



**T.C.
GAZI ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**UZMANLIK
TEZİ**

**MAKSİLLOFASİYAL SİLİKONLARIN
3 FARKLI REZİN ESASLI MATERYALE
BAĞLANMA DAYANIMININ BELİRLENMESİ**

SENEM ÜNVER

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

ŞUBAT 2017



**MAKSİLLOFASİAL SİLİKONLARIN 3 FARKLI REZİN ESASLI
MATERYALE BAĞLANMA DAYANIMININ BELİRLENMESİ**

Senem ÜNVER

**UZMANLIK TEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

ŞUBAT 2017

Senem ÜNVER tarafından hazırlanan ‘‘Maksillofasial silikonların 3 farklı rezin esaslı materyale bağlanma dayanımının belirlenmesi’’ adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / OY ÇOKLUĞU ile Gazi Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda UZMANLIK TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman : Doç. Dr. Seçil KARAKOCA NEMLİ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum.

Başkan : Prof. Dr. Cemal AYDIN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum.

Üye : Prof. Dr. Şenay CANAY

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Hacettepe Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum.

Yedek Üye : Doç. Dr. Bilge TURHAN BAL

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum.

Yedek Üye : Yrd. Doç. Dr. Mustafa Barış GÜNCÜ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Hacettepe Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Uzmanlık Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum.

Tez Savunma Tarihi: 09/ 02/ 2017

Jüri tarafından kabul edilen bu tezin Uzmanlık Tezi olması için gerekli şartları yerine getirdiğini onaylıyorum.

Prof. Dr. İbrahim Levent Taner

Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Dekan Vekili

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarımı kabullendiğimi beyan ederim.



Senem ÜNVER

09/02/2017

MAKSİLLOFASİYAL SİLİKONLARIN 3 FARKLI REZİN ESASLI MATERYALLE BAĞLANMA DAYANIMININ BELİRLENMESİ

(Uzmanlık Tezi)

Senem ÜNVER

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Şubat 2017

ÖZET

Çene-yüz defektine sahip olan hastaların estetik ve fonksiyonel bütünlüğünü sağlayabilmek amacıyla hazırlanan çene-yüz protezlerinde en sık karşılaşılan sorunlardan biri silikon elastomer ve akrilik rezin kaide arasındaki bağlantının yetersiz olmasıdır. Bu çalışmanın amacı, silikon elastomerlerin 3 farklı akrilik rezin materyale bağlanma dayanımlarının incelenmesi, bu akrilik rezin materyallere uygulanan yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlülüğü ile bağlanma dayanımına etkisinin incelenmesidir. Isı ile polimerize, otopolimerize ve ışık ile polimerize akrilik rezin materyallerden örnekler hazırlandı (75x15x3 mm). Her akrilik rezin materyalden hazırlanan otuz örnek, üç gruba ayrıldı (n=10). Her gruba hard frezle pürüzlendirme, retansiyon çizgileri ve polisajlama yüzey işlemleri uygulandı. Tüm örneklerle, profilometre cihazıyla yüzey pürüzlülüğü ölçümü yapıldı. Primer uygulandı ve silikon elastomer akrilik rezin üzerine bağlandı. Silikon elastomer ve akrilik rezin arasındaki bağlanma dayanımı sıyrılma testiyle belirlendi. Yüzey pürüzlülüğü ve bağlanma dayanımı verileri iki yönlü varyans analizi ($\alpha=0,05$) ile değerlendirildi. Gruplar arasındaki farklılıklar Tukey testi ile belirlendi. Bağlanma dayanımı ve yüzey pürüzlülüğü arasındaki ilişkinin araştırılması için Spearman'ın korelasyon katsayısı kullanıldı ($p<0,05$). Retansiyon çizgileri hazırlanan gruplar en yüksek ve polisaj uygulanan gruplar en düşük yüzey pürüzlülüğü değerlerini gösterdi ve gruplar arasındaki farklar istatistik olarak anlamlıdır ($p>0,05$). Sıyrılma dayanımı testi verilerinin analizi sonucunda; tüm yüzey işlemlerinde ışık ile polimerize akrilik rezin materyalinin ortalama sıyrılma dayanımının diğer materyallerden istatistik olarak yüksek olduğu saptandı ($p<0,05$). Bütün akrilik rezin materyallerde, polisaj uygulanmış gruplar en yüksek sıyrılma dayanımı değerlerini gösterdi. Korelasyon analizinde bağlanma dayanımı ve yüzey pürüzlülüğünde negatif yönlü bir ilişki tespit edildi ($r = -0,495$). Tüm gruplarda yüzey pürüzlülüğü azaldıkça bağlanma dayanımı arttı ve bu ilişki istatistik olarak anlamlıdır ($p<0,05$). Tüm gruplarda en sık oluşan başarısızlık tipi koheziv tiptir.

Bilim Kodu : 1050
Anahtar Kelimeler : Silikon elastomer, akrilik rezin, sıyrılma testi, bağlanma dayanımı
Sayfa Adedi : 86
Danışman : Doç. Dr. Seçil KARAKOCA NEMLİ

DETERMINATION OF BOND STRENGTH OF 3 DIFFERENT RESIN BASED
MATERIALS OF MAXILLOFACIAL SILICONES

(Speciality Thesis)

Senem ÜNVER

GAZİ UNIVERSITY
FACULTY OF DENTISTRY

February 2017

ABSTRACT

One of the most frequently encountered problem is the insufficient bond between silicone elastomer and acrylic resin base in maxillofacial prostheses which are prepared for providing aesthetic and functional integrity of patients have maxillofacial defects. The purpose of this study is to investigate the effect of the surface treatments on the surface roughness of 3 different resin based materials and on the bond strength between maxillofacial silicones and these resin based materials. Specimens (75x15x3 mm) were prepared from heat-polymerized, autopolymerized and light-polymerised acrylic resin materials. Thirty specimens prepared from each acrylic resin material were divided into three groups (n=10). Hard drill roughening, retentive lines and polishing were the surface treatments applied to each group. Surface roughness measurements were made on all samples using a profilometer. Primer was applied and silicone elastomer was packed on the acrylic resin. Bond strength between silicone elastomer and acrylic resin was determined with peel test. Data of surface roughness and bond strength were analyzed by two-way analysis of variance ($\alpha = 0.05$). Differences between the groups were determined by the Tukey test. Spearman's correlation coefficient was used to investigate the relationship between bond strength and surface roughness ($p < 0.05$). The retentive lines groups showed the highest and the polished groups showed the lowest surface roughness and the differences between the groups were statistically significant ($p > 0.05$). Peel strength test data revealed that, for all surface treatments, peel strength of light polymerized acrylic resin material was the highest than other materials with statistically significance ($p < 0,05$). For all acrylic resin materials, polished groups showed the highest peel strength values. Correlation analysis revealed a negative correlation was found between bonding strength and surface roughness ($r = -0,495$). In all test groups, as the surface roughness decreased, the bond strength increased and this relationship was statistically significant ($p < 0.05$). The most common type of failure in all groups was the cohesive type.

Science Code : 1050

Key words : Silicone elastomer, acrylic resin, peel test, bond strength

Number of Pages : 86

Advisor : Assoc. Prof. Seçil KARAKOCA NEMLİ

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca, mesleki ve bilimsel gelişimime katkıda bulunmanın yanı sıra manevi desteğini de her zaman hissettiğim danışman hocam Doç. Dr. Seçil KARAKOCA NEMLİ'ye,

Her konuda yol gösteren, yardımını ve desteğini esirgemeyen bölüm başkanımız Prof. Dr. Cemal AYDIN'a,

Uzmanlık eğitimimde emeği geçen Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'ndaki hocalarıma,

Mesleki çalışmalarındaki yardım ve katkılarıyla birlikte dostluğuyla da yanımda olan Dr. Dt. Merve BANKOĞLU GÜNGÖR'e,

Çok değerli dostlarım Dt. Meral BAĞKUR ve Dt. Meral KURT'a, birlikte çalışmaktan keyif aldığım asistan arkadaşlarıma,

Sonsuz sabır ve anlayış göstererek beni daima destekleyen, sevgilerini her an hissettiğim aileme, eşim Olcay ÜNVER'e ve kıymetlim oğlum Mehmet Erdem ÜNVER'e

En içten teşekkürlerimi sunuyorum.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	x
RESİMLERİN LİSTESİ	xi
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Çene-Yüz Defektlerinin Sınıflandırması	3
2.1.1. Etiyolojisine göre sınıflandırma.....	3
2.1.2. Defektin bölgesine göre sınıflandırma.....	4
2.2. Çene-Yüz Defektlerinin Tedavisi	5
2.3. Çene-Yüz Protez Tipleri	6
2.4. Çene-Yüz Protezlerinde Kullanılan Materyaller	8
2.4.1. Çene-yüz protezlerinde kullanılan materyallerin özellikleri.....	8
2.5. Çene-Yüz Protezlerinde Tutuculuk	19
2.5.1. Çene-yüz protezlerinde tutuculuk yöntemleri.....	20
2.6. Silikon Elastomer ve Akrilik Resinin Bağlanması.....	23
2.7. Silikon Elastomer ve Akrilik Resin Bağlantısını Değerlendirmek için Uygulanan Testler	23
2.7.1. Sıyırılma testi	24
2.7.2. Makaslama testi	25
2.8. Konu İle İlgili Çalışmalar	26

3. GEREÇ VE YÖNTEM	29
3.1. Örneklerin Hazırlanması.....	29
3.1.1. Isı ile polimerize akrilik rezin örneklerin hazırlanması	29
3.1.2. Otopolimerize akrilik rezin örneklerin hazırlanması	30
3.1.3. Işık ile polimerize akrilik rezin örneklerin hazırlanması	31
3.1.4. Test gruplarına yüzey işlemlerinin uygulanması	32
3.1.5. Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri	36
3.1.6. Akrilik rezin örneklere silikon elastomerlerin bağlantısının sağlanması...	37
3.1.7. Sıyırılma testinin uygulanması.....	38
3.1.8. İstatistik analiz	40
4. BULGULAR	43
4.1. Yüzey Pürüzlülüğü Testi	43
4.1.1. İstatistik analiz	44
4.2. Sıyırılma Testi.....	46
4.2.1. İstatistik analiz	47
4.3. Yüzey Pürüzlülüğü ve Bağlanma Dayanımı Arasındaki İlişki.....	50
4.4. Sıyırılma Testi Sonrası Başarısızlıkların Değerlendirilmesi	51
5. TARTIŞMA	53
6. SONUÇ	69
KAYNAKLAR	71
ÖZGEÇMİŞ	85

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan akrilik rezin materyaller	29
Çizelge 3.2. Örnek grupları ve yüzey işlemleri	33
Çizelge 4.1. Örneklerin ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri (Ra).....	43
Çizelge 4.2. Tüm gruplar için ortalama yüzey pürüzlülüğü istatistik değerlendirmesi ..	45
Çizelge 4.3. Ortalama yüzey pürüzlülüğü testinin iki yönlü varyans analizi sonuçları..	45
Çizelge 4.4. İki yönlü varyans analizinde akrilik rezin materyallere uygulanan yüzey işlemleri sonucu yüzey pürüzlülüklerinin ortalama değerlerinin karşılaştırılması.....	46
Çizelge 4.5. Sıyırılma testi sonuçları (N/mm)	46
Çizelge 4.6. Tüm gruplar için bağlanma dayanımının istatistik değerlendirmesi	47
Çizelge 4.7. Sıyırılma testi iki yönlü varyans analizi sonuçları.....	48
Çizelge 4.8. Materyaller arasındaki ortalama bağlanma dayanımı farklarının istatistik değerlendirmesi.....	48
Çizelge 4.9. Uygulanan yüzey işlemleri arasındaki ortalama bağlanma dayanımı farklılıklarının istatistik değerlendirmesi.....	49
Çizelge 4.10. Bağlanma dayanımı Shapiro-Wilk Testi tablosu.....	50
Çizelge 4.11. Yüzey pürüzlülüğü Shapiro-Wilk Testi tablosu	50
Çizelge 4.12. Korelasyon katsayısı tablosu	50
Çizelge 4.13. Sıyırılma testi sonrası örneklerde görülen başarısızlık tipleri	51

