeyine Primo adezivin ve silikon esaslı yumuşak astar materyalinin uygulandığı örnekleri içermektedir. Grup B_s; su zımparası işleminden sonra 60 saniye boyunca 0.60 MPa basınçla 250 µm boyutlu alümina tanecikleri ile kumlanmış akrilik yüzeyine Primo adezivin ve Molloplast-B'nin uygulandığı örnekleri içermektedir. Grup C_s; su zımparası işleminden sonra Er: YAG lazer ışığını dentin programında 60 saniye süresince 120 mJ enerji, 3 mHz frekansta, 10 mm lik mesafeden kullanarak akrilik yüzeyinde yapılan pürüzlendirmenin arkasından Primo adeziv ve Molloplast-B'nin uygulandığı grubu; Grup D_s ise sadece su zımparası işlemi yapıldıktan sonra yüzeye Primo adeziv ve Molloplast-B'nin uygulandığı grubu göstermektedir. Grup harfinin sonuna eklenen “s” alt simgesi örneklerin sıyırılma testine ait olduğunu açıklamaktadır.

Tablo 2: Sıyrılma dayanımı deneyi için örneklerin gruplandırılması.

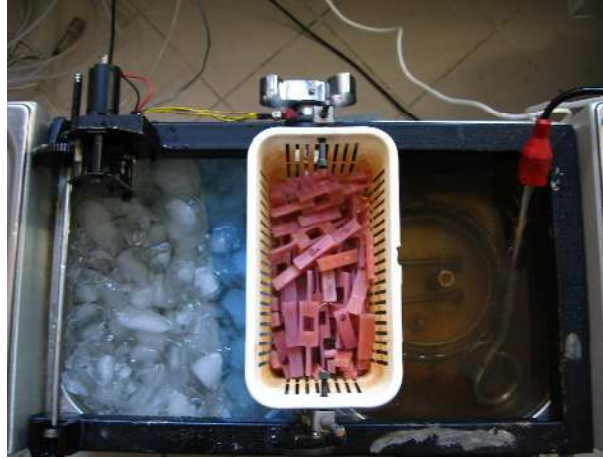
Grup A _s	50 µm boyutlu alümina tanecikleri ile kumlama + Primo adeziv + Molloplast-B
Grup B _s	250 µm boyutlu alümina tanecikleri ile kumlama + Primo adeziv + Molloplast-B
Grup C _s	Er: YAG lazer uygulama + Primo adeziv + Molloplast-B
Grup D _s	Primo adeziv + Molloplast-B (kontrol grubu)

3.2.1.2. Isıl İşlem Uygulaması

Örnekler ısıtıl işlem uygulamasına kadar distile su içinde tutuldu. Isıl işlem aşamasında test örnekleri, +5°C dereceye soğutulmuş tankta 20 saniye bekletilip 10 saniye dinlenme aralığından sonra, +55 °C de 20 saniye bekletildi. 10 saniyelik dinlenme aralığından sonra +5°C ye geçilerek bir döngü tamamlandı (Resim 12,13). Bu döngü 500 defa tekrarlandı. Bu işlemle ağız ortamındaki ısı değişiklikleri taklit edilmeye çalışıldı. Daha sonra örnekler oda ısısında 24 saat suda bekletilip deney aşamasına geçildi.



Resim 12: Isıl işlem cihazı

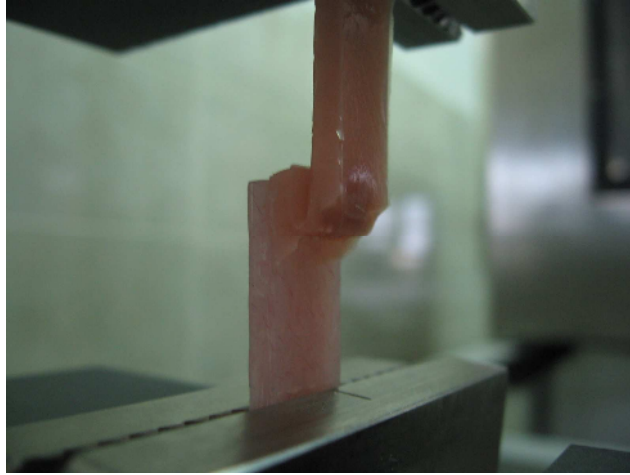


Resim 13: Isıl işlem uygulanan örneklerin görünümü

3.2.1.3. 180° Açıyla Sıyırılma Dayanımı Deneyinin Uygulanışı

Test örnekleri, akrilik kısmı alt tutucuda, yumuşak astar materyal kısmı üst tutucuda olmak üzere bilgisayar destekli çekme test cihazına yerleştirildi. Böylece test örneklerini ayırmak için gerekli olan 180°'lik pozisyon sağlandı (Resim 14). Her ölçümde cihazın kalibrasyonu yeniden yapıldı. Sabit çekme hızı 5 mm/dk olarak belirlendi. Örnek cihaza

bağlandıktan sonra her bir örneğin test edilmesi esnasında oluşan kuvvet ve uzama değerleri bilgisayarda kaydedildi. Kaydedilen maksimum kuvvet test örneğinin kesit alanına bölünerek test edilen materyalin bağlantı dayanımı ölçüldü.



Resim 14: Sıyırılma dayanımı deneyi için örneğin çenelere bağlanması

Elde edilen değerler aşağıdaki formüle uygun olarak yerleştirilip bağlantı dayanımı sonuçları her bir örnek için tek tek hesaplandı.

$$P = 2F / W$$

P= Sıyırılma dayanımı

F= Uygulanan kuvvet

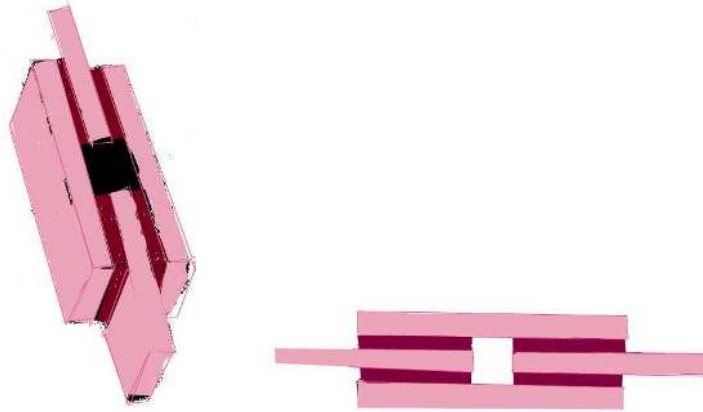
W= Bağlantı yüzeylerinin genişliği

Sıyırılma dayanımı testi sonucu ayrılan akrilik ile yumuşak astar materyalinin bağlantı yüzeyleri mikroskopta (Medilive camera-mikroskop, ZEISS, Biberach, Germany) 4X büyütmeyle incelendi.

3.2.2. Makaslama Dayanımı Testi

3.2.2.1. Örneklerin Hazırlanması

Makaslama dayanımı için kullanılan örnekler ASTM (Standart Test Methods for Rubber Property- Adhesion to rigid Substrates) D 429 - 03⁶¹ numaralı standardın H metoduna (Method H- Measuring bond durability for rubber to metal bonded components with quadruple shear specimen) göre hazırlandı.⁶² Standart örneğin şematik görünümü şekil 6 da gösterilmektedir.



Şekil 6: Makaslama dayanımının ölçülmesi için hazırlanan örneklerin şematik görünümü.

Öncelikle, sıyırılma testi örneklerini temin etmek için kullanılan alüminyum kalıpla 3 x 10 x 35 mm boyutunda 192 adet PMMA akrilik ara parça temin edildi ve tesviye işlemleri uygulandı. Akrilik üzerinde

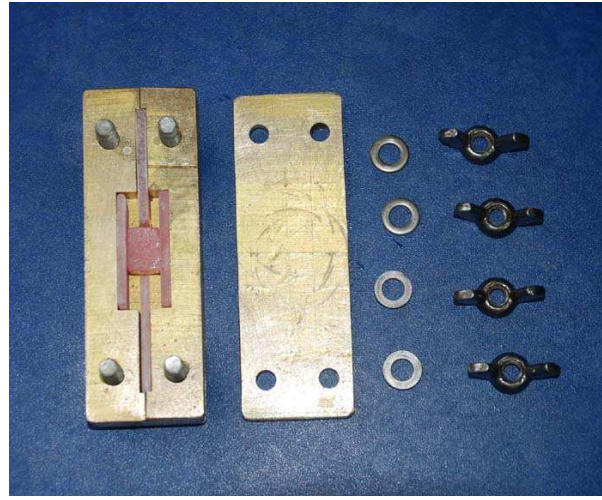
Molloplast-B ile bağlantı yapacak 100 mm²'lik alanlar sabit kalemle belirlendi. Akrilik ara parçalar rastgele 4 gruba ayrılarak yüzey pürüzlendirme işlemleri yapıldı. Yüzey hazırlığından sonra örnekler içinde alkol bulunan ultrasonik temizleyicide 5 dakika boyunca bekletilip distile suyla yıkanarak kurumaya bırakıldı. Bağlantı ajanı uygulamasından sonra hazır hamur halde bulunan Molloplast-B, özel olarak hazırlanmış pirinç kalıp içindeki boşluklara yerleştirildi (Resim 15-19). Üretici firmanın önerileri doğrultusunda Molloplast-B'nin polimerizasyonu sağlandıktan sonra tesviye işlemiyle örnekler son hallerine getirildi. Tüm örnekler ısı işlem uygulandı.

Tablo 3: Makaslama dayanımı deneyi için örneklerin gruplandırılması.

Grup A _m	50 µm boyutlu alümina tanecikleri ile kumlama + Primo adeziv + Molloplast-B
Grup B _m	250 µm boyutlu alümina tanecikleri ile kumlama + Primo adeziv + Molloplast-B
Grup C _m	Er: YAG lazer uygulama + Primo adeziv + Molloplast-B
Grup D _m	Primo adeziv + Molloplast-B (kontrol grubu)

Grup A_m; su zımparası işleminden sonra 60 saniye boyunca 0.60 MPa basınçta 50 µm boyutlu alümina tanecikleri ile kumlanmış akrilik yüzeyine Primo adezivin ve silikon esaslı yumuşak astar materyalinin uygulandığı örnekleri içermektedir. Grup B_m; su zımparası işleminden sonra 60 saniye boyunca 0.60 MPa basınçla 250 µm boyutlu alümina tanecikleri ile kumlanmış akrilik yüzeyine Primo adezivin ve Molloplast-B'nin uygulandığı örnekleri içermektedir. Grup C_m; su zımparası işleminden sonra Er: YAG lazer ışını dentin programında 60 saniye

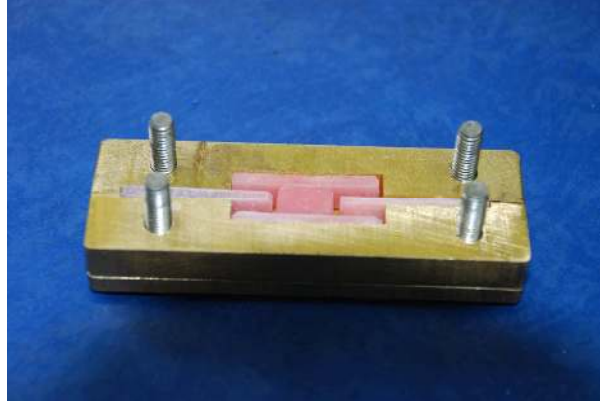
süresince 120 mJ enerji, 3 mHz frekansta, 10 mm lik mesafeden kullanarak akrilik yüzeyinde yapılan pürüzlendirmenin arkasından Primo adeziv ve Molloplast-B'nin uygulandığı grubu; Grup D_m ise sadece su zımparası işlemi yapıldıktan sonra yüzeye Primo adeziv ve Molloplast-B'nin uygulandığı grubu tanımlamaktadır. Grup harfinin sonuna eklenen “m” alt simgesi örneklerin makaslama testine ait olduğunu açıklamaktadır.



Resim 15: Pirinç montaj kalıp ve akrilik ara parçaların kalıp içine yerleştirilmiş görünümü.



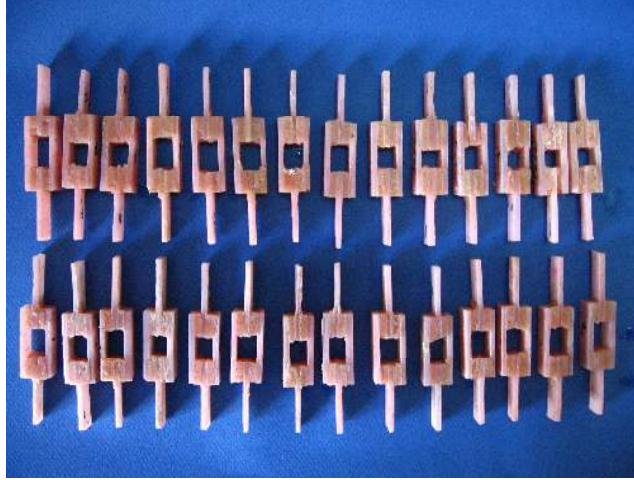
Resim 16: Pirinç montaj kalıplarının toplu görünümü.