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Sıyırılma testinin şematik resmi. 1.Sert yüzey, 2.Tutucu kısım, 3. Adeziv uygulanmamış yüzey, 4. Esnek örnek, 5. Tutucu kısım, 6. Çekme yönü.....	25
Şekil 2.2. Makaslama testinin şematik resmi.....	26
Şekil 3.1. Akrilik rezin örnekler	33
Şekil 3.2. Çalışmada kaydedilen başarısızlık tipleri. 1.Adeziv tip, 2. Koheziv tip (Kopma) ve 3.Koheziv tip (Yırtılma).....	40
Şekil 4.1. Örneklerin ortalama yüzey pürüzlülüğü değerlerinin gruplar için ortalamaları ve standart sapmaları	44
Şekil 4.2. Ortalama bağlanma dayanımı değerleri ve standart sapmaları.....	47

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. Pembe mumdan hazırlanan örnekler	30
Resim 3.2. Mufla içerisinde alçı kalıplar	30
Resim 3.3. Alçı kalıp içerisinde mum örnekler	31
Resim 3.4. Işık ile polimerize akrilik rezinler için hazırlanan alçı kalıplar	32
Resim 3.5. Işık ile polimerize akrilik rezinin polimerizasyonu için kullanılan Triad 2000 cihazı	32
Resim 3.6. Hard frez kullanılarak yüzeylerin pürüzlendirilmesi	34
Resim 3.7. Retansiyon çizgilerinin hazırlanması	34
Resim 3.8. Su zımparası kullanımı	35
Resim 3.9. Pomza, su ve kıl fırça kullanımı	35
Resim 3.10. Alçı, alkol ve pamuk fırça kullanımı	36
Resim 3.11. Profilometre cihazı	36
Resim 3.12. Akrilik rezin üzerine hazırlanan mum blok	37
Resim 3.13. Akrilik rezine primer uygulanması	37
Resim 3.14. Silikon elastomer ve akrilik rezinden hazırlanan örnek	38
Resim 3.15. Silikon elastomer materyale sıyrılma testi uygulanması	39

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılan bazı simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklama
$^{\circ}\text{C}$	Santigrat derece
%	Yüzde
>	Büyüktür
<	Küçüktür
μm	Mikrometre
λ	Silikon elastomerlerin uzama oranı
dk	Dakika
F	Kaydedilen maksimum kuvvet (N)
mm	Milimetre
mm^2	Milimetrekare
mm^3	Milimetreküp
MPa	Megapaskal
N/mm	Bağlanma dayanımı birimi
PS	Bağlanma dayanımı
psi	Gerilme dayanımı birimi
Ra	Yüzey pürüzlülüğü ölçüsü
Ti	Titanyum
TiO ₂	Titanyum Dioksit
ZnO	Çinko oksit
W	Örneklerin genişliği (mm)
Kısaltmalar	Açıklama
ASTM	Amerikan test ve materyaller topluluğu
FRC	Fiberle güçlendirilmiş kompozit
HTV	Yüksek ısıda vulkanize olan
ISO	Uluslararası standartlar teşkilatı

Kısaltmalar**Açıklama****MMA**

Metil metakrilat

PMMA

Polimetil metakrilat

PVC

Polivinil klorit

RTV

Oda ısısında vulkanize olan

SiC

Silikon karbit

SPSS

Sosyal bilimler için istatistik paketi

UDMA

Üretan dimetakrilat

UV

Ultraviyole



1. GİRİŞ

Doğumsal, gelişimsel veya kazanılmış nedenlerle meydana gelmiş çene-yüz defektine sahip hastaların estetik ve fonksiyonel bütünlüğünü kazandırmak amacıyla yapılan çene-yüz protezleri aynı zamanda hastanın psikolojik rehabilitasyonuna katkıda bulunmaktadır. Çene-yüz protezinin hasta tarafından kabullenilebilmesi için doğala yakın görünümde ve dokular ile uyumlu olması önemli etkenlerdir.

Çene-yüz protezlerinin yapımında geçmişten günümüze pek çok materyal kullanılmış, bunlar arasında biyolojik, fiziksel ve estetik özellikleri dokularla uyumlu olmayanlar terk edilmiştir. Günümüzde biyouyumlu, insan vücudunun estetik özelliklerini iyi bir şekilde taklit eden birkaç materyal kullanılmakla birlikte ideal materyal arayışı ile çalışmalar devam etmektedir.

Doğala yakın görünümü elde edebilmek için en sık kullanılan materyaller silikon elastomerlerdir. Silikonlar; implant destekli protezlerde ataşman sistemlerinin protezin içinde kalan parçalarını taşıması veya gerekli durumlarda proteze dayanıklılık ve rijitlik sağlaması için altyapı ile birlikte kullanılırlar. Altyapı genellikle akrilik rezinlerden yapılır. Silikon ve akrilik rezin bileşenlerden oluşan yüz protezlerinde en sık karşılaşılan problemlerden biri silikon elastomer ve akrilik rezin altyapı arasındaki bağlantının yetersiz olmasıdır.

Bu tez çalışmasında maksillofasial silikonların 3 farklı rezin esaslı materyal ile bağlanma dayanımlarının incelenmesi ve rezin esaslı materyallere uygulanan yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlülüğü ile bağlanma dayanımına etkisinin araştırılması amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

Baş boyun bölgesindeki çiğneme sistemi ve yüz yapılarının eksiklik ya da bozukluklarına “çene-yüz defekti” denir. Çene-yüz defektlerinin sabit ya da hareketli protezlerle restorasyonu ile ilgilenen bilim dalına ise “maksillofasial prostodonti” adı verilir (Adisman, 1990; Yazdanie ve Mandersen, 1989).

2.1. Çene-Yüz Defektlerinin Sınıflandırması

Çene-yüz defektlerinin etiolojisinde doğumsal, gelişimsel ve kazanılmış etkenler rol oynar. Bu etkenler aşağıdaki gibi sınıflandırılabilir; (Aramany, 2001; Beydemir ve Dalkız, 2000; Okay, Genden, Buchbinder ve Urken, 2001; Sipahi, 2006; Yontchev, 1985)

2.1.1. Etiyolojisine göre sınıflandırma

Doğumsal defektler

I) Dudak ve damak yarıkları: Embriyonik ve erken fetal dönem boyunca ortaya çıkan gelişimsel bozukluklardan kaynaklanan defektlerdir. (Peterson-Falzone, Hardin-Jones, and Karnell, 2001: 16)

II) Kraniofasial defektler: Yüz ve kafatasında; kemik, yumuşak doku ve cildi farklı oranlarda etkileyebilecek şekilde doku fazlalığı ya da eksikliği ile karakterize anatomik bozukluklardır. (Bradley ve Kawamoto, 2007: 268-296).

Gelişimsel Defektler

Yüz ve ağız yapılarının gelişiminden sorumlu büyüme merkezlerinin travma, ameliyat veya radyoterapi gibi etkenlere maruz kalmaları sonucunda büyüme ve gelişimin bozulması ya da durmasıyla meydana gelen defektlerdir.

Gelişimsel defektlerden bazıları; prognati, retrognati, yumuşak doku anomalileri, çiğneme kası anomalileri ve iskeletsel anomalilerdir (Yontchev, 1985).

Kazanılmış defektler

Travmalar (ateşli silah yaralanmaları, trafik kazaları vs), tümöral ya da kistik oluşumların cerrahi rezeksiyonu ve geç dönemlerinde nekrotizan özelliği olan enfeksiyöz hastalıklar (osteomyelit, sifiliz) sonucunda oluşan defektlerdir (Okay ve diğerleri, 2001).

2.1.2. Defektin bölgesine göre sınıflandırma

Kazanılmış defektler üç grupta incelenebilir (Sipahi, 2006):

- I) Ağız içi defektler
- II) Ağız dışı defektler
- III) Kombine defektler

I) Ağız içi defektler:

- 1) Üst çene defektleri
 - a) Sınıf I: Tek taraflı anterior defektler
 - b) Sınıf II: Tek taraflı posterior defektler (kanın dışı distalinden itibaren)
 - c) Sınıf III: Sert damak orta hat bölgesi defektleri
 - d) Sınıf IV: Çift taraflı anterior veya tek taraflı posterior defektler
 - e) Sınıf V: Çift taraflı posterior defektler
 - f) Sınıf VI: Çift taraflı anterior defektler

2) Alt çene defektleri

Defektin tipine göre;

- a) Marjinal defektler
- b) Segmental defektler

Anatomik defektler;

- a) Alveol kret defektleri
- b) Ramus ve kondil defektleri
- c) Tek taraflı korpus, ramus ve kondil defektleri

II) Ağız dışı defektler:

- 1) Kulak defektleri
- 2) Burun defektleri
- 3) Göz defektleri

III) Kombine defektler:

- 1) Üst çene ve burnu kapsayan defektler
- 2) Göz ve burnu kapsayan defektler
- 3) Üst çene, göz ve burnu kapsayan defektler

2.2. Çene-Yüz Defektlerinin Tedavisi

Çene-yüz bölgesinde, kanser cerrahisi sonrasında, kaza sebebiyle veya doğumsal olarak meydana gelen doku ve organ kayıplarını yerine koyarak, estetik ve fonksiyonu sağlayabilmek amacıyla yapılan protezlere “çene-yüz protezleri” adı verilir (Chalian, Drane ve Standish, 1978; Valauri, 1992).

Çene-yüz protezlerinin amacı, doku ve organ kayıpları sonucu bozulan çiğneme, solunum, yutkunma gibi fonksiyonları geri kazandırabilmek ve aynı zamanda hastanın görünümünü iyileştirerek psikolojik fayda sağlayabilmektir (Değirmenci ve Sarıdağ, 2015). Fonksiyonel ve estetik açıdan başarılı, yeterli tutuculuğa sahip ve uzun süre teknik bir problem ortaya çıkmadan kullanılabilen bir çene-yüz protezi hastaların yaşam kalitesini arttırmaktadır (Nemli, Aydın, Yılmaz, Bal ve Arici, 2013).

Çene-yüz defektine sahip hastanın protetik tedavisine başlamadan önce hastanın temel şikayetleri, geçmişte geçirdiği rahatsızlıklar, aldığı tedaviler, gelecekte oluşabilecek muhtemel rahatsızlıklar, diagnostik kayıtları ve testleri değerlendirilmelidir. Hastanın genel fiziksel ve tıbbi durumunun yanı sıra psikolojik durumu ve estetik beklentileri de detaylı bir şekilde incelenmelidir (Thomas, 2000: 1,2).

Genel olarak protez yapımında 5 amaç esas alınır (Bayrak, 2007):

1. Fonksiyonel amaç: Hastanın eksik olan organının tamamlanarak kısmi de olsa fonksiyon görebilmesini sağlamak,
2. Kozmetik amaç: Hastanın estetiğini sağlamak,
3. Fonetik amaç: Hastanın güzel ve anlaşılabilir konuşmasını sağlamak,
4. Psikolojik amaç: Eksik olan organdan kaynaklanan psikolojik rahatsızlıklarını gidermek,
5. Biyolojik amaç: Doku bütünlüğünü sağlamak.

Çene-yüz defektlerinin tedavisi, genellikle multidisipliner bir çalışmayı gerektirir. Baş boyun cerrahisi, rekonstruktif cerrahi, ortodonti ve protez bölümlerinin beraber çalışması tedavi başarısını artırır (Visser, Raghoobar, Van Oort ve Vissink, 2008). Defektlerin tedavisinde cerrahi rekonstruksiyon, yani hastanın kendi dokuları ile defektin onarılması ilk düşünülen tedavi seçeneğidir. Ancak bu durumlarda cerrahi her zaman uygulanabilir ve sonuçları öngörülebilir bir tedavi yöntemi değildir. Hastanın kendi dokusu ile kapatılamayacak kadar geniş defektlerinin olduğu durumlarda, radyoterapi sonrası defekt varlığında, hastanın sistemik durumunun izin vermediği vakalarda, hastanın uzun süren çok sayıdaki cerrahi işlemleri kabul etmediği durumlarda, tümör bölgesinde doku sağlığının yerinde olmadığı ve tedavi sonucunda istenilen estetik sağlanamadığında çene-yüz protezleri hastalar için iyi bir çözümdür (Pehlivan, Nemli ve Karacaer, 2011; Sansoni, Cavagnini, Docchio ve Gastaldi, 2009).