Resim 17: Piringç kalıp ve akrilik örneklerin yakın görünümü



Resim 18: Kalıp içine yumuşak astar maddesinin yerleştirilmiş durumu



Resim 19: Makaslama dayanımı testi için yapımı tamamlanmış örneklerin toplu görünümü

3.2.2.2. Isıl İşlem Uygulaması

Örnekler ısıtıl işlem uygulamasına kadar distile su içinde tutuldu. Isıl işlem aşamasında test örnekleri, $+5^{\circ}\text{C}$ dereceye soğutulmuş tankta 20 saniye bekletilip 10 saniye dinlenme aralığından sonra, $+55^{\circ}\text{C}$ de 20 saniye bekletildi. 10 saniyelik dinlenme aralığından sonra $+5^{\circ}\text{C}$ ye geçilerek bir döngü tamamlandı. Bu döngü 500 defa tekrarlandı. Bu işlemle ağız ortamındaki ısı değişiklikleri taklit edilmeye çalışıldı. Daha sonra örnekler oda ısısında 24 saat suda bekletilip deney aşamasına geçildi.

3.2.2.3. Makaslama Dayanımı Testinin Uygulanışı

Test örnekleri, çekme test cihazının çenelerine dikey eksenle tutturuldu. Çenelerin birbirinden 20 mm/dak'lık hızla uzaklaşması sağlandı (Resim 20). Her bir örnekte ölçüm öncesi cihazın kalibrasyonu yapıldı. Örneklerin test edilmesi esnasında oluşan kuvvet ve uzama

grafikleri bilgisayarda kaydedildi. Kaydedilen en yüksek kuvvet değeri test örneğinin toplam kesit alanına bölünerek, test edilen materyalin makaslama dayanımı elde edildi.

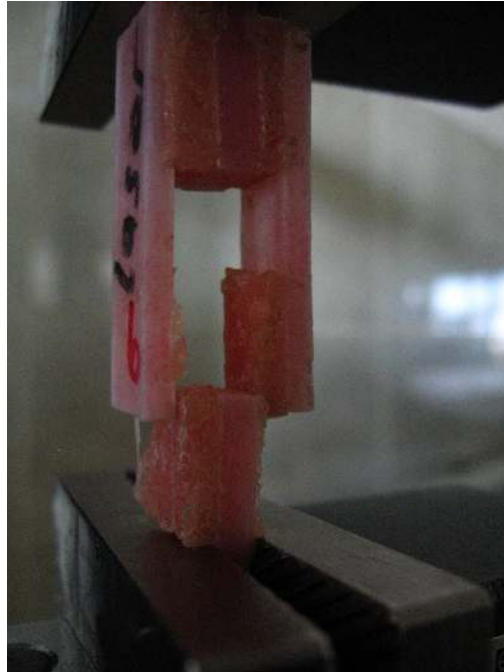
$$P_{\text{makaslama}} = F_{\text{max}} / n \times A$$

$$P_{\text{makaslama}} = \text{Makaslama dayanımı}$$

$$n = \text{Bağlantı yapılan yüzey sayısı}$$

$$F_{\text{max}} = \text{Uygulanan maksimum kuvvet}$$

$$A = \text{Bağlantı yüzey alanı}$$



Resim 20: Makaslama dayanımı testi için çenelere bağlanan bir örnekte yumuşak astar materyali ile PMMA arasındaki bağlantının kopma anı

3.3. İstatistiksel Değerlendirme

Verilerin analizi SPSS 11.5 programı kullanılarak yapıldı. Verilerin dağılımının normale uygun olup olmadığı Shapiro Wilk testi ile araştırıldı. Tanımlayıcı istatistikler sürekli değişkenler için ortanca (25.-75.) yüzdeler olarak nominal değişkenler ise gözlem sayısı ve (%) biçiminde ifade edildi.

Gruplar arasında sıyrılma kuvveti, sıyrılma dayanımı, makaslama kuvveti, makaslama dayanımı ve yüzey pürüzlülüğü ortancaları yönünden farkın önemliliği Kruskal Wallis varyans testi ile değerlendirildi. Kruskal Wallis test sonucunun önemli bulunduğu durumlarda anlamlı farka neden olan grupları tespit etmek amacıyla çoklu karşılaştırma testi kullanıldı.

Nominal değişkenler Pearson Ki-Kare ve Fisher'in Tam Sonuçlu Olasılık Testi ile değerlendirildi. Nominal değişkenler yönünden gruplar arasında yapılan çoklu karşılaştırma testlerinde Tip I hatayı kontrol altına almak amacıyla Bonferroni Düzeltmesine başvuruldu.

Sonuçlar $p < 0.05$ değerine göre istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4. BULGULAR

Araştırmada akrilik yüzeylere farklı pürüzlendirme teknikleri sonrası silikon esaslı Molloplast-B yumuşak astar maddesi uygulanmıştır. Hazırlanan örnekler ısıtma işlemi uygulandıktan sonra iki madde arasındaki bağlanma direnci sıyrılma ve makaslama dayanımı test yöntemleriyle değerlendirilmiştir.

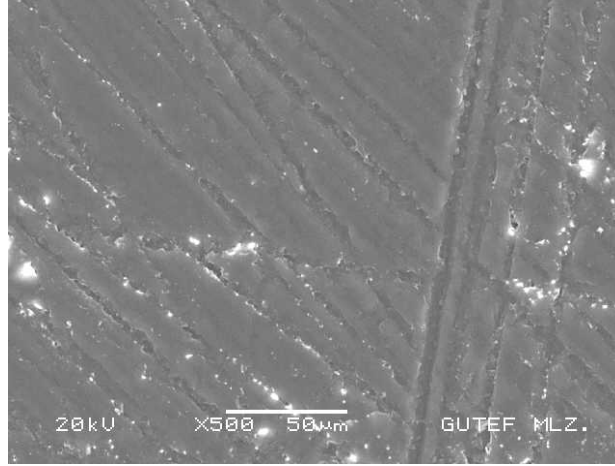
4.1. Yüzey Pürüzlülüğü Bulguları

Üç test ve bir kontrol grubunun yüzey pürüzlülüğü değerleri, her bir örneğin yüzeyinde 5 farklı yerden ölçüm yapılarak, ortaya çıkan rakamların aritmetik ortalaması alınarak hesaplandı. R_a değeri μm olarak ifade edildi. Gruplara ait aritmetik ortalama, standart sapma ve medyan değerleri Tablo 4'te verilmiştir. En yüksek pürüzlülük değeri lazer uygulanmış yüzeyde en düşük değer ise kontrol grubunda gözlemlendi. $250 \mu m$ boyutlu alümina ile kumlanmış yüzey, $50 \mu m$ alümina ile kumlanmış yüzeyden daha fazla pürüzlülük gösterdi (Tablo 4). Gruplar arasındaki ilişki Kruskal Wallis testiyle değerlendirildi. Gruplar arasındaki farklılıklar istatistik açıdan anlamlı bulundu ($p < 0.01$).

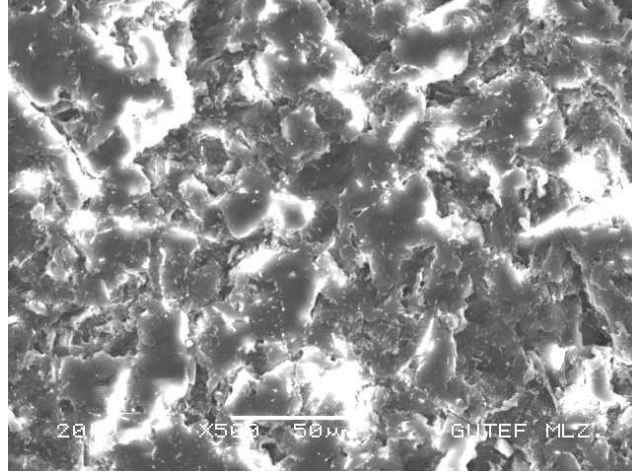
Tablo 4. Yüzey Pürüzlülüğü (R_a)

	Grup A_s (50 μm)	Grup B_s (250 μm)	Grup C_s (lazer)	Grup D_s (kontrol)	p
Aritmetik Ortalama	2.27	3.76	6.27	0.081	
Standart Sapma	0.031	0.21	0.22	0.003	
Medyan	2.26 (2.24-2.29)	3.67 (3.60-3.91)	6.23 (6.14-6.34)	0.081 (0.080-0.083)	<0.001

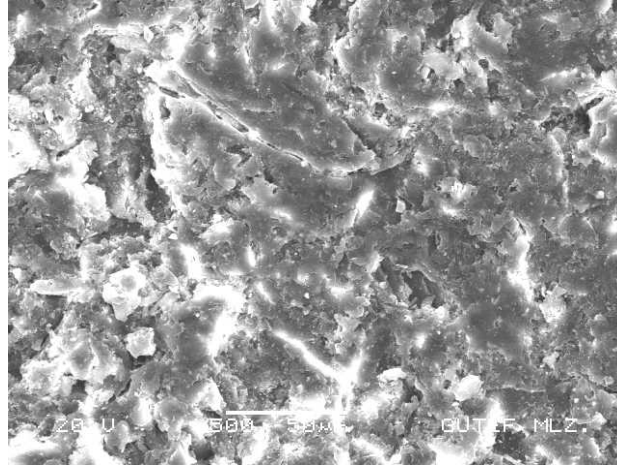
Her gruptan bir örneğin yüzeyindeki pürüzlülük farklılıkları taramalı elektron mikroskobu analizi ile daha ayrıntılı incelendi. Lazer uygulanmış yüzeyde (Grup C_p), 50 µm (Grup A_p) ve 250 µm (Grup B_p) boyutlu alümina ile kumlanan yüzeylerden farklı olarak patlama şeklinde düzensiz şekillenmeler, sarmallar, dairesel boşluklar gözlemlendi (Resim 21-24).



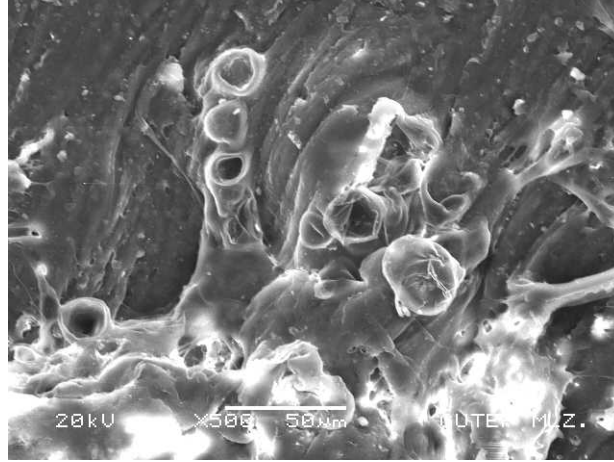
Resim 21. Zımparalama işlemi sonrası yüzeyin SEM görünümü. (Büyütme x500)



Resim 22. 50 µm alümina tanecikleri ile kumlama sonrası yüzeyin SEM görünümü. (Büyütme x500)



Resim 23. 250 µm alümina tanecikleri ile kumlama sonrası yüzeyin SEM görünümü. (Büyütme x500)



Resim 24. Lazer uygulama yöntemiyle pürüzlendirme sonrası yüzeyin SEM görünümü. (Büyütme x500)

4.2. Bağlantı Testleri

4.2.1. Sıyırılma Dayanımı

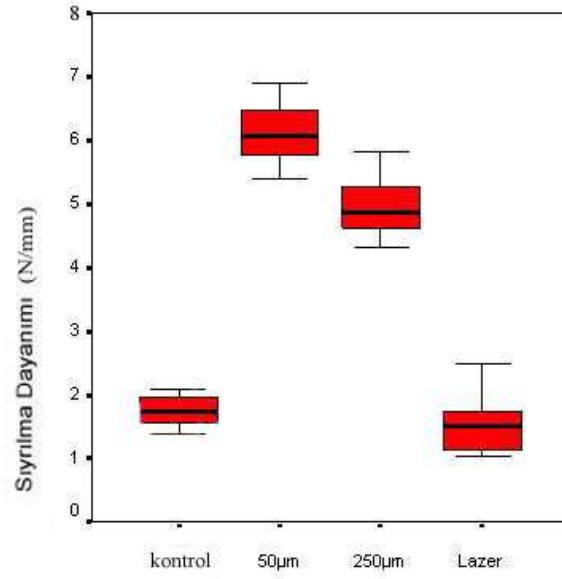
Sıyırılma deneyi sırasında elde edilen en yüksek kuvvet, sıyırılma dayanımı değerleri ve yumuşak astar ile PMMA arasında meydana gelen başarısızlık şekline dair bulgular tablo 5'te; 4 gruba ait sıyırılma dayanımı değerleri grafik 1'de verildi. Kruskal Wallis varyans testiyle gruplar arasında sıyırılma kuvveti ve sıyırılma dayanımı açısından istatistik olarak anlamlı bir fark olduğu tespit edildi ($p < 0.01$). Çoklu karşılaştırma testi sonucunda; gruplar arasında sıyırılma kuvveti ve dolaylı olarak sıyırılma dayanımı değerlerinin yüksekten aza doğru sırasıyla 50 µm boyutlu alümina ile kumlanmış yüzey (Grup A_s), 250 µm boyutlu alümina ile kumlanmış yüzey (Grup B_s), kontrol (Grup D_s) ve Lazer uygulanmış yüzey (Grup C_s) olduğu gözlemlendi.

Tablo 5. Sıyırılma Dayanımı Testi Bulguları

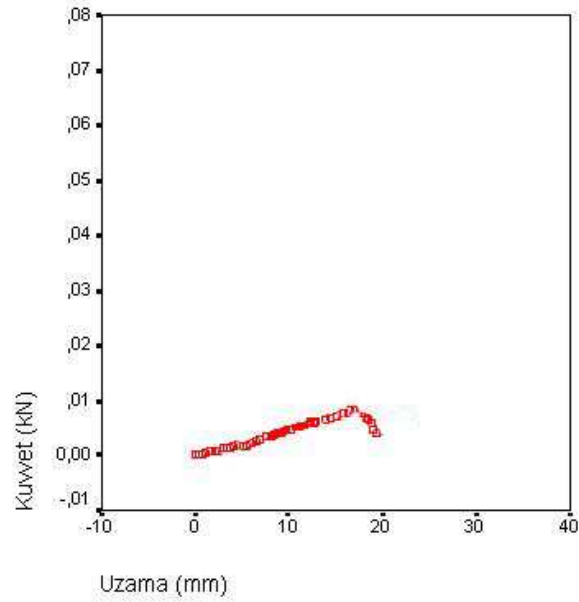
Değişkenler	Grup A_s (50 µm)	Grup B_s (250 µm)	Grup C_s (lazer)	Grup D_s (kontrol)	p
Sıyırılma Kuvveti (N)	30.4 (28.4-32.3)	24.4 (22.9-26.7)	7.5 (5.4-8.9)	8.6 (7.7-9.9)	<0.001
Sıyırılma Dayanımı (N/mm)	6.1 (5.7-6.5)	4.9 (4.6-5.3)	1.5 (1.1-1.8)	1.7 (1.5-2.0)	<0.001
Başarısızlık Şekli					<0.001
Adeziv	-	-	5 (% 41.7)	-	
Koheziv	8 (% 66.7)	12 (% 100)	-	-	
Adeziv - Koheziv	4 (% 33.3)	-	7 (% 58.3)	12 (% 100)	

Deney sonunda iki materyal arasında ortaya çıkan başarısızlık şekilleri adeziv, koheziv ve adeziv-koheziv olarak gruplandırıldı. Pearson Ki-Kare testiyle gruplar arasında istatistik açıdan anlamlı bir ilişki olduğu tespit edildi ($p < 0.01$). Kontrol grubunda örnekler %100 adeziv-koheziv; 50 µm boyutlu alümina ile kumlanmış yüzey grubunda % 66.7 koheziv, % 33.3 adeziv-koheziv; 250 µm alümina ile kumlanmış yüzey grubunda % 100 koheziv; Lazer uygulanmış yüzey grubunda ise % 41.7 adeziv, % 58.3 adeziv-koheziv başarısızlık görüldü.

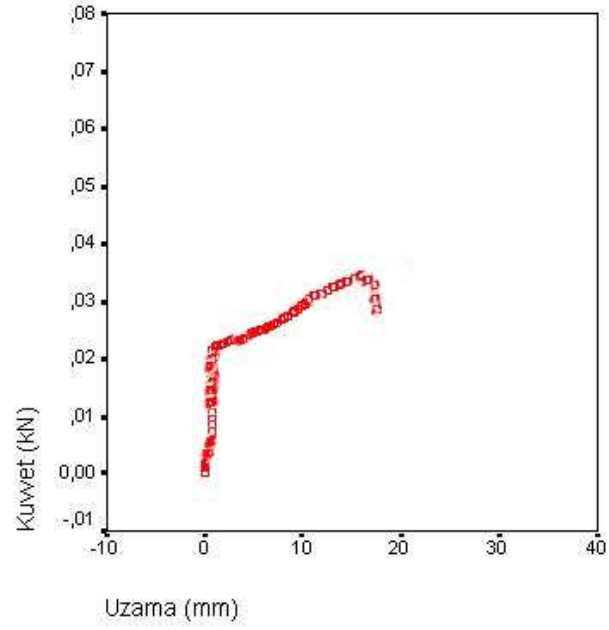
Sıyırılma dayanımı deneyinde ortaya çıkan kuvvet değerleri kontrol grubu için grafik 2’de, 50 µm alümina ile kumlanmış örnekler için grafik 3’de, 250 µm alümina ile kumlanmış örnekler için grafik 4’de, lazer uygulanmış örnekler için grafik 5’de verildi.



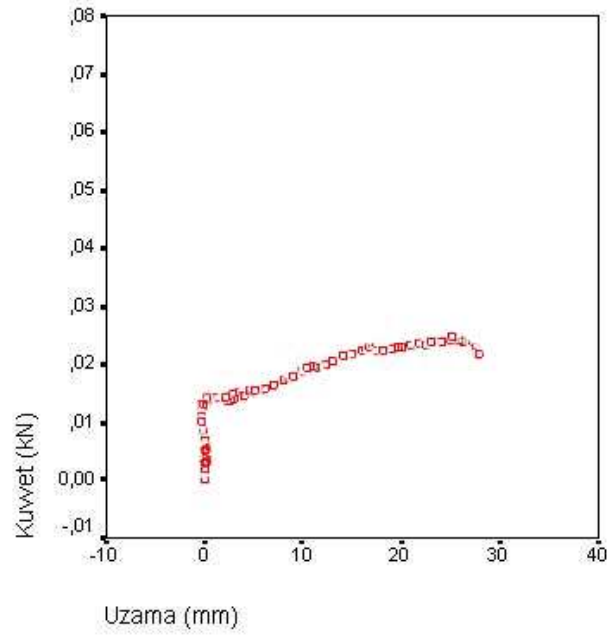
Grafik 1. Dört gruba ait sıyırma dayanımı değerlerinin istatistiksel karşılaştırmasını gösteren grafik



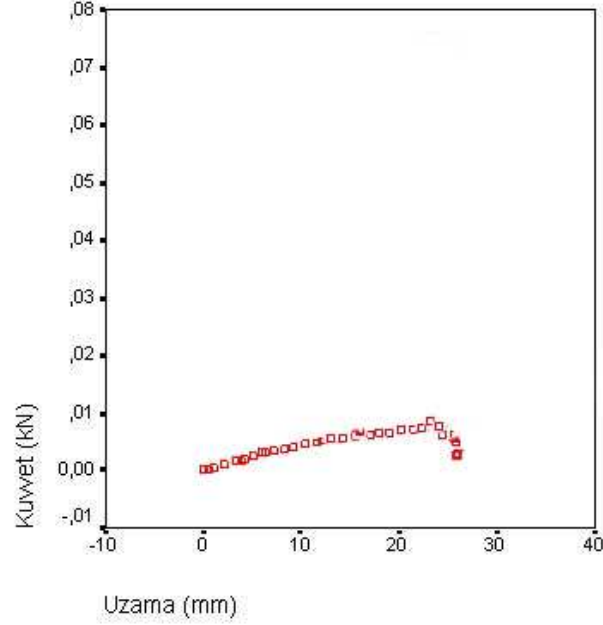
Grafik 2. Kontrol grubunun sıyırma dayanımı deneyinde ortaya koyduğu kuvvet değerlerinin grafik görüntüsü.



Grafik 3. 50 µm alümina ile kumlanmış yüzey grubunun sıyırılma deneyinde ortaya koyduğu kuvvet değerlerinin grafik görüntüsü.



Grafik 4. 250 µm alümina ile kumlanmış yüzey grubunun sıyırılma deneyinde ortaya koyduğu kuvvet değerlerinin grafik görüntüsü.



Grafik 5. Lazer uygulanmış yüzey grubunun sıyrılma deneyinde ortaya koyduğu kuvvet değerlerinin grafik görüntüsü.

4.2.2. Makaslama Dayanımı

Makaslama deneyi sırasında elde edilen en yüksek kuvvet, makaslama dayanımı değerleri ve yumuşak astar maddesi ile PMMA arasında meydana gelen başarısızlık şekline dair bulgular tablo 6'da; 4 gruba ait makaslama dayanımı değerleri grafik 6'da verildi. Gruplar arasındaki makaslama kuvveti farklılıkları, makaslama dayanımı ortalamaları istatistik olarak anlamlı bulundu ($p < 0.01$). Çoklu karşılaştırma testi sonucunda gruplar arasında en yüksek makaslama dayanımı 250 μm boyutlu alümina tanecikleri ile kumlanmış yüzey grubunda görüldü. Lazer uygulanmış yüzey ile 50 μm boyutlu alümina tanecikleri ile kumlanmış yüzey gruplarındaki makaslama dayanımı değerleri birbirlerine yakın

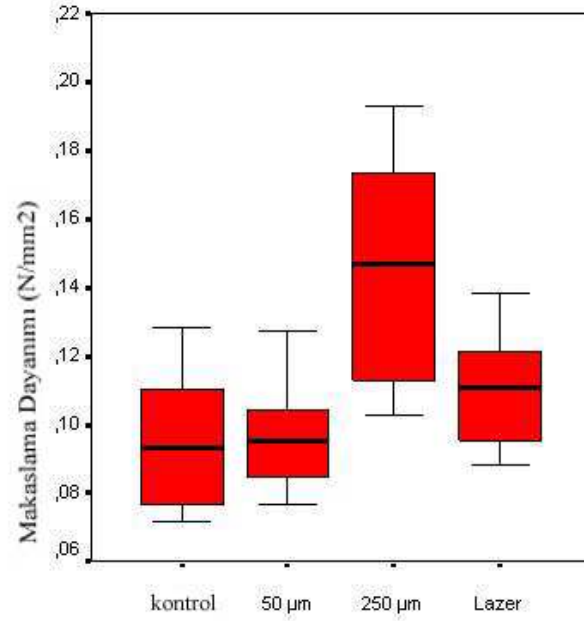
bulundu. En düşük makaslama dayanımı değeri kontrol grubunda gözlemlendi.

Tablo 6. Makaslama Dayanımı Testi Bulguları

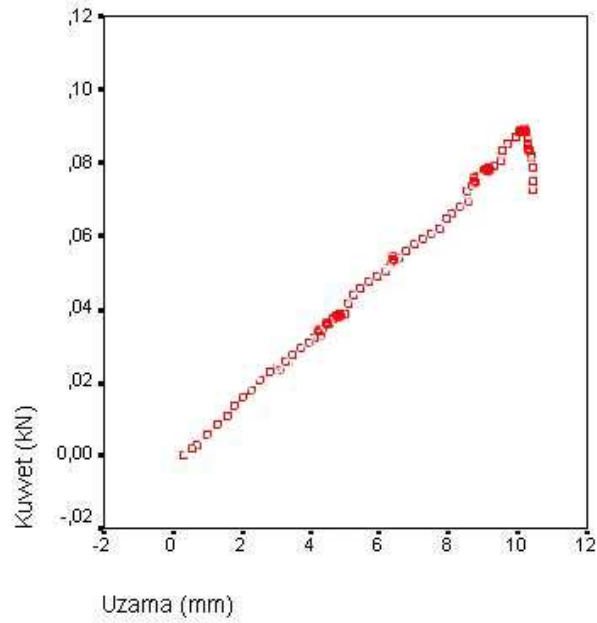
Değişkenler	Grup A _m (50 µm)	Grup B _m (250 µm)	Grup C _m (lazer)	Grup D _m (kontrol)	p
Makaslama Kuvveti (N)	76.3 (66.8-84.3)	117.4 (89.5-138.9)	89.0 (76.4-98.2)	74.4 (61.1-88.8)	<0.001
Makaslama Dayanımı (N/mm²)	0.09 (0.08-0.10)	0.15 (0.11-0.17)	0.11 (0.09-0.12)	0.09 (0.08-0.11)	<0.001
Başarısızlık Şekli					<0.001
Adeziv	7 (%58.3)	-	10 (%83.3)	2 (%16.7)	
Adeziv- koheziv	5 (%41.7)	12 (%100)	2 (%16.7)	10 (%83.3)	

Pearson Ki-Kare testiyle deney sonunda yumuşak astar materyali ile akrilik kaide arasında ortaya çıkan başarısızlık şekillerinde gruplar arasında istatistik açıdan anlamlı bir ilişki olduğu tespit edildi ($p<0.01$). Kontrol grubunda % 16.7 adeziv, % 83,3 adeziv-koheziv; 50 µm boyutlu alümina tanecikleri ile kumlanmış yüzey grubunda % 58.3 adeziv, % 41.7 adeziv-koheziv; 250 µm boyutlu alümina tanecikleri ile kumlanmış yüzey grubunda % 100 adeziv-koheziv; lazer uygulanmış yüzey grubunda ise % 83.3 adeziv, % 16.7 adeziv-koheziv başarısızlık görüldü.