2.3. Çene-Yüz Protez Tipleri

Çene-yüz defekti olan hastalarda hazırlanacak protez defekt bölgesine, defekt boyutuna, kullanım amacına göre tasarlanmaktadır (Beydemir ve Dalkız, 2000):

A. Ağız içi defekt protezleri

I. Üst çene obtüratörleri

a) Konjenital defekt obtüratörleri

i. Menteşeli obtüratörler

ii. Suerson obtüratörleri

iii. Schiltsky obtüratörleri

iv. Meatal obtüratörler

v. Palatal yükseltme protezleri

b) Kazanılmış defekt obtüratörleri

1. Cerrahi obtüratörler: Operasyon öncesi elde edilen modeller üzerinde cerrahi obtüratör planlanan rezeksiyon alanına göre yapılırlar. Bu tür obtüratörler operasyondan 7-10 gün sonra çıkarılırlar (Borçbakan ve Akça, 1970; Chalian, Drande ve Standish, 1971; Hasanreisöglu ve Gürbüz, 1984; İslamoğlu, 1984).
2. Tedavi Obtüratörleri: Genellikle immediat cerrahi obtüratörler geçici yumuşak astarlar uygulanarak tedavi obtüratörüne dönüştürülür. Tedavi obtüratörleri, astar materyalleri belirli sıklıklarla değiştirilerek 3-4 ay kadar kullanılırlar (Borçbakan ve Akça, 1970; Chalian ve diğeri, 1971; Hasanreisöglu ve Gürbüz, 1984; İslamoğlu, 1984).
3. Daimi Obtüratörler: Rezeksiyonu takiben, kalan dokularda epitelizasyon ve skatrizasyon tamamlandıktan sonra daimi obtüratör yapımına geçilebilir. Bu süre ortalama 3-4 ay kadar sürer. Ancak hastanın yaşı, genel durumu, rezeksiyon sınırları ve büyüklüğü bu süreyi etkiler. Hastaya radyoterapi uygulamasında verilen doz da bu süreyi 12 aya kadar geciktirebilir (Borçbakan ve Akça, 1970; Chalian ve diğeri, 1971; Hasanreisöglu ve Gürbüz, 1984; İslamoğlu, 1984).

II. Alt çene defekt protezleri

- a. Tek parça metal döküm ana bağlayıcı defekt protezi
- b. Rehber düzleml defekt protezi

B. Ağız dışı defekt protezleri (Epitezler)

1. Göz protezleri
2. Kulak protezleri
3. Burun protezleri
4. Kombine defekt protezleri

- a) Nazomaksiller epitez
- b) Orbitonazal epitez
- c) Orbitonazomaksiller epitez

2.4. Çene-Yüz Protezlerinde Kullanılan Materyaller

Çene-yüz protezlerinin ilk olarak hangi dönemde yapıldığıyla ilgili kesin bilgiler bulunmamakla beraber arkeolojik kazılarda 4500 yıl öncesine ait burun, kulak ve göz protezlerine rastlanmıştır (Controy ve Hulterstrom, 1978; İhsanoğlu ve Günergün, 2003:374-395). İlk tam olarak belgelenmiş yüz protezi ise Fransız cerrah Ambroise Pare tarafından hazırlanmıştır (Controy ve Hulterstrom, 1978).

Geçmişten günümüze kadar çene-yüz protezlerinde fildişi, ağaç, mum, cam, kumaş, deri, metal, vulkanit, porselen, kauçuk, lateks, akrilik rezin, silikon elastomerler gibi çok farklı malzemeler kullanılmıştır (Değirmenci ve Sarıdağ, 2015). Bu materyallerden çoğu terk edilmiş, biyolojik, fiziksel ve mekanik özellikler açısından uygun olanlar kullanılmaya devam edilmiştir. Günümüzde doğal görünüme sahip, dokuların elastik yapısına uyumlu, yeterli dayanıklılık gösteren ve bu özellikleri uzun süre koruyabilen materyallerin geliştirilmesi için çalışmalar devam etmektedir.

2.4.1. Çene-yüz protezlerinde kullanılan materyallerin özellikleri

1. Fiziksel özellikler: Materyal, dokuların elastik yapısını taklit edebilecek şekilde esnek, boyutsal olarak stabil, protezlerin hastada ağırlık hissine sebep olmaması için hafif, dayanıklı ve düşük ısı iletkenliğine sahip olmalıdır (Khindria, Bansal ve Kinsal, 2009). Bir materyalin çene-yüz protezi yapımında kullanılabilmesi için uygun fiziksel ve mekanik özellikleri göstermesi gerekir.

Yırtılma Direnci: Protezin ince şekillendirildiği kısımlarda materyalin yırtılma kuvvetine karşı gösterdiği direnç “yırtılma direnci”dir. Çene-yüz protezleri, dokular ile birleştiği kenarlarda ince şekillendirilerek doğal bir geçiş sağlanmaya çalışılır. Bu ince kenarların kuvvet altında yırtılma riski vardır. Özellikle dokulara adezivler ile yapıştırılan yüz protezlerinin dokulardan uzaklaştırma esnasında yırtılmalar meydana gelebilir. Bu durumun önüne geçmek için materyallerin güçlendirilmesine yönelik çalışmalar yapılmakta

(Andreopoulos, Evangelatou ve Tarantili, 1998; Sweeney, Fischer, Castleberry ve Cowpertwaite, 1972; Günay, Kurtoğlu, Atay, Karayazgan ve Gürbüz, 2008) ve tutuculuğun adezivler yerine implantlarla sağlanması önerilmektedir (Ciocca, Fantini, Marchetti, Scotti ve Monaco, 2010; Goiato ve diğerleri, 2012; Sipahi, 2006).

Gerilme Dayanımı: Gerilme dayanımı, materyalin uygulanan kuvvet karşısında kopmadan önce dayanabildiği en büyük kuvvetin değeridir. Çene-yüz protezlerinin hasta tarafından rahat bir şekilde kullanılabilmesi için hazırlanan protezin doku hareketine izin vermesi gerekmektedir. Bununla birlikte takıp çıkarma işlemleri sırasında protezin zarar görmemesi için silikon materyalin esnek olması, gerilimlere karşı direnç göstermesi istenir. Çene-yüz protezlerinde kullanılan materyallerin yüksek uzama yüzdesi ve yüksek yırtılma direncine sahip olması beklenir (Begum, Kola ve Joshi, 2011).

Dinamik Modülüs: Dinamik modülüs, belirli bir frekansta ve gerilim-gerilme eğrisi üzerinde belirli bir noktada, baskının gerilmeye oranı olarak tanımlanır. Çene-yüz protezlerinde kullanılan materyaller esnek olmalı yani düşük dinamik modülüsüne sahip olmalıdır (Sakaguchi ve Powers, 2012).

Elastik Modülüs: Materyalin bir kuvvet altında elastik şekil değiştirmesini ifade eder. Elastik modülüsü elastiklikten çok rijiditeyi belirleyen bir özelliktir (McCabe, 1999).

Sertlik: Sertlik genel olarak materyalin aşınmaya karşı direnci olarak tanımlanır. Çene-yüz protezlerinin, kaybedilen dokuyla aynı sertlikte olması istenir. Çene-yüz protezlerinde kullanılan materyalin Shore A skalasına göre 40 tan az, tercihen 25-35 arasında sertlikte ve yüz hareketlerine uyum sağlayacak esneklikte olmalıdır (Sakaguchi ve Powers, 2012).

Islanabilirlik: Islanabilirlik, bir sıvının katı bir yüzey ile temas kurabilme becerisidir. Farklı materyallerin ıslanabilirliğini değerlendirmek amacıyla temas açısı ölçümleri yapılır. Yüksek temas açısı ($>90^\circ$) zayıf ıslanabilirliğin bir göstergesidir, temas açısı azaldıkça ıslanabilirlik artar. Sıfır derece, yüzeyin mükemmel ıslanabilirliğini göstermektedir. Islanabilirliği etkileyen en önemli faktör katı ve sıvı materyallerin yüzey enerjisidir (Aziz, Waters ve Jagger, 2003a; Sakaguchi ve Powers, 2012). Yüksek yüzey enerjili katılarda düşük yüzey enerjili sıvılar iyi ıslanabilirlik gösterir. Yüksek temas açısına sahip yüzeylerin ıslanabilirliğini arttırmak için alkol, alkol-deterjan karışımı, sodyum lauryl sülfat gibi yüzey

aktif maddeler kullanılabilir (Saraçoğlu, Cura ve Yılmaz, 2001). Islanabilirliği etkileyen bir diğer faktör ise yüzeylerin temizliğidir (Aziz ve diğerleri, 2003a; Sakaguchi ve Powers, 2012). Katı materyalin yüzeyinin temiz olmaması, sıvının yüzeye tam olarak temas etmesini engelleyeceği için ıslatılacak yüzeyin işlem öncesinde temizlenmesi gerekir.

Su Emilimi: Protezin üretimi veya kullanımı sırasında materyalin dışarıdan emdiği suyun miktarıdır. Protezler; yıkama sırasında, tükürük veya ter ile temas ettikleri zaman su emilimini gerçekleştirebilir (Aziz ve diğerleri, 2003a). Protez materyallerinde su emilimi sonucu boyutsal stabilite bozulur, yorulma direnci azalır (Vallittu, 1999), fiziksel özelliklerin etkilenmesiyle çevre dokularla renk uyumu bozulur. Çene-yüz protezlerinde kullanılan materyallerin seçiminde su emilim özelliğine dikkat edilmeli, su absorpsiyon özelliği daha az olan materyaller tercih edilmelidir. Protezin kullanım sırasında mümkün olduğu kadar nemden uzak tutulmalı, protezin temizliğinin uygun solüsyonlar ve su ile yapılabilmesi için hastaya detaylı bilgi verilmelidir.

Ağırlık: Çene-yüz protezlerinde kullanılan materyaller, hastanın protezi rahat kullanabilmesi ve protezin tutuculuğunu olumsuz etkilememesi için düşük ağırlıkta olmalıdır (Mitra, Choudhary, Garg ve Jagadeesh, 2014).

2. *Biyolojik ve kimyasal özellikler:* Çene-yüz protezi materyali çevresel etkenlere, adezivlere ve onların solventlerine karşı kimyasal olarak stabil olmalıdır. Biyouyumlu olmalı, toksik ve alerjik olmamalıdır. Çene-yüz protezlerinin olumsuz çevresel etkenlere maruz kalması, uygun şekilde kullanılmaması ve yeterli bakımının yapılmaması sonucu materyalde yapısal bozulma, bakteriyel kolonizasyon ve dokularda irritasyon gözlenebilir (Reisberg ve Habakuk, 1995).

3. *Üretim özellikleri:* Materyallerin polimerizasyonunun, kalıpların yeniden kullanılabilmesi için düşük ısıda gerçekleşmesi istenir. Protez materyalinin hazırlanması, uygulanması ve renklendirilmesi kolay olmalıdır ve yeterli çalışma süresine sahip olmalıdır (Khindria ve diğerleri, 2009).

4. *Eстетik özellikler:* Protezler toplum içinde fark edilmemeli ve kayıp dokuların detaylarını en iyi şekilde telafi edebilmelidir. Rengi, dokusu, formu ve ışık geçirgenliği kayıp dokuları ve komşu dokuları taklit edebilmelidir (Khindria ve diğerleri, 2009).