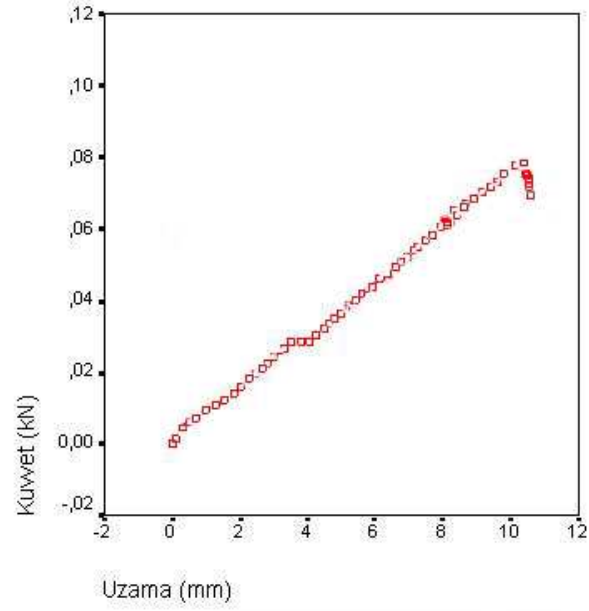
Makaslama dayanımı deneyinde ortaya çıkan kuvvet değerleri kontrol grubu için grafik 7’de, 50 µm alümina ile kumlanmış örnekler için grafik 8’de, 250 µm alümina ile kumlanmış örnekler için grafik 9’da, lazer uygulanmış örnekler için grafik 10’da verildi.



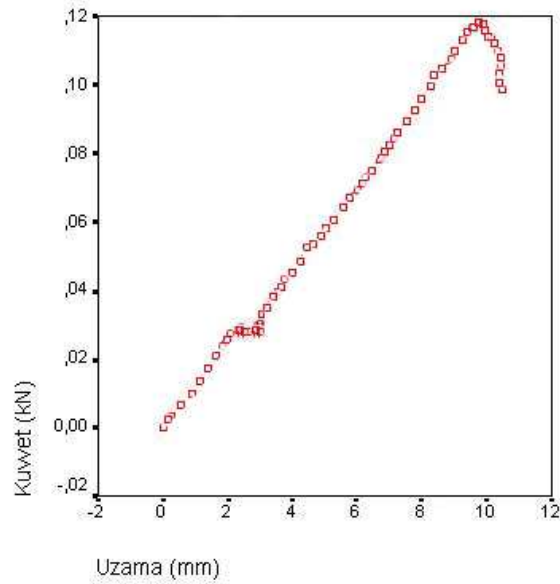
Grafik 6. Dört gruba ait makaslama dayanımı değerlerinin istatistiksel karşılaştırması



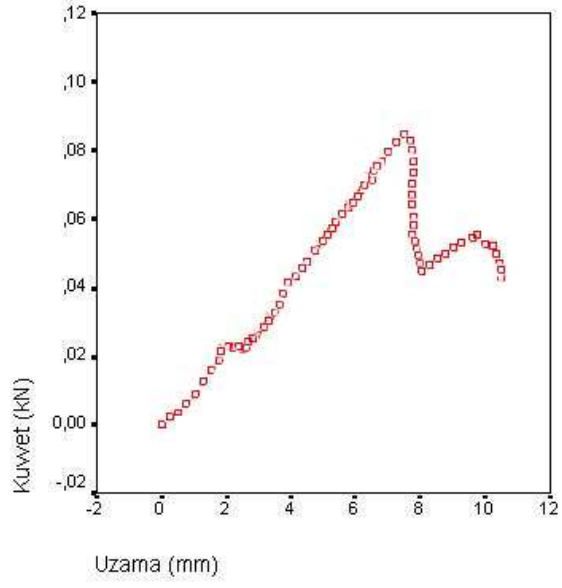
Grafik 7. Kontrol grubunun makaslama deneyinde ortaya koyduğu kuvvet değerlerinin grafik görüntüsü.



Grafik 8. 50 µm alümina ile kumlanmış yüzey grubunun makaslama deneyinde ortaya koyduğu kuvvet değerlerinin grafik görüntüsü.



Grafik 9. 250 µm alümina ile kumlanmış yüzey grubunun makaslama deneyinde ortaya koyduğu kuvvet değerlerinin grafik görüntüsü.



Grafik 10. Lazer uygulanmış yüzey grubunun makaslama deneyinde ortaya koyduğu kuvvet değerlerinin grafik görüntüsü.

5. TARTIŞMA

Hareketli tam ve bölümlü protez kullanan bireylerin en fazla yakındıkları konulardan biri, sert kaide plağının hareketinden kaynaklanan vuruklardır. Sorunların azaltılması veya tamamen giderilebilmesi için protezin mukoza ile temasta olan yüzeylerinin yumuşak astar maddesiyle kaplanması gerekir. Böylece akrilik kaidenin yol açtığı olumsuzluklar giderilmiş ve destek dokulara gelen basınç azaltılmış olur^{1-4,31}. Dolayısıyla hastanın protez kullanımına ilişkin şikayetleri önemli ölçüde giderilir.

Ancak; yumuşak astar maddesi kullanılsa da sorunların belli bir süre sonra tekrar baş gösterdiği, hatta bu sorunlara yenilerinin eklendiği görülür. Yumuşak astar maddelerinin akrilik kaideyle bağlantılarının bozulması, su emilimine bağlı olarak hacimsel değişiklik göstermeleri, elastikiyet kaybı, mantar üremesi, renk değiştirmeleri, koku oluşumu, akrilik kaidenin kırılması karşılaşılan sorunlardır^{13,30,31,33,39,44,94}.

Silikon esaslı yumuşak astar maddesinin akrilik kaideye bağlantısı zayıftır. İki materyal arasında ayrılma meydana geldiğinde fonksiyonellik ve hijyeniklik ortadan kalkmaktadır⁷⁸. İdeal olan kullanım süresince yumuşak astar materyalinin protezden ayrılmamasıdır. Bir protezin ortalama kullanım ömrünün 5 yıl olduğu söylenmektedir. Başarıdan söz edilebilmesi için yumuşak astar maddesi uygulanmış bir protezin ömrünün de buna denk olması gerekir^{27,72}.

Bağlantı problemlerini çözebilmek için günümüze kadar çalışmalar yapılmış, adezyonda rol oynayabilecek çeşitli uygulama tekniklerinin etkileri tartışılmıştır.

Literatür bilgilerine göre yumuşak astar maddelerinin PMMA reçineye adezyonlarını etkileyebilecek klinik öncesi ve laboratuvar uygulamalarına bağlı faktörler 3 kategoride incelenir.

1. Akrilik yüzeyinde yapılan işlemler^{8,9,12,30,57,77-79},
2. Astar maddesini uygulama yöntemi (polimerizasyon, presleme, ile ilgili yöntem değişiklikleri)^{6,36,46,77,81,83,85},
3. Astar maddesinin bağlandığı akrilik reçinenin ve kullanılan adeziv (bağlayıcı ajanın) türü^{11,63,74-77,82}.

İlgili literatür taramasında, yumuşak astar maddelerinin akrilik kaideye bağlanmasının incelendiği yayınların çokluğuna karşı, yeni bir teknoloji olan lazer ile pürüzlendirme ve geleneksel yöntem olan kumlama işleminin iki madde arasındaki bağlantıya etkisinin karşılaştırıldığı yayın sayısı sınırlıdır. Bu çalışmada Er: YAG lazer ile oluşturulan yüzey yapısının geleneksel kumlama yöntemindekine göre Molloplast-B ve PMMA arasındaki bağlantıyı ne derece güçlendirici etkiye sahip olduğunu iki test yöntemiyle araştırmayı hedefledik.

Kawano ve ark.⁸⁵, yumuşak astar maddelerinin polimerize edilmiş akrilik kaide ile bağlantı dayanımının, polimerize edilmemiş olandan daha iyi olduğunu bildirmişlerdir. Bu bilgi doğrultusunda araştırmada, Molloplast-B yumuşak astar maddesi önceden polimerize edilmiş akrilik kaide üzerine uygulandı.

İlbay ve İlbay⁹³, konvansiyonel ve mikrodalga enerjisi ile polimerize edilen Molloplast-B'nin PMMA'yla bağlantısını inceledikleri çalışmalarında; mikrodalga enerjisi ile elde edilen örneklerin bağlantı

dayanımlarının, konvansiyonel metotla elde edilen örneklerden daha düşük olduğunu gözlemlemişlerdir. Bu doğrultuda araştırmada polimerizasyon yöntemi olarak konvansiyonel suda kaynatma yöntemi seçildi.

Akrilik materyali olarak konvansiyonel ısı ile polimerize olan Meliodent'in seçilmesinin nedeni bu akriliğin; enjeksiyon sistemi ile (İvocap - 1.4730 MPa), görünür ışınla (Rebaron LC - 1.3700 MPa) ve mikrodalga ile polimerize (Acron MC - 1.4910 MPa) olan akriliklere göre Molloplast-B (1.5190 MPa) ile en iyi çekme bağlantı dayanımına sahip olmasıdır⁹⁸.

Molloplast-B birçok araştırmacı tarafından uzun süreli kullanıma uygun bir yumuşak astar maddesi olarak bildirilmiştir^{6,39,49,50,72,80,90}. Wright⁷² farklı tipte yumuşak astar maddelerini incelediği çalışmasında, Molloplast-B'nin daha ileri araştırmalara değer materyallerden biri olduğunu bildirmiştir. Canay ve ark.³⁹ Molloplast-B'nin renk değişimine karşı üstün stabilite gösterdiğini belirtmişlerdir. Hekimoğlu ve Anıl⁸⁰ 6 farklı yumuşak astar maddesini ısı işlem sonrası sertlik değişim açısından karşılaştırmışlardır. En yüksek sertlik değerini ısı işlem sonrası Molloplast-B'de gözlemlemişlerdir. Pinto ve ark.⁹⁰ 4 adet uzun süreli yumuşak astar maddesini ısı işlem sonrası bağlantı direnci ve elastikiyet açısından karşılaştırmışlardır. Molloplast-B, ısı işlem uygulansın veya uygulanmasın, diğer astar maddelerine göre daha üstün bağlantı direnci ve elastiklik göstermiştir. Günümüzde de Molloplast-B'nin, avantajları nedeniyle en çok kullanılan yumuşak astar maddesi olduğu söylenmektedir^{6,7,9,10,75,79}.

Kutay¹⁷ çalışmasında kaide maddesinin bağlantı yüzeylerinde yapılan değişikliklerin bağlantı değeri üzerindeki etkisini değerlendirmiştir. Sonuçta en iyi bağlantının polimerizasyonu tamamlanan, yüzeyi pürüzlendirilmiş ve adeziv kullanılan örneklerde olduğunu

bildirmiştir. Bu çalışmalar doğrultusunda Primo bağlayıcı ajanı tüm deney gruplarında kullanılmıştır.

Kawano ve ark.⁸⁵, yumuşak astar maddelerinde 2.4 - 3 mm arasındaki kalınlığın şok absorbe etme özelliğinin % 99 olduğunu belirtmektedir. Sato ve ark.⁹⁵, yumuşak astar maddelerinde optimum yastık görevi elde edebilmek için elastikiyeti mukozanın elastikiyetiyle uygun olan maddenin kullanılması gerektiğini bildirmiştir. Schmidt ve Smith^{49,50}, yumuşak astar materyalleri için optimal kalınlığın 3 mm olması gerektiğini ve bunun materyalin reziliensinin devamlılığı için gerekli olduğunu belirtmektedirler. Diğer araştırmacıların da önerisi doğrultusunda Molloplast-B'nin kalınlığı 3 mm olarak belirlendi^{23,88,96-99}.

Sıyırılma dayanımı testinin örnekleri TS EN 28510-2 standardına göre hazırlandı⁶¹. Araştırma için tasarlanan alüminyum kalıp diğer çalışmalarda kullanılan mum eliminasyonu, mufla, alçı, gibi kalıplaşmış malzeme ve tekniklerden farklı olarak örneklerin teminini sağladı. Bu kalıpla hem makaslama ve sıyırılma dayanımı testlerinde kullanılacak PMMA ara parçalar hem de sıyırılma dayanımı testi için gerekli örnekler standart olarak hazırlandı. Test örneklerinin yapımında optimum yumuşak astar kalınlığı, uygulanacak test metodu için kullanılacak cihaza uyum gösterebilme özelliği, standartlara uygunluk faktörleri göz önünde bulunduruldu.

Literatürde, makaslama dayanımının değerlendirildiği araştırma sayısı kısıtlıdır. Makaslama direncinin ölçüldüğü çalışmalara nadir rastlanmasının sebebi örnek hazırlamadaki zorluklarla açıklanmıştır^{73,100}. Örnek yapımında ara bölgeye yumuşak astar maddesi yerleştirilmesi zordur. Emmer ve ark.⁹⁷ yaptıkları çalışmada tabaka şeklinde hazırlanan kaide akriliği arasına yumuşak astar maddesi

uygulamışlardır. İki uçtan kuvvet uygulama sırasında yumuşak astar maddesi dışındaki bağlantılarda da stres oluşacağı ve bunun sonuçlara yansıtacağı düşünerek makaslama testini çalışma kapsamına almamışlardır.

Al-Athel ve Jagger'in⁷³ makaslama dayanımı için hazırladıkları örnekler, 3 mm kalınlığında iki akrilik reçine arasına yerleştirilen 2.5 mm kalınlığında yumuşak astar maddesinden oluşmaktadır.