Amerikan Çene-Yüz Protez Derneği tarafından bildirilen ideal bir yüz protez materyalinin sahip olması gereken özellikler aşağıda belirtilmiştir (Farah, Robinson, Koran, Craig ve Hood, 1987; Mugan, Tuncer, Keskin ve Özdemir, 1979):

- 1) Dokularla uyumlu olmalıdır.
- 2) Dokunun gerçek tonlarını yakalayabilmelidir.
- 3) Şeffaf olmalıdır.
- 4) Yumuşak dokuları taklit edebilecek kadar esnek olabilmelidir.
- 5) Dış etkenler (soğuk, sıcak, güneş ışığı vb) karşısında dayanıklı olabilmelidir.
- 6) Isı geçirgenliği düşük olmalıdır.
- 7) Hafif olmalıdır.
- 8) İşlenebilmeli veya kalıplanabilmelidir.
- 9) Uygulaması kolay olmalıdır.
- 10) Kolay duplike edilebilmelidir.
- 11) Kolay temizlenebilmelidir.

Günümüzde yukarıda bahsedilen özelliklerin hepsine sahip bir materyal mevcut değildir, fakat bu özelliklerin bir çoğunu taşıyan silikon elastomerler yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (Schaaf, 1975).

2.4.2. Çene-yüz protezlerinde kullanılan materyallerin sınıflandırılması

Çene-yüz protezlerinin yapımında günümüzde kullanılan başlıca materyaller (Beumer, Curtis ve Marunick, 1996a: 377-455; Öztürk, 2009: 9):

- Akrilik rezinler,
- Akrilik kopolimerler,
- Polivinil klorit ve kopolimerleri,
- Poliüretanlar,
- Silikon elastomerlerdir.

Akrilik rezinler

Akrilik rezinler, toz kısmı polimetil-metakrilat (PMMA) sıvı kısmı metil-metakrilatdan (MMA) oluşan polimerlerdir (Deba, Yunus ve Tamrakar, 2012). Dayanıklılıkları ve sert

olmaları nedeniyle protezlerde kaide materyali olarak kullanılırken, çene-yüz protezlerinde silikon elastomer materyali desteklemek amacıyla altyapı materyali olarak kullanılırlar. İmplant tutuculu protezlerde de implant ataşmanlarını taşırlar. Aynı zamanda oküler protez yapımında da kullanılmaktadırlar. Defektlerin doku düzensizliği, hareketli ve hassas dokular içerdiği durumlarda, akrilik rezinlerin bu dokular ile direkt teması irritasyona sebep olabilir (Ciocca, Maremonti, Bianchi ve Scotti, 2007).

Avantajları: (Khindria ve diğerleri, 2009; Maller, Karthik ve Maller, 2010)

- Dayanıklısıdır ve ince olarak hazırlanabilirler.
- Renk stabiliteleleri iyidir.
- Tamir edilebilir ve yenilenebilir.
- Uzun raf ömürleleri vardır.
- Bir çok adezivle uyumludur.

Dezavantajları: (Craig ve Powers, 2002: 68-108, 186-195, 675-680; Kantola, Lassila ve Vallittu, 2011)

- Su emilimi gösterirler.
- Sert yapıları sebebiyle yüz hareketlelerinde esnemezler ve deri hissi vermezler.
- Ağır olmaları büyük kitle olarak kullanımını kısıtlarlar.
- Esnek olmadığı için kalıbın zarar görmeden protezin çıkarılması ve protezin aynı kalıp kullanılarak kopyalanması zordur.
- Isıyı çok iyi iletmesi soğuk iklimlerde kullanılmasını güçleştirir.

Akrilik rezinler polimerizasyon tiplerine göre sınıflandırılabilir (Can, Ersoy ve Aksu, 2014: 103-111);

- a) Isı ile polimerize olan akrilik rezinler,
- b) Otopolimerize akrilik rezinler,
- c) Mikrodalga ile polimerize olan akrilik rezinler,
- d) Işık ile polimerize olan akrilik rezinler.

Isı ile polimerize olan akrilik rezinler

Toz içerisinde polimerizasyonu başlatıcı olarak genellikle benzoil peroksit bulunur. Benzoil peroksit herhangi bir değişikliğe uğramadan kimyasal reaksiyonun ilerlemesine yardımcı olur ve polimerizasyonu hızlandırır (Can ve diğerleri, 2014: 103-111).

Isı ile polimerize akrilik rezinlerin polimerizasyon sonrası artık monomer içeriği çok azdır. Bu sebeple temas ettikleri dokularda irritasyona sebep olma ve alerjik reaksiyon meydana getirme riskleri azdır (Noort, 2005: 211-220, Philips, 2013: 474-498).

Otopolimerize akrilik rezinler

Isı ile polimerize olan akrilik rezinlerden farkı benzoil peroksitin aktivasyon şeklidir. Benzoil peroksit kimyasal bir aktive edici kullanılarak oda ısısında polimerize edilir. Tersiyer aminlerde meydana gelen oksidasyon nedeniyle otopolimerize akrilik rezinlerin renk stabilitesi, ısı ile polimerize akrilik rezinlere göre daha kötüdür. Bu nedenle içerisine ya stabilize edici madde ya da daha kararlı bir aktivatör ilave edilir. Genel olarak ısı ile polimerize akrilik rezinlere göre daha düşük mekanik özelliklere sahiptir (Can ve diğerleri, 2014: 103-111). Direkt olarak doku üzerinde polimerize edildiğinde, artık monomerlerin dokuyla teması ve polimerizasyon sırasında ısı açığa çıkması nedeniyle, hastadan alınan ölçüden elde edilen alçı model üzerinde hazırlanması gerekir (Philips, 2013: 474-498).

Mikrodalga ile polimerize olan akrilik rezinler

Mikrodalga ile polimerize akrilik rezinlerin monomer içerisinde metil metakrilat ve etil metakrilat bulunmaktadır. Polimerizasyon için gereken ısı mikrodalga fırın ile sağlanır. Mikrodalga ile polimerizasyonun avantajı ısının daha etkili olarak dağıtılması ve polimerizasyonun pörözite riski olmadan daha hızlı gerçekleşmesidir. Mikrodalga ile kullanılan muflalar yüzeyden mikrodalganın yayılıp enerji kaynağına geri dönerek rezini etkilememesi için metal olmamalıdır. Bu işlem için yüksek dirençli seramik, cam ve fiberle güçlendirilmiş plastik gibi materyallerden hazırlanmış muflalar kullanılmaktadır (Can ve diğerleri, 2014: 103-111).

Işık ile polimerize olan akrilik rezinler

Polimetilmetakrilat materyallerin kullanımıyla ortaya çıkan kontakt alerjilerini, muflalama, kaynatma süreci ve su banyosu gibi uzun süren laboratuvar işlemlerini elimine etmek için ışıkla aktive üretan dimetaktilat (UDMA) rezinler geliştirilmiştir (Ahmad, Dent ve Yunus, 2009; Diaz-Arnold, Vargas, Shaull, Laffoon ve Qian, 2008; Fletcher-Stark, Chung, Rubenstein, Raigrodski ve Mancl, 2011; Machado, Puckett, Breeding, Wady ve Vargani, 2012).

Üretandimetakrilat matriks, akrilik kopolimer, küçük silika doldurucular ve kamforokinon amin başlatıcı içermektedir. Polimerizasyon mavi ışıkla yapılır. Işık kaynağı olarak yüksek yoğunlukta kuartz, haojen lambaları veya prizmalit gibi elle tutulan lambalar kullanılır (Can ve diğerleri, 2014: 103-111).

Çalışmalar ışıkla aktive UDMA rezinlerin PMMA kaide polimerlerine göre daha yüksek yüzey sertliği, eğilme modülüsü (Ali, Yunus ve Abu-Hassan, 2008), eğilme dayanımı (Ali, Yunus ve Abu-Hassan, 2008; Diaz-Arnold ve diğerleri, 2008; Machado ve diğerleri, 2012), ve darbe dayanımı (Machado ve diğerleri, 2012) gösterdiğini bildirmiştir.

Akrilik kopolimerler

Akrilik kopolimerler, metilmetakrilat ve akrilat rezinlerin plastizerle kombinasyonu sonucu oluşurlar Ağız içinde kullanılan yumuşak astar maddeleri bu gruba örnektir. Çene-yüz protezleri için kullanılan plastizerli metakrilat materyaller silikon ve akrilik protez malzemeleri ile birlikte doku düzenleyici olarak kullanılmaktadır (Lontz, 1990; Öztürk, 2009: 10).

Hareketli protezlerde ve maksillofasial protezlerde astar materyali olarak geliştirilen yumuşak astarlar protezin temas ettiği dokularda eşit kuvvet dağılımını sağlayabilmek, bölgesel basıncı engellemek ve tutucu alanlarıyla protez retansiyonu arttırmak için tampon olarak kullanılır (Hatamleh, Maryan, Silikas ve Watts, 2010; Machado, Breeding ve Puckett, 2005).

Avantajları: (Shah, Vaishnav ve Agrawal, 2014)

- Yumuşak ve elastiktirler.
- Kolayca polimerize olurlar.
- Akrilik rezinler ile bağlantısı kuvvetlidir.

Dezavantajları: (Shah, Vaishnav ve Agrawal, 2014)

- Kenar dayanıklılıkları zayıftır.
- Güneş ışığına maruz kalınca materyalin fiziksel özelliklerinde bozulma görülebilir.
- Renklendirme işlemleri zordur.
- Tamamlanan restorasyonlar toz toplamaya ve renk değiştirmeye yatkındır.
- Yumuşak akrilikler tozlanırlar ve buhara maruz kaldığında yapışkan bir hal alırlar.
- Yumuşak akrilikten yapılmış protezlerin sık sık yıkanıp temizlenmesi gerekir.

Polivinil Klorit (PVC) ve kopolimerleri

Etilendeki bir hidrojen atomunun, klor atomu ile yer değiştirmesiyle vinil klorit oluşur. Vinil kloritin polimerleşmesiyle polivinilklorit meydana gelir. Polivinil klorit, cam geçiş ısısı oda sıcaklığından oldukça yüksek olan rijit bir plastiktir. PVC'nin çene-yüz protezlerinde kullanımında, oda ısısında bir elastomer elde etmek amacıyla içine plasitizerler katılır (Craig ve Powers, 2002: 68-108, 186-195, 675-680). Kullanım süreleri kısa olup 3 ile 6 ay arasında değişir (Beumer ve diğerleri, 1996a: 377-455; Jani ve Schaaf, 1978).

Monomer vinilkloritin polimerizasyonu ile üretilen materyal içine renklendirici pigment eklenerek materyal, oldukça yaygın olarak kullanılmıştır. Ancak polimerizasyon ve kullanım sonrasındaki yan ürünlerinin toksik etkilerinin ortaya çıkmasından dolayı materyalin kullanım yaygınlığı giderek azalmıştır (Kurtoğlu ve Uzel, 2008).

Avantajları: (Shah ve diğerleri, 2014)

- Baz/katalizör oranları değiştirilerek esnekliği değiştirilebilir.
- Renk adaptasyonu yapılabilir.

Dezavantajları: (Shah ve diğlerleri, 2014)

- İçeriğindeki plastizörün erken kaybı; protezin renginin solmasına, sıvı geçirgenliğinin artmasına ve vücut sekresyonlarını absorbe etmesine neden olur.
- Sıvı absorpsiyonu kenarların erken yırtılmasına ve diğler fiziksel özelliklerin çabuk bozulmasına yol açar.

Poliüretanlar

İki fonksiyonel grubun birleşiminden meydana gelen polimer yapıda materyallerdir. Bu gruplardan biri, iki veya daha fazla sayıdaki geliştirilmiş isosiyanat fonksiyonel grubu ve diğeri ise iki veya daha fazla sayıda hidroksil grubu içerir. Materyalin yapısında katalizör olarak dibutilendiüretan veya kalayoktat bulunabilmektedir (Deba ve diğlerleri, 2012). Reaksiyon kuru bir atmosferde gerçekleştirilmelidir çünkü nem varlığında karbondioksit açığa çıkması nedeniyle pörözite meydana gelir. Üretim 100⁰ C'ta alçı kalıplarda yapılır. Bu materyaller oda sıcaklığında sertleşebilmektedirler. Son yıllarda isoforon poliüretanların çene-yüz protezlerinde kullanımı hakkında çalışmalar fazlalaşmış ve bu alanda kullanılan en yeni malzemelerden biri olmuştur (Öztürk, 2009: 12).

Avantajları: (Gonzales, 1978; Robert ve Powers, 2002: 348-365)

- Esnek ve dayanıklı materyallerdir.
- İç ve dış renklendirmeye uygundur.
- Düzgün ve temizlenebilir yüzeyleri sayesinde silikonda sık görülen mantar enfeksiyonlarını azaltır.
- Magnet tutuculu protezlerde, magnetlerin üzerini kaplayarak korozyonun azaltılmasına katkıda bulunurlar.

Dezavantajları: (Gonzales, 1978; Mitra ve diğlerleri, 2014; Robert ve Powers, 2002: 348-365)

- Polimerizasyon reaksiyonu nemsiz ortamda gerçekleşmelidir. Nemli ortamda karbon dioksit oluşur ve elastomerin yapısında pöröz meydana gelir.
- İşlenmesi zordur.

- Renk stabilitesi iyi değildir.
- Adezivlerle uyumu iyi değildir.
- Yapısında bulunan di-isosiyonat molekülünün toksik etkileri olabilmektedir.

Silikon elastomerler

Silikonlar, silisyum atomlarının, en az bir bağ değeri ile oksijen atomları üzerinden birbirlerine bağlanması ile oluşan polimer bileşikleridir. Geri kalan bağ değerleri ise en az bir organik grup ile doyurulmuş biçimdedir (İspir ve serin, 2006).

Yüz protezlerinde silikon elastomerler ilk kez 1960 yılında Barnhart tarafından kullanılmıştır (Khindria ve diğerleri, 2009). Günümüzde ağız dışı çene-yüz protezlerinde en sık kullanılan materyaldir. Yüz bölgesinde meydana gelmiş doku kayıpları estetik ve fonksiyonel olarak doğal görünüme yakın biçimde silikon elastomerler kullanılarak restore edilebilir (Chang, Garrett, Roumanas ve Beumer, 2005; Goiato, Pesqueira, Silva, Filho ve Santos, 2009d).

Avantajları: (Aziz, Waters ve Jagger, 2003c; Murata, Hong, Hamada ve Polyzois, 2003; Parel, Holt, Branemark ve Tjellström, 1986; Patel, Skinner ve Maxwell, 2005; Pehlivan ve diğerleri, 2011; Waters, Jagger ve Polyzois, 1999) .

- Silikon elastomerler kimyasal stabilitesi, dayanıklılığı, manipülasyon kolaylığı ve biyouyumluluğu nedeniyle yüz protezlerinin yapımında yaygın kullanım alanına sahiptir.
- Transludent yapısı estetik beklentileri yerine getirmede olumlu katkı sağlar.
- Hem iç hem de dış renklendirmeye uygundur.
- Silikonlar hidrofobiktir ve düşük ıslanabilirlik gösterirler. Bu özellik sayesinde derideki yağ tabakasında irritasyon oluşturmaz ve ülser neden olmazlar.
- Oksidatif ve termal bozunmaya karşı oldukça dirençli, kararlı bileşiklerdir.
- Özellikle -50 °C ile +70 °C sıcaklık aralığında elastik ve mekanik özelliklerini korurlar.

Dezavantajları: (Aziz, Waters ve Jagger, 2003b; Bellamy, Limbert, Waters ve Middleton, 2003; Deng, Zwetckhenbaum ve Noone, 2004; Wolf, Reitemeier, Schmidt, Richter ve Duncan, 2001).

- Polimer zincirleri ve silika doldurucuları arasındaki reaksiyonlar silikonun dayanıklılığı ve silikonun akrilik rezin altyapıya olan bağlantısı üzerinde etkilidir. Yapısındaki doldurucu oranı ve polimer zincirinin uzunluğu silikonun viskozitesini, uzun zincirler arasındaki çapraz bağlar ise ısıya karşı olan dayanıklılığını etkiler.
- Işık ve nem gibi çevresel faktörler renk stabilitesini bozar.

Bazı istenmeyen özellikleri olmasına rağmen birçok materyale göre önemli avantajlara sahiptir ve çene-yüz protezlerinin yapımında oldukça popüler hale gelmiştir.

Çene-yüz protezlerinde bozulmalar genellikle ince şekillendirilen kenar bölgelerinden başlar. İnce protez kenarları medikal adezivler, temizleyiciler ve vücut sıvılarının etkisiyle deformasyona uğrar. Çene-yüz protezlerinin en önemli dezavantajlarından olan kenar yırtılmalarını ve kopmaları önleyebilmek amacıyla silikon elastomerler içerisine silika tozu, cam fiber ve doğal fiberler gibi çeşitli doldurucular ilave edilerek mekanik özellikler, özellikle de çekme ve yırtılma dayanımı arttırılmaya çalışılmaktadır (Andreopoulous ve diğerleri, 1998; Sweeney ve diğerleri, 1972).

Silikon Elastomerlerin Sınıflandırılması;

A.Polimerizasyon şekline göre 2'ye ayrılmaktadır;

1. İlave polimerize silikonlar
2. Kondenzasyonla polimerize silikonlar

İlave Polimerize Silikonlar

İlave reaksiyonlu silikonlarda, base ve katalizör olmak üzere iki bileşen vardır. Bileşenlerden biri klorplatinik asit katalizörü ile desteklenmiş düşük moleküler ağırlıklı silikon, diğeri ise terminal silan hidrojeni olan düşük moleküler ağırlıklı silikon içerir. Her iki bileşenin içeriğinde de doldurucular bulunmaktadır (Maller ve diğerleri, 2010). İki bileşen karıştırıldığında ilave reaksiyon meydana gelir ve artık bir ürün oluşmadığı için

kitlenin polimerizasyonu sonucunda materyalde büzülme görülmez. Bu reaksiyonda silikon-katalizör oranı çok hassas değildir. Çalışma süresi uzundur (oda ısısında 1-2 saat) ve ortamın ısısına bağlı olarak değişir. Ortam ısısının artması çalışma süresini kısaltır.

Kondenzasyonla Polimerize Silikonlar

Kondanse polimerize silikonlarda base ve katalizör karıştırıldığında meydana gelen reaksiyon sonucu etil alkol oluşur. Etil alkol buharlaşır ve polimerize olmuş kütlede bir büzülme meydana gelir. Büyük kitlelerde materyal kullanıldığında büzülme miktarı fazladır. Bu sistemde reaksiyon hızını kontrol etmek zordur. Çalışma süresi kısıtlıdır.

B.Polimerizasyon ısısına göre 2'ye ayrılmaktadır (Bal, Öztürk ve Karakoca, 2007; Lontz, 1990; Yazıcıoğlu ve Aytaçoğlu, 2001);

1. Oda ısısında vulkanize olan (RTV) silikonlar
2. Yüksek ısıda vulkanize olan (HTV) silikonlar

2.5. Çene-Yüz Protezlerinde Tutuculuk

Çene-yüz defektine sahip hastalarda konuşma, çiğneme, yutkunma fonksiyonlarında kayıplar meydana gelmesi ve yüz görünümünün bozulması, hastaların yaşam kalitesini olumsuz etkiler ve psikolojik problemlere yol açar (Öztürk, 2009: 1). Bu hastaların duyduğu endişe, güven eksikliği, değersiz hissetme ve sosyal yetersizlik toplumdan uzaklaşmalarına neden olur (Taylor, 2000). Çene-yüz protezlerinin amacı bu hastalarda estetik sağlamakla birlikte fonksiyonların da geri kazanılmasıdır. Böylece protezler, hastaların yaşam kalitesinin artırılmasına ve toplum yaşamına kazandırılmasına katkı sağlarlar. Çene-yüz protezlerinin hastalar tarafından kabul edilmesindeki önemli faktörlerinden biri de protezin yerinde durabilmesi, yani yeterli tutuculuğun sağlanabilmesidir. Bir protez estetik olarak çok iyi olsa da hasta kullanırken düşme korkusu yaşıyorsa başarılı olarak kabul edilemez.

2.5.1. Çene-yüz protezlerinde tutuculuk yöntemleri

Çene-yüz protezlerinde tutuculuğu sağlayabilmek için 4 yöntem kullanılır (Goiato, Mancuso, Marques Ferreira ve dos Santos, 2009b; Lemon, Okay, Powers ve Martin, 2003; Nishimura, Roumanas, Sugal ve Moy, 1995);

- a) Anatomik tutuculuk
- b) Mekanik tutuculuk
- c) Adezivler
- d) İmplantlar

Anatomik tutuculuk

Çene-yüz protezlerinin tutuculuğunda defekt bölgesinde kalan sert ve yumuşak dokular, orbital kavite, kulak yolu, palatal saha, yanak desteği, retromolar bölge, nazofaringeal bölge, ön nazal spina bölgesindeki girinti ve çıkıntılar gibi anatomik bölgelerden faydalanılır (Adisman, 1990; Okay ve diğerleri, 2001; Polyzois ve Qilo, 1993). Rezeksiyonun şekline göre, defekt bölgesinde doku underkutları varsa doku konturları protez tarafından doldurulur. Ancak protezi yerleştirme ve çıkarma esnasında bu dokularda irritasyona sebep olabilir. Doku düzensizlikleri tutuculuğu sağlamak için yeterli değilse doku hareketleri sırasında protez yerinden çıkar ve hasta protezi kullanamaz.

Mekanik tutuculuk

Doku düzensizliklerindeki yetersizlik nedeniyle anatomik tutuculuğun sağlanamadığı durumlarda protez gözlük, retantif klips ve akrilik düğme gibi aparatlara bağlanarak mekanik tutuculuk elde edilebilir (Adisman, 1990; Okay ve diğerleri, 2001; Polyzois ve Qilo, 1993).

Adezivler

Adezivler, iki materyalin birbirleriyle bağlantısının sağlanabilmesi için kullanılan yapıştırıcı ajanlardır. Adezivler ile etkili bir tutuculuk sağlamak; adezivin uygun protez materyali ile kullanımı ve derinin durumu kadar defektin büyüklüğüne, protezin ağırlığına ve tasarımına bağlıdır. Uygun tasarlanmamış bir protezde hiçbir adeziv etkili retansiyon sağlayamaz.

Adezivler ile çene-yüz protezlerinde etkin bir tutuculuk sağlanabilir. Ancak adezivlerin kullanımını birçok komplikasyona sebep olabilir. El becerisi zayıf hastalar, adeziv tutuculu protezleri doğru yerine yerleştirmede zorluk çekebilirler. Adezivin sürekli değiştirilmesi dış boyamaya zarar verebilir. Protez, hareketli ve desteksiz dokular üzerinde yer alıyorsa, yüz hareketleriyle adezyon kolaylıkla bozulabilir. Adezivin uzun süreli kullanımı sonucu, alerjik reaksiyon veya irritasyon gelişebilir. Bazı adezivler protezin ince kenarlarında toplanabilir (Sipahi, 2006). Adezivler, maksillofacial protezlerde tutuculuğu sağlamak için diğer seçenekler uygun değilse; tüm bu sınırlamalar göz önüne alınarak kullanılmaktadır.

İmplantlar

Çene-yüz protezlerinin tutuculuğunu sağlamak için kullanılan yöntemlerin dezavantaj ve yetersizlikleri alternatif yöntem arayışına sebep olmuştur. Bu amaçla ilk olarak 1960'larda kulak protezi tutuculuğunu sağlamak için kullanılmış olan ekstraoral implantlar günümüzde en yaygın ve geçerli tutuculuk yöntemi haline gelmiştir (Tjellström ve diğerleri, 1981; Tjellström, Yontchev, Linström ve Branemark, 1985). İmplantlarla tutuculuğun sağlanması çene-yüz protezlerinde önemli avantajlar sağlar (Arcuri ve La Velle, 1993; Beumer, Ma, Marunick, Roumanas ve Nishimura, 1996b; Chen, Udagama ve Drane, 1981; Thomas, 1995; Toljanic ve diğerleri, 2005; Watson, Coward ve Forman, 1995; Wright, Zennick, Wazen ve Asher, 2008):

1. İmplant destekler iyi bir tutuculuk sağladığı için hasta her an protezinin düşeceği korkusunu yaşamaz ve hastanın yaşam kalitesi yükselir.
2. Adezivlerin protez yüzeyini kirlenmesi ve dokuda meydana getirebileceği reaksiyonlar önlenir. Hastanın, protezin ve çevre dokuların hijyenini sağlaması kolaylaşır.
3. Protezin doku ile birleşen kenarları, estetiği sağlayabilmek için ince şekillendirilmelidir. Ancak adeziv kullanıldığında, bu ince kenarlar yırtılabilir ve adezivi temizlerken zarar görmeye müsait hale gelir. Tutuculuk implantlar ile sağlandığında ince kenarlar zarar görmez.