Makaslama dayanımı için kullanılan örnekleri, literatürde belirtildiği şekilde hazırlamanın dönme etkisi yaratacağı, akrilikle yumuşak astar maddesi dışında, istenmeyen bölgelerde stres oluşturacağı bilgisi rehberliğinde deney örnekleri ASTM D429-03 numaralı standardın H metoduna göre tasarlandı⁶². Bölümlere ayrılabilir pirinç montaj kalıp yardımıyla Molloplast-B doğru bir şekilde yerleştirildi. Mum eliminasyonu, mufla, alçı yönteminin yaratmış olduğu zaman kaybı ve ısının kitle içinde düzgün dağılmama problemi giderildi. Makaslama kuvveti düz bir eksenle örnek üzerine uygulandı.

İn vitro çalışmalarda ağız ortamındaki ısı değişikliklerini taklit etmek amaçlı ısı döngü uygulaması gereklidir. Qudah ve ark.⁸⁹; Molloplast-B silikon esaslı yumuşak astar maddesinin plastizer içermemesine rağmen doldurucu içerdiğini ve doldurucu su içinde bekletildiği zaman su emdiğini, bu nedenle ısı işlemin PMMA ile bağlantıda olumsuz etkiye sahip olduğunu belirtmişlerdir. Park ve ark.⁹², akrilik esaslı kısa süreli yumuşak astar maddelerinin ısı işlemden büyük ölçüde, silikon ve polifosfazen yapıda olanların ise daha az etkilendiğini belirtmişlerdir. Geçici amaçla kullanılan yumuşak astar maddelerinin elastiklik modüllerindeki değişim 2000 döngüden sonra anlamlı düzeyde

artmıştır. Ancak daimi amaçla kullanılanlarda 500 döngüden sonra bir artma görülmemiştir. İlk 500 döngü içinde daimi amaçla kullanılan silikonlarda, ilave polimerizasyon kaynaklı anlamlı değişimler olduğunu vurgulamışlardır. Bu araştırmada literatür bulguları doğrultusunda tüm deney gruplarında 5 ile 55 °C arasında 500 defa ısıl döngü uygulanmıştır.

Literatürde materyallerin bağlantı dayanımını belirlemek üzere sıyrılma, makaslama ve çekme test yöntemlerinin uygulandığı görülmektedir. Yumuşak astar maddesinin klinik olarak maruz kaldığı kuvvetler makaslama ve sıyrılma test yöntemleriyle açıklanmaktadır^{63,73,74}. Çekme testi ise yumuşak astar maddesinin klinik olarak karşılaşılabileceği kuvvetleri açıklamak açısından yetersizdir^{73-78,82,90,91}. Sıyrılma testinin, protezin lateral yer değiştirmelerine neden olan çiğneyici kuvvetlerin horizontal komponentlerini taklit etmesi ve protezde bu yer değiştirme hareketlerinin, protez kenarlarında yumuşak astar materyalinin sıyrılmasına sebep olduğu söylenmektedir^{85,91}. Sıyrılma kuvvetinin bağlantı dayanımı ölçümünde doğrudan kullanılması ve bağlantıdaki başarısızlığın kontrollü olarak elde edilmesi avantaj, test esnasında yumuşak astar maddesinin yırtılması sonucu araştırmanın yarıda kalabilmesi ise dezavantaj olarak görülmektedir^{73,76}. Bu bilgiler doğrultusunda, ağız içinde yumuşak astar maddesinin protezden ayrılmasına yönelik kuvvetler makaslama ve sıyrılma biçiminde olduğu için araştırmada bu iki test yöntemi seçildi.

PMMA ve yumuşak astar maddeleri arasındaki bağlantı başarısızlığı, yumuşak astar maddelerinin sınırlı kullanımının önemli nedenidir.²⁷ Bağlantı problemini çözebilmek için araştırmacılar PMMA yüzeyini yumuşak astar maddesi uygulamadan önce pürüzlendirmeyi önermişlerdir^{8,9,30,77-79,101}. Yapılan çalışmada, diş hekimliği alanında lazerlerin klinik kullanımlarının yaygınlaşması ve kumlama işleminin adezyon çalışmalarında sıklıkla kullanılan teknik olması nedeniyle iki

sistem, PMMA yüzeyini pürüzlendirmek böylece yüzey alanını artırmak amacıyla seçildi. Storer¹⁰¹, benzer şekilde PMMA yüzeyini kumlama ile pürüzlendirmiş ve bunun mekanik kilitlenme sağladığını belirtmiştir. Jacobsen ve ark.⁸, bağlantıyı daha güçlü kılmak ve yüzeyde daha farklı bir etki yaratmak için 10.6 μm dalga boyunda CO₂ lazeri ve 250 μm boyutunda alümino tanecikleriyle kumlama yöntemlerini uygulamışlardır.

Çalışmamızda, lazer uygulanmış grup, 50 μm , 250 μm boyutunda alümina tanecikleri ile kumlama ve kontrol gruplarına göre daha yüksek yüzey pürüzlülüğü göstermiştir. Er: YAG lazer uygulanmış grupta R_a değeri kumlama yapılan grupların 2 - 3 katı, kontrol grubunun 6 katıdır. Gruplar arasındaki farklılık istatistiksel olarak anlamlıdır. Benzer şekilde Lawrence ve Li¹⁰², PMMA yüzeyine Nd: YAG lazer uygulamanın yüzey pürüzlülüğünü anlamlı düzeyde artırdığını, kontrol sıvılarının PMMA ile temas açılarını küçülttüğünü bildirmişlerdir. Yüzey pürüzlendirme işlemi için lazer kullanan diğer araştırmalarda da lazer uygulanan grupta en yüksek pürüzlülük değeri gözlenmiştir^{8,9,82}.

Yumuşak astar maddelerinin PMMA reçineyle bağlanma kuvvetinin ölçüldüğü deneylerde, tercih edilen metotla ilgili olmaksızın, bu materyaller üzerinde kısa sürede yüksek deformasyon meydana getirecek belirli bir kuvvet uygulanmaktadır. Halbuki ağız ortamında, yumuşak astar maddelerinin akrilik reçineye adezyonlarını etkileyen çeşitli faktörler bu etkilerin çok daha düşük değerlerde ancak uzun bir sürede ortaya koyarak bağlantıyı bozmaktadır. Bağlanmayı etkileyen kuvvet değerleri, adeziv başarısızlık gösteren test örneklerinde tam olarak hesaplanabilirken hem adeziv hem koheziv kopma gösteren örneklerde bu kuvvetin hesaplanması zor ve karmaşık olmaktadır^{82,85,91,97,103}. Bu nedenle yapılan çalışmada tüm deney örneklerinde bağlanma kuvvetinin, o deney sırasında kaydedilmiş olan maksimum kuvvet değeri ile ifadesi uygun görüldü.

Sıyırılma testi sonucunda PMMA / Molloplast-B arasındaki en yüksek bağlantı dayanımı değeri 50 µm boyutlu alümina tanecikleri ile kumlanmış örneklerde gözlemlendi. 250 µm boyutlu alümina tanecikleri ile kumlama yapılan gruptaki değerler buna yakındı. Ancak kontrol ve lazer gruplarında oldukça düşük değerlerde sonuçlar alındı.

Dootz ve arkadaşları⁸² kumlama yapılmış örneklerde en yüksek, kontrol grubunda en düşük bağlantı dayanımı değeri elde etmişlerdir. Araştırmacıların bulguları bu çalışmayla paraleldir. Amin ve arkadaşları⁷⁸ 'nın yaptığı çalışma sonucunda lazer ve kumlama ile pürüzlendirmenin düşük sıyırılma dayanımına neden olduğu ortaya çıkmıştır. Jacobsen ve ark.⁸ da aynı görüştedir. Yumuşak astar maddesi uygulamadan önce PMMA yüzeyini lazer ve kumlama ile pürüzlendirmişler ve pürüzlü yüzeylerde elde edilen bağlantı dayanımı değerini, herhangi bir pürüzlendirme işlemi yapılmamış kontrol grubu örnekleriyle karşılaştırmışlardır. Pürüzlendirme yapılan grupta her zaman daha düşük ortalama sıyırılma dayanımı olduğunu bildirmişlerdir. Lazer uygulanan grup açısından benzer sonuçlar elde etmemize karşı en yüksek bağlantı dayanımı değeri 50 µm boyutlu alümina tanecikleri ile kumlama yapılan grupta gözlemlendi. Bulgulardaki farklılığın alumina taneciklerinin boyut farkından ve kumlama süresinden kaynaklandığı düşünüldü.

Üşümez ve ark.⁹, yumuşak astar maddesi uygulamadan önce PMMA yüzeyini Nd: YAG lazer ve 250 µm boyutlu alümina tanecikleri ile kumlama yöntemleriyle pürüzlendirmenin, kontrol grubuna göre daha yüksek gerilme dayanımı sağladığını açıklamışlardır. Ancak bu artış istatistiksel olarak anlamlı bulmamışlardır. Lazer uygulamanın kumlama işlemiyle benzer adeziv kuvvetler yaratacağına ilişkin hipotezleri bizim bulgularımızla örtüşmedi. Sonuçlardaki farklılığın lazer tipinden ve yüzeye uygulanan enerji farklılıklarından kaynaklanabileceği düşünüldü. Çalışmacılar, lazer uygulama işlemini süpürme hareketiyle elde yapmışlar,

mikroskop büyütmesi altında değil de çıplak gözle, ışını lazerin kendi koruyucu gözlüğüyle PMMA yüzeyine uygulamışlardır. Lazer uygulama şekilleri zayıf bir standardizasyona neden olmuştur. Yapılan çalışmada ışının PMMA yüzeyine geldiği bölgeyi net olarak görebilmek ve kontrollü olarak çalışabilmek adına mikroskop kullanıldı. Er: YAG lazer dentin programında 3 mHz frekansta kullanılarak atım hızı düşürüldü. Böylece lazer elle tarama modunda kullanılsa bile daha kontrollü çalışma yapma olanağı yaratıldı.

Sıyırılma testinde lazer uygulanan yüzeyde adeziv başarısızlığın görülmesi PMMA ile Molloplast-B arasındaki bağlantının uygulanan pürüzlendirme yönteminden olumsuz etkilendiğini gösterdi. Kontrol ve 50 µm alümina tanecikleri ile kumlanmış gruplar ile karşılaştırılacak olursa en iyi bağlanmanın 250 µm alümina tanecikleri ile kumlanma yapılmış grupta (%100 koheziv) olduğu görüldü. Koheziv başarısızlığın görülmesi PMMA ile yumuşak astar maddesi arasındaki adezyonun yüksekliğini, uygulanan kuvvetin, iki maddeyi birbirinden ayıramadığını göstermektedir⁹⁷.

Wright⁹⁷, Molloplast-B dahil çeşitli astar maddelerini kullanarak sıyırılma deneyi yaptığı araştırmada, test hızının başarısızlık tipini belirlemede etkili olduğunu belirtmiştir. Çok düşük hız kullandığı bazı deney örneklerinde adeziv, düşük olmayan hızda ise koheziv başarısızlık ortaya çıkmıştır. Araştırmacının görüşleri doğrultusunda sıyırılma testinde düşük hız değeri seçildi.

Kutay⁷⁶, sıyırılma deneyinde Molloplast-B yumuşak astar maddesinin, koheziv olarak kaideden ayrıldığını belirtmiştir. Baysan ve ark.⁴⁶, Molloplast-B'nin sıyırılma testinde adeziv başarısızlıktan çok koheziv başarısızlık gösterdiğini belirtmektedirler. Sertgöz ve ark⁷⁵, Molloplast-

B'nin ısıtılma işlem öncesi ve sonrası kaideye ayrılma şeklinin koheziv olduğunu açıklamışlardır. Kawano ve ark.⁸⁵, Molloplast-B'nin polimerize edilmemiş PMMA ile olan başarısızlık tipinin adeziv-koheziv, polimerize edilmiş PMMA ile olan başarısızlık tipinin koheziv olduğunu gözlemlemişlerdir. Emmer ve ark.⁹⁷ çalışmalarında Molloplast-B yumuşak astar materyalinin koheziv dayanıklılığının güçlü olduğunu ifade etmişlerdir. Çalışmamızın bulguları araştırmacıların bulgularıyla eş değerdir.

Makaslama testinde en yüksek bağlantı değeri 250 μm boyutlu alümina tanecikleri ile kumlanmış örneklerde (0.15 N/mm^2) gözlemlendi. İkinci sırayı, lazer uygulanan (0.11 N/mm^2) grup aldı. Kontrol ve 50 μm alümina tanecikleri ile kumlama grupları (0.09 N/mm^2) aynı değerdedi. Gruplar arasında bağlantı değerlerinin birbirine bu kadar yakın olması yüksek deformasyona sebep olan test hızıyla (20 mm/dak) açıklanabilir. Al-Athel ve ark.⁶³, farklı yumuşak astar maddelerinin makaslama dayanımı değerlerini hesapladıkları çalışmada aynı test hızını kullanmışlar ve Molloplast-B'nin 1.45 N/mm^2 bağlantı dayanımı gösterdiğini belirtmişlerdir. Bizim bulgularımızla bu değer örtüşmedi. Farklılığın nedeninin deney örneklerinin şeklinden kaynaklandığı düşünüldü. Araştırmacılar örneklerini iki akrilik tabaka arasına yumuşak astar maddesini yerleştirerek oluşturmuşlardır⁶³. Çalışmamızda makaslama testi için hazırlanan örnek şekli literatürde belirtilenden farklıydı. Makaslama deneyi örneklerinde 4 akrilik parça Molloplast-B ile 8 yüzden bağlandı ve herhangi bir dönme etkisi olmadan dikey yönde çekildi. Molloplast-B yumuşak astar maddesinin makaslama dayanımı oldukça düşük değerde bulundu. Sonuçlar Bates ve Smith⁴⁸ ve Amin ve ark.⁷⁸'nin bulgularıyla paraleldir.

PMMA kaideyi yumuşak astar maddesi uygulamadan önce pürüzlendirilmesinin makaslama dayanımını artırdığı belirtilmiştir⁶³. Çünkü,

iki yüzey yakın temastayken birbirleri üzerinden kaydırılarak hareket ettirildiğinde sürtünme kuvvetinin üstesinden gelebilmek için daha fazla kuvvet gereklidir. Kumlama yapılan gruplarda bağlanma değerinin, yüzeyinde herhangi bir işlem yapılmayan grubun iki katı olduğunu belirten Craig ve Gibbon³⁰'nın çalışmalarıyla benzer sonuç alındı. Makaslama testinde en yüksek bağlantı değerinin 250 µm boyutlu alümina ile kumlama yapılan grupta görülmesi pürüzlülüğün artışıyla bağlantı dayanımının artması düşüncesini desteklemektedir. Ancak artış kumlama grubunda geçerliydi. Lazer uygulanan grupta daha yüksek yüzey pürüzlülüğü görülmesine karşı bağlantı dayanımında ters yönde etki oluştu. Bunun nedeninin pürüzlendirme sistemlerinin yüzeyde yarattığı morfolojiyle ilgisi olduğu düşünüldü. Taramalı elektron mikroskobu fotoğraflarında izlendiği üzere lazerle yapılan pürüzlendirme, kumlamada görüldenden farklı yüzey yapısına sahiptir. Kumlama yapılan akrilik örneklerin yüzeyinde düzenli krater oluşumu, lazer uygulamada erime, yeniden şekillenme, sarmallar ve düzensiz yarıklar gözlemlendi. Düzensizliklerin Molloplast-B'nin adezyon yapacağı yüzey alanını artırmak yerine azalttığı düşünüldü.

Teorik olarak artan yüzey pürüzlülüğü ve mekanik kilitlenme, bağlanma alanını artırmalı ve daha güçlü bağlanmayla sonuçlanmalıdır. Ne var ki yumuşak astar maddesi uygulamadan önce PMMA yüzeyini lazer veya kumlama yöntemiyle pürüzlendirmek her zaman bağlantı dayanımını artırmamaktadır⁸. Pürüzlü yüzey pürüzsüz yüzeye göre daha fazla yüzey alanına sahiptir²¹. Ancak bu araştırmada lazer uygulamayla yüzey alanı artırılrsa da yeterli adezyon sağlanamadı. Lazer akrilik yüzeyinde, mine yada dentinde yarattığından daha farklı bir etkiye neden oldu. Lazer ışını diş dokusunda koparma ve buharlaştırma yoluyla pürüzlü yüzey oluştururken akrilik kaidede yanmaya sebep oldu. Dolayısıyla akriliğin kimyasal yapısı değişti.

Adezyon kriterlerinde ilk sözü edilen adeziv ile aderentin çok yakın temas kurması gerekliliğidir. Bu temasın sağlanabilmesi aderentin adezivi ıslatabilirliğine, adezivin viskozitesine ve aderentin yüzey pürüzlülüğüne bağlıdır. Islatabilirliğin ölçüsü olan temas açısının ölçümü sırasında, yüzeyin tamamen pürüzsüz olduğu varsayılır. Gerçekte, yüzey mikroskopik düzeyde aşırı pürüzlü olabilir. Pürüzlü yüzey bağlanma için potansiyel alanı artırıcı avantaja sahiptir; fakat aynı zamanda ara yüzde hava boşluklarına veya gazların sıkışmasına sebep olabilir. Böyle bir durum etkin bağlanmayı önemli ölçüde azaltacaktır⁵⁵.

Makaslama dayanımı testinde en fazla adeziv başarısızlık lazer grubunda gözlendi (% 83 adeziv). 50 µm boyutlu alümina tanecikleri ile kumlama grubunda % 58.3 adeziv, kontrol grubunda % 16.7 adeziv başarısızlık görüldü. 250 µm boyutlu alümina tanecikleri ile kumlama yapılmış grupta hiç adeziv başarısızlıkla karşılaşılması PMMA/ Molloplast-B arasında en iyi bağlantının 250 µm boyutlu alümina tanecikleri ile kumlama grubunda meydana geldiğini görsel olarak gösterdi. Elde edilen sonuçlar Molloplast-B'nin PMMA protez kaidesinden sıklıkla koheziv olarak ayrıldığını açıklayan önceki çalışmalardan farklılık göstermektedir^{46,75,76,97}. Bu farkın bağlantı dayanımını değerlendirmek üzere araştırmacıların uyguladığı gerilme ve sıyrılma testlerinden kaynaklandığı düşünüldü.

PMMA ile silikon yumuşak astar maddesi arasındaki bağlanmanın ara yüzdeki adezive bağlı olduğu bazı araştırmacılarca bildirilmektedir^{55,104-106}. Molloplast-B ve PMMA arasında kimyasal olarak uyum bulunmadığından, yüzeyleri bağlayabilmek için Primo bağlantı ajanı kullanılır. Primo'nun, 3-metakriloksi propil trimetoksi silan (A-174) yapısında olduğu bilinmektedir⁴. Bu yapıda, akrilat ucu PMMA ile bağlanırken silan grubu Molloplast-B'ye eklenmektedir¹⁰⁷. Yapılan çalışmada Primo bağlayıcı ajanı kullanıldı ve yüksek yüzey pürüzlülüğü

elde edildi. Ancak en zayıf bağlanma ve adeziv başarısızlık yüzdesi lazer uygulananda gözlemlendi. Bu bilgiler doğrultusunda lazer ve kumlama yöntemleriyle PMMA yüzeyinde oluşturulan düzensizliklerin, yumuşak astar maddesiyle PMMA arasındaki tutunmayı sağlayan Primo bağlayıcı ajanın içine akması için yeterli olmayabileceği ve bağlantı için yüzey alanını artırmak yerine yapışma alanını azaltabileceği düşünüldü. İkinci bir olasılık ise lazerin akrilik yüzey üzerinde oluşturduğu yanmanın materyalin kimyasal yapısını değiştirmesidir. Dolayısıyla Primo adezivin akrilat ucu istenen ölçüde PMMA rezinle bağlanamamıştır.

Lazer ve kumlamanın PMMA reçine yüzeyinde oluşturduğu düzensizlik boyutunun astar maddesinin, reçine yüzeyine akmasına izin verecek yeterlilikte olmaması adezyonu azaltacak bir etmendir⁸. Bir boşluğa sıvıların penetrasyon katsayısı $PC = \frac{\xi \cdot \cos\theta}{2\eta}$ formülüyle hesaplanmaktadır²¹. (PC: Penetrasyon katsayısı; ξ : yüzey gerilimi; θ : temas açısı; η :viskozite) Bu formül, yumuşak astar maddelerinin lazer ve kumlama ile pürüzlendirilmiş PMMA yüzeyine uygulandığında; yumuşak astar maddesinin viskozitesinin artması, verilen temas açısı ve yüzey geriliminde, PMMA yüzeyindeki düzensizliklere penetrasyonunu azaltmakta olduğu düşünülmektedir. Penetrasyon katsayısı viskozite ile ters orantılıdır. Temas açısı viskozite ile doğru orantılıdır⁵⁵. Sıvının katı yüzeyi ıslatabilmesi sıvının yüzey gerilimine ve katının yüzey enerjisine bağlıdır²¹. Sıvı yüzeyi ile katı yüzeyin karşılaştığı noktada yüzey gerilimleri dengelenmelidir. Bu durumda düşük viskoziteli, yüksek yüzey gerilimli ve düşük temas açılı bir sıvı, tam tersi kombinasyona sahip sıvıya göre yüzey içine daha fazla sızacaktır. Morfolojik yapının içine akmak için viskozite düzeyi yüksekse hava boşluğu yaratmaya eğilim artacaktır. Yarık ve çatlaklara akmak yerine bunları köprü gibi birleştirebilecektir⁵⁵.

Yapılan çalışmada lazer uygulanan grupta, kumlama ve kontrol gruplarına göre daha fazla yüzey pürüzlülüğü elde edilmesine

rağmen hem sıyrılma hem de makaslama testlerinde düşük bağlantı dayanımı değerleri görüldü. Pürüzlülük artışı kendi başına yeterli olmadı. Çünkü adezyonda yüzey alanının artırılması pürüzlülük miktarının artırılmasından daha etkindir. 50 µm boyutundaki alüminyum oksit taneciği 250 µm boyutlu alüminyum oksit taneciğinden yüzey alanında daha fazla artış sağlar. Ayrıca kumlama yüzey gerilimini azaltır¹⁰⁴.

Bu konunun daha iyi aydınlatılabilmesi için lazer uygulamanın yüzey gerilim üzerindeki etkisi, lazerin PMMA üzerinde ne gibi bir kimyasal etkiye neden olduğu incelenmelidir. Tek bir çalışmada iki yada daha fazla lazerin etkisi karşılaştırmalı değerlendirilmelidir.

6. SONUÇLAR

1. Kumlama ile oluşturulan yüzey pürüzlülüğü, yumuşak astar maddesiyle PMMA arasındaki bağlantı dayanımını artırırken lazerle elde edilen pürüzlülük değeri daha fazla olmasına rağmen bağlantı dayanımını azalttı.

2. Kumlama yöntemi ile yapılan pürüzlendirme işleminde kullanılan alümina taneciklerinin boyutu yapılan bağlantı dayanımı testinin sonuçlarını etkiledi. En yüksek sıyrılma dayanımı 50 μm , en yüksek makaslama dayanımı 250 μm boyutlu alümina tanecikleri ile kumlama grubunda görüldü.

3. PMMA yüzey morfolojisini Er: YAG lazerle değiştirmek Molloplast-B'nin sıyrılma ve makaslama dayanımlarını anlamlı düzeyde düşürdü. Lazer uygulanan yüzeyin adeziv başarısızlık yüzdesi 50 μm alumina tanecikleri ile kumlama, 250 μm alumina tanecikleri ile kumlama ve kontrol gruplarına göre daha yüksek bulundu.

7. ÖZET

Silikon esaslı yumuşak astar materyalinin protez kaide materyaline bağlanma direncinin lazer ve kumlama yöntemleriyle pürüzlendirilmiş yüzeylerde değerlendirilmesi

Silikon esaslı yumuşak astar maddeleriyle PMMA arasındaki bağlantı başarısızlığı klinikte yaygın olarak karşılaşılan bir sorundur. İki materyal arasındaki bağlantı başarısızlığı ayrılan bölgede hijyenik olmayan ortamlar yaratmakta ve sıklıkla protezin fonksiyonel başarısızlığına sebep olmaktadır.

Çalışmanın amacı, Molloplast-B yumuşak astar materyalinin, PMMA'a bağlanmasında, protez kaidesine uygulanan farklı yüzey pürüzlendirme yöntemlerinin etkisini araştırmaktır.

Pürüzlendirme yöntemleri olarak Er: YAG lazer uygulama ve iki farklı boyutta alümina tanecikleri ile kumlama seçildi.

Molloplast-B ve PMMA arasındaki bağlantı dayanımını değerlendirmek için ağız ortamındaki kuvvetlere benzer etki oluşturan sıyrılma ve makaslama dayanımı testleri uygulandı. Deney öncesi tüm örnekler +5 ile +55°C arasında 500 defa ısı işlem uygulandı.

Lazer ile elde edilen ortalama pürüzlülük değeri (6.23 µm) kumlamayla elde edilenden 2.5 - 3 kat daha yüksek bulundu. Kontrol ve lazer gruplarında düşük bağlantı dayanımı değerleri gözlemlendi. En yüksek sıyrılma dayanımı 50 µm, en yüksek makaslama dayanımı 250 µm alümina tanecikleri ile kumlama grubunda görüldü.

Yapılan alışma sonucunda yüzeyi pürüzlendirme amacıyla kullanılan kumlama işleminde Molloplast-B ile PMMA arasındaki bağlantı dayanımı artmış, buna karşın Er:YAG lazer uygulamasında daha fazla yüzey pürüzlülüğü elde edilmiş fakat bağlantı dayanımı azalmıştır.

Anahtar kelimeler: Molloplast-B, Er: YAG lazer, sıyrılma dayanımı, makaslama dayanımı

8. SUMMARY

Investigation of bond strength of silicone based soft lining material to denture base material on the surfaces treated by sandblasting and laser methods

Adhesion failure between silicone-based resilient lining materials and PMMA is a commonly encountered problem in clinical practice. Adhesion failure between two materials results in localized unhygienic conditions at the debonded regions and often causes functional failure of the prosthesis.