4. Protezin doğru pozisyonda yerleşimi kolaylaştırır. Ataçmanlar sayesinde protez kendi pozisyonun dışında yerleşmeyecektir. Protezi yerleştirmek için ayna veya başka bir yardımcı gereç gerekmez.
5. İmplantlar sayesinde protezin ince kenarları dokuya hafifçe bastırarak şekilde yerleştirilebilir. Böylece protez kenarlarının doku ile bütünlüğü sağlanır.
6. Prova sırasında mum örneğin tutuculuğu sağlandığı için protez daha iyi değerlendirilebilir.

Çene-yüz protezlerinde implant uygulaması öncesinde hastanın genel sağlık durumu, sistemik hastalıkları, psikolojik durumu, beklentileri ve motivasyonu, defekt bölgesindeki lokal anatomik koşullar, implant prognozunu etkileyebilecek tüm faktörler değerlendirilmelidir.

Çene-yüz protezlerinde, defekt bölgesindeki kalan kemik miktarının yeterli olduğu durumlarda osseoentegre implantlar kullanılarak protezin tutuculuğu artırılabilir. İmplant destekli çene-yüz protezlerinde tutuculuk; bar sistemleri, mıknatıs sistemleri, bu 2 ataçman sisteminin kombine kullanımı ve küresel bağlantılar aracılığıyla sağlanır (Arcuri ve La Velle, 1993; Goiato ve diğerleri, 2009d; Khamis, Medra ve Gauld, 2008).

Bar Sistemleri: Bar sistemlerinde, metal ya da plastikten yapılmış tutucu klipsler, implantları birbirine bağlayan barın üzerine kilitlenerek fonksiyon görür. Barlar, dayanakların üzerine vidalanan silindirlere lehimlenir (Arcuri ve Rubenstein, 1998; Nishimura, Roumanas, Moy, Sugai ve Freymiller, 1998). Tutucu klipsler, silikon protezin içindeki akrilik altyapıya tutturulur. Barlar, implantlar üzerine pasif bir şekilde yerleşerek kuvvet dağılımını sağlar. Barlı sistemler geniş defektlerde, yüksek kas kuvvetlerinin olduğu bölgelerde, kuvvetli tutuculuk istendiğinde ve yeterli el becerisine sahip kişilerde kullanılır (Nishimura ve diğerleri, 1998).

Mıknatıs Sistemleri: Dayanak üzerindeki mıknatıs başlığı ve protezin dokuya temas eden yüzeyindeki mıknatıstan oluşan sistem, barlı sistemlerin uygulanamayacağı sığ defekt bölgelerinde kullanılır (Arcuri ve Rubenstein, 1998, Asar, Yazıcıoğlu, Yalug ve Yılmaz, 2008; Visser ve diğerleri, 2008). Mıknatıs sistemli protezlerin takılıp çıkarılması ve

hijyeninin sağlanması, bar sistemlerine göre daha kolaydır. İmplantın yerleştirildiği destek kemiğin ince olduğu ve kemiğe iletilen kuvvetin azaltılmasının istendiği durumlarda tercih edilir (Karakoca, Aydın , Yılmaz ve Korkmaz , 2008b; Visser ve diğerleri, 2008).

Küresel Bağlantılar: Küresel bağlantı sistemlerinde 3 adet implantın tripod şeklinde yerleştirilmesiyle yeterli tutuculuk sağlanabilir. Küresel ataçmanlar daha az yer kapladığı için sık kemik defektlerinde kullanılabilir (Khamis ve diğerleri, 2008).

2.6. Silikon Elastomer ve Akrilik Rezinin Bağlanması

Çene-yüz protezlerinde en sık tercih edilen materyal olan silikon elastomerler, genellikle ısı ile polimerize akrilik rezin, otopolimerize akrilik rezin ve ışıkla polimerize rezin altyapıyla beraber kullanılırlar (Ciocca ve diğerleri, 2007). Hazırlanan protezin kullanışlı ve fonksiyonel olabilmesi için silikon elastomerle, altyapı arasındaki bağlantının kuvvetli olması gerekir. Protezin kullanımı sırasında silikon, akrilik rezinden ayrılabilmesi için rezin-silikon bağlantısının protezin en zayıf noktası olduğu düşünülmektedir (Karakoca, Aydın, Yılmaz ve Bal, 2010; Shetty ve Guttal, 2012; Taft, Cameron, Knudson ve Runyan, 1996).

Silikon elastomerler ve akrilik rezinler farklı kimyasal yapılara sahip olduğu için direkt olarak bağlantı sağlayamazlar. Silikon elastomer ve akrilik rezin arasındaki bağlantı için kullanılan primerler, içerdikleri organik solventler vasıtasıyla bu iki materyelin tepkimeye girmesini sağlarlar ve yüzeyleri aktive ederek altyapının ıslanılabilirliğini arttırırlar (Ciocca ve diğerleri, 2007; Shetty ve Guttal, 2012; Wolf ve diğerleri, 2001). Primer kullanımı için dikkat edilecek en önemli etken, silikon elastomer materyal ile benzer ve uyumlu olmasıdır (Frangou, Polyzois, Tarantili ve Andreopoulos, 2003).

2.7. Silikon Elastomer ve Akrilik Rezin Bağlantısını Değerlendirmek için Uygulanan Testler

Çene-yüz protezlerinde kullanılan silikon elastomer ve akrilik rezinin bağlantılarını araştırmak için sıyrılma (Kantola ve diğerleri, 2011, Haddad ve diğerleri, 2012; Hatamleh ve Watts, 2010a, 2010c), makaslama (Hatamleh ve Watts, 2010a, 2010c), gerilme (Kantola ve diğerleri, 2011; Polyzois, 1995; Polyzois, 1996) ve yırtılma (Hatamleh ve Watts, 2010c)

testleri yapılmaktadır. Materyallerin özelliklerinin araştırılması için kullanılan bu farklı test metodlarının sonuçlarının birbirleriyle kıyaslanması zordur (Kantola ve diğerleri, 2011).

Protezin ve dokuların hareketleri sırasında ortaya çıkan yüksek kuvvetler nedeniyle silikon ve rezin ara yüzünde farklı stresler oluşur (Ebnesajjad, 2008: 273-275). Çene-yüz protezi çıkartılırken sıkıca tutulur, implantlardan veya ciltten döndürme veya sıyırma hareketi yapılarak uzaklaştırılır. Horizontal olarak uygulanan bu hareketin sıyırma testi ile taklit edilebileceği bildirilmiştir (Hatamleh ve Watts, 2010a; Shetty ve Guttal, 2012). Bununla beraber protezin kullanımı sırasında uygulanan kuvvetler, silikon/rezin ara yüzüne, makaslama ve yırtma kuvveti olarak etki edebilir (Hatamleh ve Watts, 2010a, Polyzois, 1996).

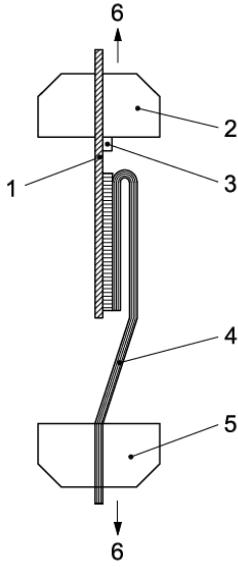
Silikon elastomer ve akrilik rezinlerin arasındaki bağlantı dayanımının ölçülmesi için uygulanan testlerden, sıyırma testi ASTM D-903 standardında (ASTM D903-98, 2010), gerilme dayanımı testi ISO 37 standardında (ISO 37:2015-02, 2015), yırtılma dayanımı testi ISO 34-2 standardında (ISO 34-2:2015-08, 2015) anlatılmıştır.

2.7.1. Sıyırma testi

Sıyırma testi, biri sert, diğeri esnek olan ve birbirine yapıştırılmış iki materyalin bağlanma dayanımının tespit edilebilmesi için uygulanır. Esnek materyalin 180° bükülebilir özellikte olması gerekir. Materyallerin bağlantı bölgesinin açık ucundan başlayarak, bağlantı bölgesi boyunca kademeli olarak sıyırma işlemi gerçekleşir. Kuvvet, esnek materyalin diğeri materyale bağlanan yüzeyi boyunca iletilir (ISO 8510-2:2011-0, 2011).

Sıyırma testinin sonuçları; bağlantı başarısızlıkları, materyallerin uyumu ve materyallerin kalınlığından etkilenmektedir (Kutay, 1994; McCabe, Carrick ve Kamohara, 2002).

Silikon elastomer materyalin akrilik rezinle bağlantısının değerlendirildiği 180° sıyırma testinin şematik görüntüsü Şekil 2.1'de gösterilmiştir.



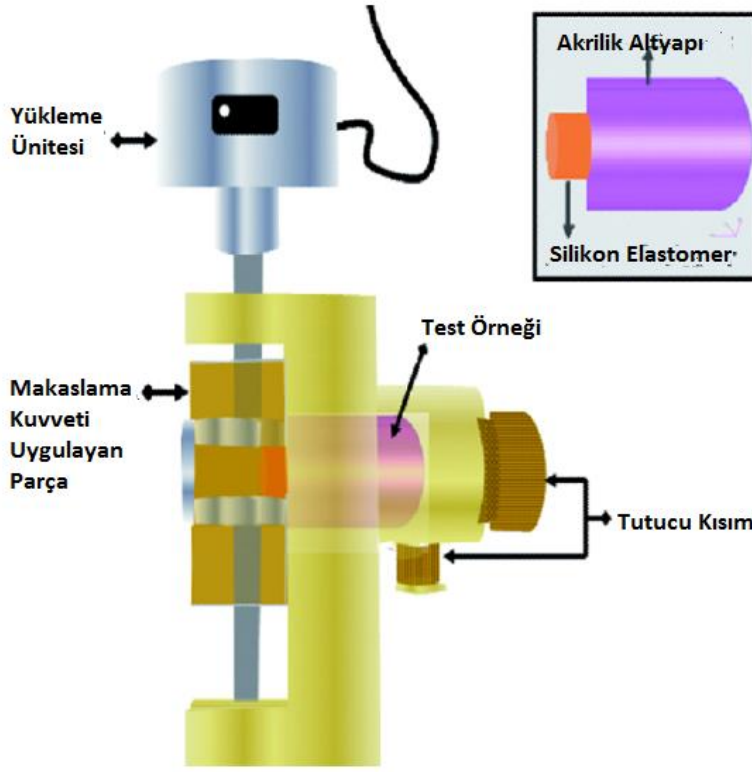
Şekil 2.1. Sıyırılma testinin şematik resmi. 1.Sert yüzey, 2.Tutucu kısım, 3. Adeziv uygulanmamış yüzey, 4. Esnek örnek, 5. Tutucu kısım, 6. Çekme yönü

2.7.2. Makaslama testi

Makaslama testi birbirine bağlanan ara yüzelerde stres dağılımını belirlemek için uygulanır (Kantola ve diğerleri, 2011). Maksillofasial protezlerde oluşan streslerin oluşturabileceği deformasyonları tespit edebilmek için kullanılır (Al-Athel ve Jagger, 1996).

Makaslama testinde örnek üzerindeki kuvvet dağılımı düzensizdir. Oluşan stres, hazırlanan örneklerde köşelerde veya köşelere yakın bölgelerde yoğunlaşır. Örneklerin kalınlıkları arttırılırsa stres miktarı da artar (Anderson, Bennett ve DeVries,1977).

Silikon elastomer materyalin akrilik rezinle bağlantısının değerlendirildiği makaslama testinin şematik görüntüsü Şekil 2.2’de gösterildi.



Şekil 2.2. Makaslama testinin şematik resmi

2.8. Konu İle İlgili Çalışmalar

Silikon elastomer-akrilik rezin arasındaki bağlantı değişik silikon elastomer, akrilik rezin, primer kullanılarak farklı test koşulları altında değerlendirilmiştir.

Kosor, Artunç ve Şahan (2015), fiberle güçlendirilmiş kompozit, ortodontik akrilik rezin ve ışıkla aktive alifatik üretan akrilat olmak üzere 3 farklı altyapı materyalinin ısı ile vulkaize silikon elastomer (M511) materyale olan bağlantısını, makaslama ve 180° sıyırılma testleriyle değerlendirmişlerdir. Örneklere 200 saatlik yapay yaşlandırma işlemi uygulamışlar, 10mm/dk hızda çalışan universal test cihazında deneylerini yapmışlardır. Fiberle güçlendirilmiş kompozit, ortodontik akrilik rezin ve ışıkla aktive alifatik üretan akrilatın makaslama dirençleri arasında farklılık olmadığını bulmuşlardır. Ortodontik akrilik rezinlerin bağlanma dayanımının diğer 2 materyale göre daha düşük olduğunu bildirmişlerdir.

Hatamleh ve Watts (2010a), 3 farklı silikon elastomerin (TechSil S25, Cosmesil M511, Cosmesil Z004) akrilik rezinle olan bağlantısını sıyırılma ve makaslama testi yaparak

değerlendirdikleri çalışmalarında, 3 farklı primer (611, A304, A330-G) kullanmışlar, örneklere 360 saatlik hızlandırılmış yapay ışıkla yaşlandırma işlemi uygulamışlardır. En kuvvetli bağlantının Cosmesil Z004 ve A330-G Primer arasında olduğunu bildirmişlerdir.

Haddad ve diğerleri (2012), çalışmalarında otopolimerize akrilik rezin örneklere yüzey işlemi uygulamamış ve pürüzlendirmişlerdir. Akrilik rezin ve silikon elastomerlerin bağlantıları için 2 farklı primer (DC 1205 Primer, Sofreliner Primer S) ve 1 adeziv (Silastic Medical Adhesive Type A) kullanmış, kontrol gruplarında bağlantı için herhangi bir materyal kullanmamışlardır. Bütün örneklerde üniversal test cihazında 10mm/dk hızda sıyırılma testi uygulamışlar, materyallerin başarısızlıklarını adeziv, koheziv ve her ikisinin karışımı olarak değerlendirmişlerdir. En yaygın görülen başarısızlığın adeziv tipte olduğunu, otopolimerize akrilik rezin ve silikon elastomer arasındaki en kuvvetli bağlantının akrilik rezine yüzey işlemi uygulanmamış, Sofreliner Primer kullanılmış gruplarda olduğunu belirtmişlerdir.

Shetty ve Guttal (2012), ısı ile polimerize akrilik rezinden hazırladıkları örneklerde 3 farklı yüzey işlemi uygulamış (1. Grup; 1,5 mm çapında, 0,5 mm derinliğinde delikler, 2. Grup; 0,6 mm çapında retansiyon boncukları, 3. Grup; düz yüzey), silikon elastomerle bağlantılarını sağlayabilmek için 3 farklı primer kullanmışlardır (G611 Platinum Primer, A-330 Gold Platinum Primer, Cyanoacrylates Resin). Kontrol grubunda primer uygulaması yapmamışlardır. 180° sıyırılma testi uygulanan örneklerde en iyi bağlantının A-330G Primer kullanılan gruplarda olduğunu, retansiyon için hazırlanan deliklerin, düz yüzeylere göre bağlantıyı arttırdığını vurgulamışlardır.

Taft ve diğerleri (1996), primer kullanımının ve yüzey işlemlerinin akrilik rezinle silikon elastomerin bağlantısını inceledikleri çalışmalarında, otopolimerize akrilik rezin ve ışık ile polimerize akrilik rezinden hazırladıkları örneklerde akrilik rezin retansiyon boncukları ve 2 farklı primer (S-2260 Primer, 1205 Primer) kullanmışlardır. Üniversal test cihazında 25mm/dk hızda sıyırılma testi uygulamışlar, her iki yüzeyde ve her iki akrilik rezinde en iyi bağlantının 1205 Primer kullanılan örneklerde olduğunu bildirmişlerdir.

Patel ve diğerleri (2015), ısı ile polimerize akrilik rezin örneklerin 40 tanesine 80 gritlik zımpara kağıdıyla yüzey işlemi, 40 tanesine 120 gritlik zımpara kağıdıyla yüzey işlemi, 20 tanesine primer uygulaması yapmış ve 20 tanesine herhangi bir işlem yapmadan direkt

olarak silikon elastomerle bağlantısını sağlamışlardır. Ünlversal test cihazında 40mm/dk hızda uyguladıkları sıyırılma testi sonrasında en kuvvetli bağlantının primer kullanımıyla sağlandığını, kumlama işleml yapılan gruplarda bağlantının düşük olduğunu, ancak kumlamayla beraber primer uygulamasının bağlantıyı güçlendireceğini belirtmişlerdir.

Bu tez çalışmasında silikon elastomerin 3 farklı yüzey işleml uygulanmış olan ısı ile polimerize, otopolimerize ve ışık ile polimerize akrilik rezin materyale bağlantısının bağlanma dayanımı testi uygulanarak incelenmesi, yüzey pürüzlülüğünün bağlantıya etkisinin değerlendirilmesi ve akrilik rezinlerin karşılaştırılması amaçlanmıştır.



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırma, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarları'nda yürütüldü.

Çene-yüz protezlerinde kullanılan 3 farklı rezin esaslı akrilik materyale uygulanan yüzey işlemlerinin, yüzey pürüzlülüğü ve silikon elastomere olan bağlanma dayanımlarına etkisi incelendi. Çalışmada kullanılan akrilik rezin materyaller Çizelge 3.1'de gösterilmektedir.

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan akrilik rezin materyaller

Akrilik rezin tipi	Marka	Üretici Firma
Isı ile polimerize akrilik rezin	Procryla	President Dental, Münih, Almanya
Otopolimerize akrilik rezin	Panacryl	Ethicon, Johnson & Johnson, Westwood, MA, Amerika Birleşik Devletleri
Işık ile polimerize akrilik rezin	Triad VLC	Dentsply International Inc., York, Pensilvanya

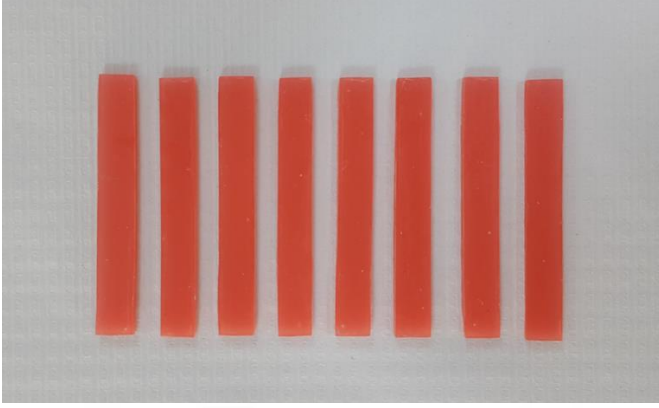
3.1. Örneklerin Hazırlanması

Her bir akrilik rezin materyale ait 30'ar adet örnek hazırlandı ve farklı yüzey işlemleri uygulanmak üzere 10'ar adet örnekten oluşan üç gruba ayrıldı. Her bir örnek 75x10x3 mm boyutlarında akrilik rezin plaka ve üzerinde polimerize edilmiş aynı boyutlarda silikon elastomere oluşturulmuştur. Akrilik rezin ve silikon elastomer plakaların 25x10 mm'lik kısmı sıyrılma testi için bağlantı yüzeyi olarak hazırlandı.

3.1.1. Isı ile polimerize akrilik rezin örneklerin hazırlanması

Isı ile polimerize akrilik rezin plakaların hazırlanması için pembe plaka mumdan (QWax, Efes Dental, Bursa, Türkiye) 75x10x3 mm³ boyutlarında mum örnekler hazırlandı (Resim 3.1). Mum örnekler her muflada 2'şer örnek olacak şekilde muflaya alındı ve mum atımı yapıldı (Resim 3.2). Alçı kalıplar, alçı ayırıcı likit (Silvera Isolant, Balkan Dental Ltd, Ankara, Türkiye) ile izole edildi. Üretici firmanın önerileri doğrultusunda hazırlanan ısı ile polimerize olan akrilik rezin (Procryla, President Dental, Münih, Almanya) hazırlanan kalıp

içerisine yerleştirildi ve polimerize edildi. Polimerizasyonu tamamlanan örnekler mufladan çıkarıldı. Akrilik rezin örnekler tesviye yapılarak akril fazlalıkları temizlendi.



Resim 3.1. Pembe mumdan hazırlanan örnekler



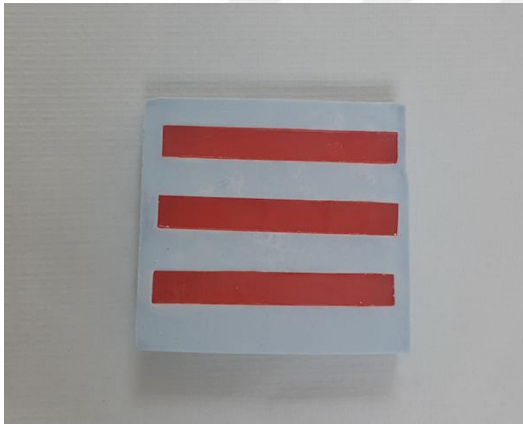
Resim 3.2. Mufla içerisinde alçı kalıplar

3.1.2. Otopolimerize akrilik rezin örneklerin hazırlanması

Otopolimerize akrilik rezin örneklerin hazırlanması için pembe plaka mumdan 75x10x3 mm³ boyutlarında mum örnekler hazırlandı. Mum örnekler her muflada 2'şer örnek olacak şekilde muflaya alındı ve mum atımı yapıldı. Alçı kalıplar, ayırıcı ile izole edildi. Üretici firmanın önerileri doğrultusunda hazırlanan otopolimerize akrilik rezin (Panacryl, Ethicon, Johson & Johson, Westwood, MA; Amerika Birleşik Devletleri) hazırlanan kalıp içerisine yerleştirildi ve polimerize edildi. Polimerizasyonu tamamlanan örnekler mufladan çıkarıldı. Akrilik rezin örnekler tesviye yapılarak akril fazlalıkları temizlendi.

3.1.3. Işık ile polimerize akrilik rezin örneklerin hazırlanması

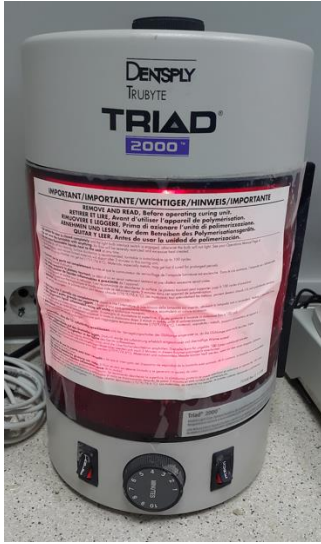
Işık ile polimerize akrilik rezin örneklerin hazırlanabilmesi için pembe plaka mumdan $75 \times 10 \times 3 \text{ mm}^3$ boyutlarında mum örnekler hazırlandı. $150 \times 150 \times 10 \text{ mm}^3$ boyutlarında karton kalıplar hazırlanarak sert alçı kalıp içerisine döküldü. Pembe mum örnekler alçı içerisine tamamen gömülerek alçının sertleşmesi beklendi (Resim 3.3). Alçı kalıplarda mum atımı yapıldı ve kalıplar temizlendi (Resim 3.4). Alçı ayırıcı ile izole edildi. Işıkla sertleşen akrilik rezin (Triad VLC, Dentsply International Inc., York, Pensilvanya) hazırlanan kalıplar içerisine yerleştirildi ve kalıplar, polimerizasyonun sağlanabilmesi için ışıkla polimerizasyon ünitesine (Triad 2000, Dentsply International Inc., York, Pensilvanya) yerleştirildi (Resim 3.5). Üretici firma önerileri doğrultusunda önce 4 dk ışığa maruz bırakıldı. Çıkarılan örneklerin üzerine hava bariyer kaplaması (Eclipse air barrier coating, Dentsply International Inc., York, Pensilvanya) sürülerek yeniden ünite içerisine yerleştirildi ve ışık ile polimerizasyonun tamamlanabilmesi için 6 dk daha ışıkta bekletildi. Bu işlem örneklerin her iki yüzüne de uygulandı.