The aim of the study is to investigate the effect of different surface roughening procedures that were applied on denture base on adhesion of Molloplast-B soft relining material to PMMA.

Treatment with Er: YAG laser and sandblasting by aluminum particles in two different dimensions were chosen roughening procedures.

To determine the adhesion between Molloplast-B and PMMA, due to the similarity with the forces that exist in oral environment peel and shear bond strength tests were applied. Before the tests, all samples were applied thermalcycling procedure 500 times between +5 and +55°C.

Mean roughness value obtained from laser was (6.23 μm) 2.5 - 3 times more than sandblasting. In control and laser groups bond strength values were lower. The highest peel bond strength was obtained from sandblasting with 50 μm alumino particles and the highest shear

bond strength was obtained from sandblasting with 250 μm alumino particles.

As a result of the study while surface roughness formed by sandblasting increased the adhesion between Molloplast-B and PMMA, although the roughness formed by laser was more than the other groups, against the will laser treatment decreased the bond strength.

Key words: Molloplast-B, Er: YAG laser, peel bond strength, shear bond strength

9. KAYNAKLAR

1. Kocabalkan E, Turgut M. The variations of the blood flow of mandibular complete denture underlying mucosa in hard acrylic base and soft relining during usage of denture, a preliminary study. *Int J Prosthodont* 2005; 18(3): 210 -13.
2. Makila E. Soft lining to relieve soreness beneath dentures. *J Oral Rehabil* 1976; 3: 145 - 50.
3. Wright PS. A three year longitudinal study of denture soft lining materials in clinical use. *Clin mater* 1986; 1: 281 - 91.
4. Braden M, Wright PS, Parker S. Soft lining materials, a review. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 1995; 3: 101 - 13.
5. Garcia RCMR, Leon BLT, Oliveira VMB, Cury AADB. Effect of a denture cleanser on weight,surface roughness, and tensile bond strength of two resilient denture liners. *J Prosthet Dent* 2003; 89: 489 - 94.
6. Saraç D, Saraç YS, Başoglu T, Yapıcı O, Yüzbaşıoğlu E. The evaluation of microleakage and bond strength of a silicone-based resilient liner following denture base surface pretreatment. *J Prosthet Dent* 2006; 95: 143 - 51.
7. Kulak-Özkan Y, Sertgöz A, Gedik H. Effect of thermocycling on tensile bond strength of six silicone-based resilient denture liners. *J Prosthet Dent* 2003; 89: 3003 -10.

8. Jacobsen NL, Mitchell DL, Johnson DL, Holt RA. Lased and sandblasted denture base surface preparations affecting resilient liner bonding. J Prosthet Dent 1997; 78: 153 - 58.
9. Üşümez A, İnan Ö, Aykent F. Bond strength of a silicone lining material to alumina-abraded and lased denture resin. Appl Biomater 2004; 71: 196 -200.
10. Jagger RG, Al-Athel MS, Jagger DC, Vowles RW. Some variables influencing the bond strength between the bond strength between PMMA and a silicone denture lining material. Int J Prosthodont 2002; 14: 55 - 58.
11. McMordie R, King GE. Evaluation of primers used for bonding silicone to denture base material. J Prosthet Dent 1989; 61: 636 -39.
12. Casey DM, Scheer EC. Surface treatment of soft liner for increased longevity. J Prosthet Dent 1993; 69: 318 - 24.
13. Qudah S, Harrison A, Huggett R. Soft lining materials in prosthetic dentistry, a review. Int J Prosthodont 1990; 3: 477 - 83.
14. Weight PS. Soft lining materials, their status and prospects. J Dent 1976; 4: 247 - 56.
15. Çalikkocaoğlu S. Tam protezler. Üçüncü baskı. İstanbul: Teknografik Matbaacılar Sitesi; 1998. p. 677 - 88.
16. Lammie GA, Storer R. A preliminary report on resilient denture plastics. J Prosthet Dent 1958; 8: 411 -24.

17. Brown D. Resilient soft liners and tissue conditioners. Br Dent J 1988; 164: 357 - 60.
18. Takahashi YC, Chai J, Kawaguchi M. Effect of water sorption on the resistance to plastic deformation of a denture base material relined with four different denture relining materials. Int J Prosthodont 1998; 11: 49 - 54.
19. Turfaner M. Günümüzde protezler için kullanılan yumuşak astar maddeleri. M Ü Diş Hek Fak Derg 1987; 3: 50 - 59.
20. Travaglini EA, Gibbons P, Craig RG. Resilient liners for dentures. J Prosthet Dent 1960; 10: 664 - 72.
21. O'Brien JW. Dental Materials and Their Selection. 2 nd ed. Chicago: Quintessence Pub; 1997. p. 90-92.
22. Uzun G, Çelebi N. Yumuşak astar maddelerinin fiziksel özellikleri. H Ü Diş Hek Fak Derg 1999; 23: 18 - 22.
23. Qudah S, Harrison A, Huggett R. Soft lining materials in prosthetic dentistry, a review. Int J Prosthet 1990; 3: 477 - 83.
24. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi; 1993.
25. Noort RV. Introduction to dental materials. St. Lois: Mosby; 1994. p. 188 - 91.

26. Craig RG. Restorative dental materials. 8 th ed. St Louis: CV Mosby; 1989. p. 542 - 44.
27. Wright PS. Composition and properties of soft lining materials for acrylic dentures. J Prosthet Dent 1981; 9: 210 - 23.
28. Aydın K, Karaağaçlıoğlu L. Doku iyileştirici maddeler. A Ü Diş Hek Fak Derg 1983; 10(1): 305 - 18.
29. Akçaboy C, Suca S. Ölçü maddeleri ve klinik uygulamaları. Ankara: Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Matbaası; 1993.
30. Craig RG, Gibbons P. Properties of resilient denture liners. J Am Dent Assoc 1961; 63: 382 - 90.
31. Mack PJ. Denture soft linings: Clinical indications. Aust Dent J 1989; 34(5): 454 - 58.
32. Brown D. Resilient soft liners and tissue conditioners. Br Dent J 1988; 164: 357 - 60.
33. Bell DH, Finnegan FJ, Ward JE. Pros and cons of hard and resilient denture base materials. J Am Dent Assoc 1977; 94: 511 - 18.
34. Feldmann EE, Morrow RM, Jameson WS. Relining complete dentures with an oral cure silicone elastomer and a duplicate denture. J Prosthet Dent 1970; 23: 387-93.

35. Mack PJ. Denture soft linings, Materials available. Aus Dent J 1989; 34(6): 517 - 21.
36. Collis J. Assessment of a recently introduced fluoroelastomeric soft lining material. Int J Prosthodont 1993; 6(5): 440 - 45.
37. Tan H, Woo A, Kim S, Lamoureux M, Grace M. Effect of denture cleansers, surface finishing, and temperature on Molloplast B resilient liner color, hardness, and texture. J Prosthodont 2000; 9: 148 -155.
38. Kazanji MN, Watkinson AC. Influence of thickness, boxing, and storage on the softness of resilient denture lining materials. J Prosthet Dent 1988; 59(6): 677 - 80.
39. Canay Ş, Hersek N, Tulunoğlu İ, Uzun G. Evaluation of color and hardness changes of soft lining materials in food colorant solutions. J Oral Rehabil 1999; 26: 821 - 29.
40. El-Hadary A, Drummond JL. Comparative study of water sorption, solubility and tensile bond strength of two soft lining materials. J Prosthet Dent 2000; 83: 356 - 61.
41. Braden M, Wright PS. Water absorption and water solubility of soft lining materials for acrylic dentures. J Dent Research 1983; 62(6): 764 - 68.
42. Hasanreisioğlu U, Kalıpçılar B, Ayhan N. Silikon esaslı yumuşak besleme materyallerinin bazı fiziksel özellikleri ile candida albicans üremesi yönünde değerlendirilmesi. A Ü Dişhek Fak Der 1987; 14(1): 93 - 99.

43. Graham BS, Jones DW, Sutow EJ. Clinical implications of resilient denture lining material research. Part 1: Flexibility and elasticity. J Prosthet Dent 1989; 62: 421 - 28.
44. Von Fraunhofer JA, Sichina WJ. Charecterization of the physical properties of resilient denture liners. Int J Prosthodont 1994; 7(2): 120 - 28.
45. Robinson JE. Clinical experiments and experiences with silicone rubber in dental prosthetics. J Prosthet Dent 1963; 13: 669-75.
46. Baysan A, Parker S, Wright PS. Adhesion and tear energy of a long-term soft lining material activted by rapid microwave energy. J prosthet Dent 1998; 79(2): 182 - 87.
47. Laney WR. Processed resilient denture liners. Dent Clin North Am 1970; 14: 531 - 51.
48. Bates JF, Smith DC. Evaluation of indirect resilient liners for dentures: Laboratory and clinical tests. J Am Dent Assoc 1965; 70: 344 - 53.
49. Schmidt WF, Smith DE. A six year retrospective study of Molloplast B lined dentures, part 1, patient response. J Prosthet Dent 1983; 50 (3): 308 - 13.
50. Schmidt WF, Smith DE. A six year retrospective study of Molloplast B lined dentures, part 2, liner seviceability. J Prosthet Dent 1983; 50(4): 459 - 65.

51. Nikawa H, Iwanaga H, HAMada T, Beng SY. Effects of denture cleansers on direct soft denture lining materials. J Prosthet Dent 1994; 72: 657 - 62.
52. Gonzalez JB, Laney WR. Resilient materials for denture prostheses. J Prosthet Dent 1966; 16: 438 - 44.
53. Makila E, Honka O. Clinical study of a heat-cured silicone soft lining material. J Oral Rehabil 1979; 6: 199 - 204.
54. O'brein WJ. Dental Materials and Their Selection. 2 nd ed. United States of America; 1997. p. 13 -19.
55. Noort RV. Introduction to Dental Materials. St. Lois: Mosby; 1994. p. 61 - 71.
56. Noort RV. Introduction to Dental Materials. St. Lois: Mosby; 1994. p. 41 - 55.
57. Craig RG, O'brien WJ, Powers JM. Dental Materials Properties and Manipulation. United States of America: Mosby; 1987. p. 15 -27.
58. McCabe JF. Dişhekimliği maddeler bilgisi. Nayır E (Çev), 7. baskı. İstanbul; 1999. p. 1 - 24.
59. Dhuru VB. Contemporary dental materials. 4 th ed. Oxford; 2005.p. 45 - 65.

60. Ferracane JL. Materials in dentistry principles and applications. 2 nd ed. Oregon: Lippincott Williams & Wilkins; 2001. p. 30 - 35.
61. Türk Standardı. Yapıştırıcılar- Birbirlerine yapıştırılan biri esnek, diğeri rijit iki malzemeden hazırlanan deney numunesinin sıyrılma deneyi- Bölüm 2: 180° açıyla sıyırma deneyi. ICS 83.180, TS EN 28510-2; 2002.
62. ASTM International. Method H – Measuring bond durability for rubber-to-metal bonded components with quadruple shear specimen. ASTM D 429-03; 2006.
63. Al-Atel MS, Jagger RG, Jerolimov V. Bond strength of resilient lining materials to various denture base resin. Int J Prosthodont 1996; 9: 167 - 70.
64. Kutay Ö. Akrilik ve Metal Protez Kaide Maddelerine Moloplast-B'nin Tutunması. Doktora Tezi. İstanbul: İstanbul Üniversitesi; 1989.
65. Miserendino LJ, Pick RM. Laser in dentistry. Chicago: Quintessence Publishing Co; 1995.
66. Frentzen M, Kort HJ. Lasers in dentistry, new possibilities with advancing laser technology. Int Dent J 1990; 40: 323 - 32.
67. Önal B. Diş sert dokularında lazer kullanımı. Dişhek K Derg 1993; 2: 61 - 64.
68. Myers ML. The effect of laser irradiation on oral tissues. J Prosthet Dent 1991; 66: 395 - 97.

69. Keller U, Hibst R. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances, II. Light microscopic and SEM investigations. *Lasers Surg Med* 1989; 9: 345 - 51.
70. Weinberger SJ, Foley TF, McConnell RJ, Wright GZ. Bond Strength of two ceramic brackets using argon laser, light, and chemically resin systems. *Angle Orthod* 1997; 67(3): 173 - 78.
71. Burkes EJ, Hoke J, Gomes E, Wolbarsht M. Wet versus dry enamel ablation by Er: YAG laser. *J Prosthet Dent* 1992; 67: 847 - 51.
72. Wright PS. Observations on long-term use of a soft-lining material for mandibular complete dentures. *J Prosthet Dent* 1994; 72(4): 385 - 92.
73. Al-Athel MS, Jagger RG. Effect of test method on the bond strength of a silicone resilient denture lining material. *J Prosthet Dent* 1996; 76(5): 535 - 40.
74. Wood WE, Johnson DL, Duncanson MG. Variables affecting silicone-poly (methyl methacrylate) interfacial bond strengths. *J Prosthodont* 1993; 2: 13-18.
75. Sertgöz A, Kulak Y, Gedik H, Taşkonak B. The effect of thermocycling on peel strength of six soft lining materials. *J Oral Rehabil* 2002; 29: 583 - 87.
76. Kutay Ö. Comparison of tensile and peel bond strength of resilient liners. *J Prosthodont* 1994; 71: 525 - 31.

77. Kutay O, Bilgin T, Şakar O, Beyli M. Tensile bond strength of a soft lining with acrylic denture base resins. *Eur J Prosthodont Res Dent* 1994; 2(3): 123 - 26.
78. Amin WM, Fletcher AM, Ritchie GM. The nature of the interface between poly(methyl methacrylate) denture base materials and soft lining materials. *J Dent* 1981; 9: 336 - 46.
79. Saraç YS, Başoğlu T, Ceylan GK, Saraç D, Yapıcı O. Effect of denture base surface pretreatment on microleakage of a silicone-based resilient liner. *J Prosthet* 2004; 92: 283 - 87.
80. Anıl N, Hekimoğlu C, Büyükbaş N, Ercan MT. Microleakage study of various soft denture liners by autoradiography, effect of accelerated aging. *J Prosthet Dent* 2000; 84: 394 - 99.
81. Leon BL, Cury AADB, Garcia RCMR. Water absorption solubility, and tensile bond strength of resilient denture lining materials polymerized by different methods after thermal cycling. *J Prosthet Dent* 2005; 93: 282 - 87.
82. Dootz ER, Koran A, Craig RG. Comparison of the physical properties of 11 soft denture liners. *J Prosthet Dent* 1992; 67(5): 707 - 12.
83. İlbaş S, İlbaş G. A comparison of bond strengths of soft denture liners to polymethylmethacrylate polymerized by conventional water bath and microwave curing techniques. *J Marmara University Dental Faculty* 1993; 1(4): 327 - 32.

84. Polyzois GL. Adhesion properties of resilient lining materials bonded to light cured denture resins. J Prosthet Dent 1992; 68(5): 854 - 58.
85. Kawano F, Dootz ER, Koran A, Craig RG. Bond strength of six denture liners processed against polymerized and unpolimerized polymethylmethacrylate. Int J Prosthodont 1997; 10(2): 178 - 82.
86. Suca S. İki daimi yumuşak astar maddesinin çekme gerilimi, uzama gerilimi, elastiklik modülü, sertliği ve polimetilmetakrilat kaide maddesine bağlanabilirliklerinin karşılaştırılması. GÜ Dişhek Fak Der 1995; 1(12): 55-61.
87. Hekimoğlu C, Anıl N. The effect of accelerated aging on the mechanical properties of soft denture lining materials. J Oral Rehabil 1999; 26: 745 - 48.
88. Jepson NFA, McCabe JF, Storer R. Age changes in the viscoelasticity of permanent soft lining materials. J Dent 1993; 21: 171 - 78.
89. Qudah S, Huggett R, Harrison A. The effect of thermocycling on the hardness of soft lining materials. Quinstessence Int 1991; 22: 575 - 80.
90. Pinto JRR, Mesquita MF, Henriques PGE, Nobilo MAA. Effect of thermocycling on the bond strength and elasticity of 4 long term soft denture liners. J Prosthet Dent 2002; 88: 516 - 21.
91. Kawano F, Dootz ER, Koran A 3rd, Craig RG. Comparison of bond strength of six soft denture liners to denture base resin. J Prosthet Dent 1992; 68: 368 - 71.

92. Park SK, Lee YK, Lim BS, Kim CW. Changes in properties of short-term-use soft liners after thermocycling. J Oral Rehabil 2004; 31: 717 - 24.
93. Türk standardı. Yüzey pürüzlülüğü, parametreler ve pürüzlülük tespiti kuralları ICS 17.040.20, TS 971; 1988.
94. Wright, PS. Characterization of the adhesion of soft lining materials to polymethylmethacrylate. J Dent Res 1982; 61: 1002 - 5.
95. Sato Y, Abe Y, Okane H. Finite element analysis of stress relaxation in soft denture liner. J Oral Rehabil 2000; 27: 660 - 63.
96. Wright PS. The success and failure of denture soft lining materials in clinical use. J Dent 1984; 12(4): 319 - 27.
97. Emmer TJ, Vaidynathan J, Vaidynathan TK. Bond strength of permanent soft denture liners bonded to the denture base. J Prosthet Dent 1995; 74(6): 595 - 601.
98. Sinobad D, Murphy WM, Huggett R, Brooks S. Bond Strength and Rupture Properties of Some Denture Liners. J Oral Rehabil 1992; 19: 151 - 60.
99. McCabe JF, Carrick TE, Kamohara H. Adhesive bond strength and compliance for denture soft lining materials. Biomaterials 2002; 23: 1347-52.
100. Durmuş Perdeci H. Farklı protez kaidelerine uygulanan yumuşak astar maddelerinin bağlantı dirençlerinin incelenmesi. Doktora tezi. Ankara: Ankara Üniversitesi; 1999.

101. Storer R. Resilient denture base materials. Part 1, introduction and laboratory evaluation. Br Dent J 1962; 113: 195 - 203.
102. Lawrence J, Li L. Modifications of the wettability characteristics of polymethylmethacrylate (PMMA) by means of CO₂, Nd:YAG, excimer and high power diode laser ablations. Mater Sci Eng A 2001; 303: 142 - 44.
103. Aydın AK, Terzioğlu H, Akınay AE, Ulubayram K, Hasırcı N. Bond strength and failure analysis of lining materials to denture resin. Dent Mater 1999; 15: 211 - 18.
104. Kocabalkan E. Kron-köprü protezlerinde kullanılan akrilik ve kompozit resinlerle soy olmayan metal alt yapı arasında oluşan mikrosızıntının değerlendirilmesi. Doktora tezi. Ankara: Gazi Üniversitesi; 1993.
105. Latifoğlu A. Farklı tür ve sürelerde polimerize edilen iki daimi yumuşak astar materyalinin bazı mekanik özelliklerinin ve akrilik rezinle bağlantılarının incelenmesi. Doktora tezi. Ankara: Gazi Üniversitesi; 1999.
106. Meşe A. İki farklı yumuşak astar maddesinin akrilik kaide materyaline bağlanma dirençlerinin ve sertlik değişimlerinin zamana bağlı olarak değerlendirilmesi. Doktora tezi. Ankara: Dicle Üniversitesi; 2002.
107. Bolayır G, Keskin S, Doğan OM, Bek B, Doğan A. Astarlama öncesi akrilik rezin yüzeyine ultraviyole ışınlama ve nitrik asit uygulamanın kaide rezini ve yumuşak astar materyallerde oluşturduğu kimyasal değişikliklerin değerlendirilmesi. C Ü Diş Hek Fak Derg 2006; 9(2): 101- 6.

10. EKLER

Doktora öğrenimim süresince bilgisi ve deneyimini benimle paylaşan, tez çalışmalarım esnasında büyük sabır ve özveri ile desteğini gördüğüm değerli tez hocam sayın Prof. Dr. Engin KOCABALKAN'a,

Ben henüz 3. sınıf öğrencisiyken ve kendisini tanımazken kitaplarındaki özel tarzıyla bana protez bilimini sevdiren, doktora eğitimim boyunca her zaman anlayış, hoşgörü ve desteğini yanımda hissettiğim değerli hocam, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı sayın Prof. Dr. Cihan AKÇABOY'a,

Konuşma üslubu ve heyecanıyla bilimsel araştırma yapma şevkimi artıran, diş hekimliğinde lazer uygulamaları dünyasına girmeme vesile olan değerli hocam sayın Prof. Dr. Hüsnü YAVUZYILMAZ'a,

Ders anlatım tarzını, işindeki ciddiyetini, öğrencileri ve hastalarıyla kurduğu iletişimini takdir ettiğim, ben de her zaman özel bir yeri olacak tatlı sert hocam sayın Prof. Dr. Yavuz BURGAZ'a,

Doktora eğitimine başladığım dönemdeki desteği için değerli hocam sayın Prof. Dr. Hüseyin YAZICIOĞLU'na,

Tezimle bir annenin çocuğuna gösterebileceği özenle ilgilenen değerli hocam sayın Prof. Dr. Özgül KARACAER'e,

Klinikte pratiğinden her zaman yarar gördüğüm, zekasına hayran olduğum değerli hocam Prof. Dr. Hişam DEMİRKÖPRÜLÜ'ye,

Doktoramın yeterlilik ve tez dönemine katkılarından dolayı
sayın Prof. Dr. Bülent ULUDAĞ'a,

Gazi Üniversitesi Teknik Eğitim Fakültesi'nden sayın Prof.
Dr. Süleyman TEKELİ, Doç. Dr. Kadir KOCATEPE, Yrd. Doç. Dr. Neşet
AKAR, Dr. Necati YALÇIN'a,

Diş hekimliği alanında teknolojiyi yakından takip etmesi ve
alçakgönüllülüğünden derinden etkilendiğim değerli diş hekimi Timur
ERTEKİN'e,

Doktora eğitimim boyunca her anlamda desteğini asla
unutmayacağım Arş. Gör. Dt. Nuran ÖZYEMİŞÇİ'ye,

Tüm hayatım boyunca benden maddi ve manevi desteğini
esirgemeyen biricik dedem Sayın Nazmi AKAY'a,

Evrendeki ruhsal ve zihinsel tamamlayıcım, yol arkadaşım
sevdiğim insan Hakan ÜNLÜYOL'a,

Doktoramın son döneminde bana sürpriz yapan, hayatıma
kattığı rengi şimdiden hissettiğim bebeğime, Kırçıl'ıma ve beni her zaman
kuşatan ilahi güce yürekten teşekkür ederim.

11. ÖZGEÇMİŞ

Adı: Ayşegül

Soyadı: YALÇIN ÜNLÜYOL

Doğum Yeri ve Tarihi: İzmir, 1979

Doktora Eğitimi: Gazi Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Ana bilim Dalı (2003-2009)

Department of Prosthetic Dentistry and Stomatognathic Physiology,
Institute of Dentistry, University of Oulu, Finland (2007-2008)

Lisans ve Yüksek Lisans: İstanbul Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi
(1997-2002)

Lise: İzmir Özel Türk Fen Lisesi (1994-1997)

Ortaokul: İzmir Özel Türk Anadolu Lisesi (1991-1994)

İlkokul: Agâh Efendi İlköğretim Okulu (1986-1991)

Yabancı Dili: İngilizce

Katılım Sertifikaları

1. 1. Uluslararası Dişhekimliği Sempozyumu, Isparta 2004
2. Uygulamalı Dental Lazer Kursu. Unimed. 2004
3. Basic Course in Laboratory Animals Science. Erciyes University School of Medicine 2005
4. Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği, 15. Bilimsel Toplantısı. Ankara 2005
5. Temporomandibular Eklem Problemleri ve Çözümler. Ankara, 2006
6. Hammaslääkätiede - Odontologi 2007- tapahtuma 15-17.11.2007 Messukeskus, Helsinki
7. Ege Bölgesi Diş Hekimliği Odası Uluslararası Bilimsel Kongre ve Sergisi 2008
8. Continuing Education Program, in Endodontics. March 2008
9. 32nd Annual Congress of European Prosthodontic Association, Pecs', Macaristan 2008
10. 14th Congress of Balkan Stomatological Society (BaSS) and the 9th Scientific Congress of Bulgarian Dental Association (BgDA) – May 6-9, 2009, Varna, Bulgaria

Bilimsel Etkinlikler

1.YALÇIN A, KOCABALKAN E: Diş Tedavisi Öncesi Heyecanın Hastanın Tedaviye Bakış Açısına Etkisi. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2004; 14 (2),17-23

2.TURGUT M, YALÇIN A: Metal-Kompozit Resin Ara yüzünde Ortaya Çıkan Mikrosızıntıya Retansiyon Sistemlerinin Etkisinin Araştırılması. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2004; 14(2), 43-50

3. YALÇIN A, KOCABALKAN E: Diş Tedavisi Öncesi Heyecanın Hastanın Tedaviye Bakış Açısına Etkisi. (POSTER SUNUMU)

4. ŞİMŞEK E, ÜNLÜYOL YALÇIN A, KAYAOĞLU G: Kanal Tedavisi Yetersiz olan bir olguya interdisipliner yaklaşım. (POSTER SUNUMU)

5. ÜNLÜYOL YALÇIN A, KOCABALKAN E: The Prevalance, The Etiology And The Treatment Methods Of Dentine Hypersensitivity. (POSTER SUNUMU)

6. ÜNLÜYOL YALÇIN A, KOCABALKAN E: Bond Strength of Silicone Based Soft Lining Material to Denture Base Material After Surface Treatment by Alumina Abrasion and Laser Ablation. (POSTER SUNUMU)

7. ÜNLÜYOL YALÇIN A, KOCABALKAN E: Dentin Hassasiyetinin Yaygınlığı, Etyolojisi Ve Tedavi Yöntemleri. ADO 2009

8. ÜNLÜYOL YALÇIN A, KOCABALKAN E: Investigation of bond strength of silicone based soft lining material to denture base material according to surface treatments by sandblasting and laser methods. (SÖZLÜ SUNUM) 14th BaSS and the 9th BgDA, 2009, Varna, Bulgaria