Resim 3.3. Alçı kalıp içerisinde mum örnekler



Resim 3.4. Işık ile polimerize akrilik rezinler için hazırlanan alçı kalıplar



Resim 3.5. Işık ile polimerize akrilik rezinin polimerizasyonu için kullanılan Triad 2000 cihazı

Çalışma için ısı ile polimerize akrilik rezin, otopolimerize akrilik rezin ve ışık ile polimerize olan akrilik rezin materyaller kullanılarak her bir akrilik rezin grubunda 30'ar örnek olacak şekilde toplam 90 adet örnek hazırlandı. Her 3 grup için hazırlanan örnekler incelenerek yapısında pörözite olmayanlar çalışmaya dahil edildi. Kullanılacak örneklerin akril artıkları hard frez yardımıyla aşındırılarak temizlendi.

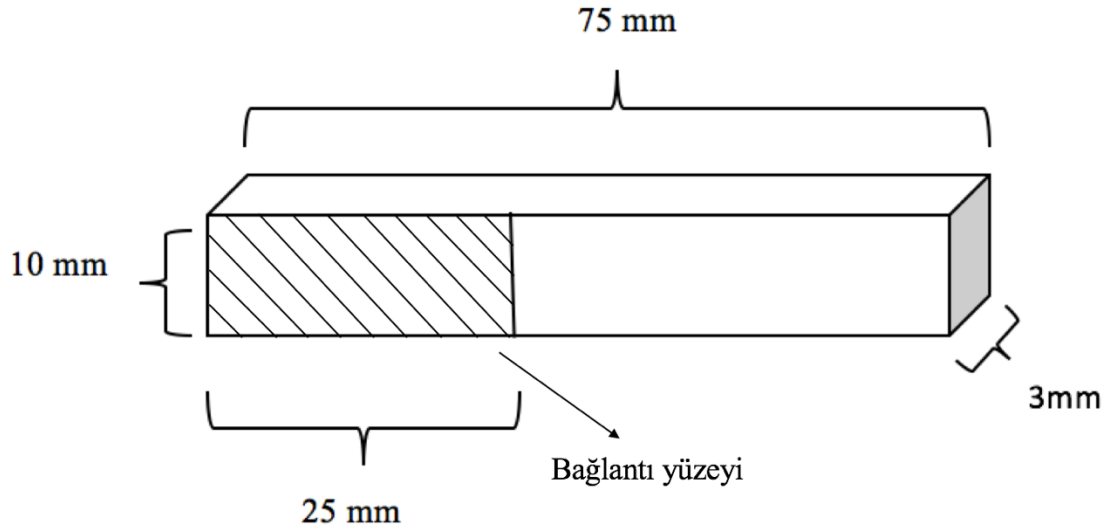
3.1.4. Test gruplarına yüzey işlemlerinin uygulanması

Çalışmada, her bir akrilik rezin materyaline ait örnekler, silikon elastomer ile bağlantı yüzeylerine farklı yüzey işlemleri uygulanması için 3 gruba ayrıldı. Yüzey işlemleri; bağlantı yüzeyinin hard frezle pürüzlendirilmesi, retansiyon çizgileri oluşturulması ve

polisaj uygulanmasından oluştu (Çizelge 3.2). Bu yüzey işlemleri 75x10x3 mm³ boyutlarındaki akrilik rezin plakaların 25x10 mm'lik alanlarına uygulandı (Şekil 3.1).

Çizelge 3.2. Örnek grupları ve yüzey işlemleri

AKRİLİK REZİN TİPİ	YÜZEY İŞLEMİ		
	Hard Frezle Pürüzlendirme	Retansiyon Çizgileriyle Pürüzlendirme	Polisaj
Isı ile Polimerize	10	10	10
Otopolimerize	10	10	10
Işık ile Polimerize	10	10	10

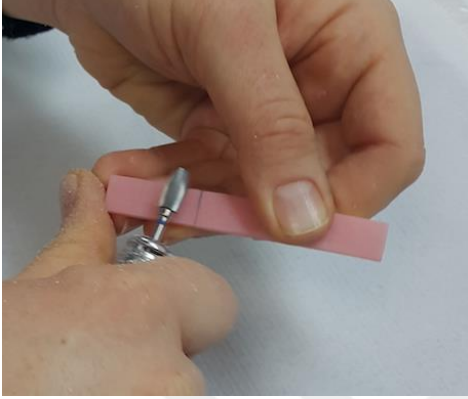


Şekil 3.1. Akrilik rezin örnekler

Hard frez kullanılarak yüzey işlemleri uygulanması

Örneklerin yüzey pürüzlendirme işlemi yapılabilmesi için hard frez kullanıldı. Frez, laboratuvar piyasemenine (Ultimate 500K; NSK, Kanuma, Japonya) monte edildi. Motorun dönme hızı 20000 min⁻¹ olarak ayarlanarak sabitlendi. Akrilik rezin yüzeylerine, hard frez kullanılarak pürüzlendirme işlemi uygulandı (Resim 3.6). Pürüzlendirme, frezin akrilik rezin yüzeyine hafif teması ile sağlandı. Pürüzlendirme işlemi sonrasında akrilik rezin örneklerin

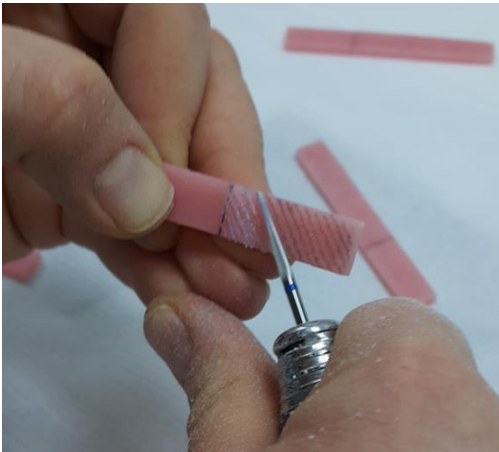
farklı bölgelerinde kumpas yardımıyla ölçümler yapıldı. Tüm test grupları için pürüzlendirme şartlarını standart hale getirmek amacıyla her grup için farklı bir frez kullanıldı. Örnekler yüzey işlemleri sonrası distile su içerisinde ultrasonik temizleyicide 10 dk temizlendi.



Resim 3.6. Hard frez kullanılarak yüzeylerin pürüzlendirilmesi

Retansiyon çizgileri hazırlanarak yüzey işlemi uygulanması

Retansiyon çizgileri hazırlanacak örneklerde alev uçlu frez kullanıldı. Frez, laboratuvar piyasemenine (Ultimate 500K; NSK, Kanuma, Japonya) monte edildi. Motorun dönme hızı 20000 min^{-1} olarak ayarlanarak sabitlendi. Retansiyon çizgileri arasında 1 mm mesafe olacak şekilde ve yaklaşık 0,5 mm derinliğinde hazırlandı (Resim 3.7). Tüm test grupları için pürüzlendirme şartlarını standart hale getirmek amacıyla her grup için farklı bir frez kullanıldı. Örnekler yüzey işlemleri sonrası distile su içerisinde ultrasonik temizleyicide 10 dk temizlendi.



Resim 3.7. Retansiyon çizgilerinin hazırlanması

Polisaj yapılarak yüzey işlemleri uygulanması

Polisajlanmış yüzeye sahip örneklerin hazırlanması için yüzey ilk önce pembe taş ile düzgün bir hale getirildi. Bunu takiben silikon karbit (SiC) kağıtla zımparalanarak pürüzsüz bir yüzey elde edilmesi sağlandı (Resim 3.8). Tüm test grupları için polisaj şartlarını standart hale getirmek için her örnekte yeni bir zımpara kullanıldı. Yüzeylerin polisajı; pomza-su karışımı kıl fırça ile uygulandı (Resim 3.9) ve sonrasında alçı-alkol karışımı pamuk fırça ile uygulanarak tamamlandı (Resim 3.10). Örnekler yüzey işlemleri sonrası distile su içerisinde ultrasonik temizleyicide 10 dk temizlendi.



Resim 3.8. Su zımparası kullanımı



Resim 3.9. Pomza, su ve kıl fırça kullanımı



Resim 3.10. Alçı, alkol ve pamuk fırça kullanımı

3.1.5. Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri

Yüzey işlemleri tamamlandıktan sonra tüm örneklerin yüzey pürüzlülükleri (R_a) profilometre (MarSurf M 300C, Mahr, Göttingen, Germany) ile ölçüldü (Resim 3.11). Profilometre cihazı her grubun ölçümü öncesinde kalibre edildi. Her bir örneğin yüzey pürüzlülüğünü saptamak için örnek yüzeyinden 10 farklı noktadan ölçüm yapılarak ortalamaları alındı.



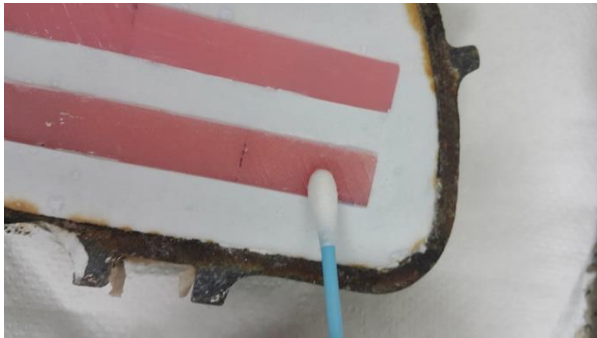
Resim 3.11. Profilometre cihazı

3.1.6. Akrilik rezin örneklere silikon elastomerlerin bağlantısının sağlanması

Çalışmada kullanılan 3 farklı akrilik rezin materyaline ait örneklerin yüzey işlemlerinin yapıldığı yüzeylerine 75x10x3mm³ boyutlarında pembe mum plaka yerleştirildi (Resim 3.12). Örnekler sert alçı kullanılarak muflaya alındı ve mum atımı yapıldı. Oluşturulan kalıplarda akrilik rezin materyallerin bağlantı yüzeyi dışında kalan bölgeleri alçı ayırıcı likit ile izole edildi. Akrilik rezin örneklerde yüzey işleminin yapıldığı bağlantı bölgelerinin temizlenmesi için saf aseton ile silindi. Silikon elastomer ve akrilik rezinin bağlantısının sağlanabilmesi için yüzey işlemlerinin yapıldığı bölgelere bir pamuk pelet yardımıyla ince bir tabaka halinde primer (G611 Platinum Primer, Principality Medical, Newport, Birleşik Krallık) sürüldü (Resim 3.13). Üretici firmanın önerileri doğrultusunda hazırlanan silikon elastomer materyal (Technovent M511 Maxillofacial Silicone, Technovent Ltd., South Wales, Birleşik Krallık) temiz spatül yardımıyla akrilik rezinin üzerine yerleştirildi ve mufla kapatıldı. Silikon elastomerin polimerizasyonu üretici talimatları doğrultusunda, basınç altındaki muflanın 100°C kuru hava ortamında 1 saat bekletilmesi ile yapıldı. Mufla fırından çıkarıldıktan sonra oda sıcaklığında soğumaya bırakıldı. Muflalardan çıkarılan örnekler pöröz açısından değerlendirildi ve porözite olmayan örnekler çalışmaya dahil edildi.



Resim 3.12. Akrilik rezin üzerine hazırlanan mum blok



Resim 3.13. Akrilik rezine primer uygulanması

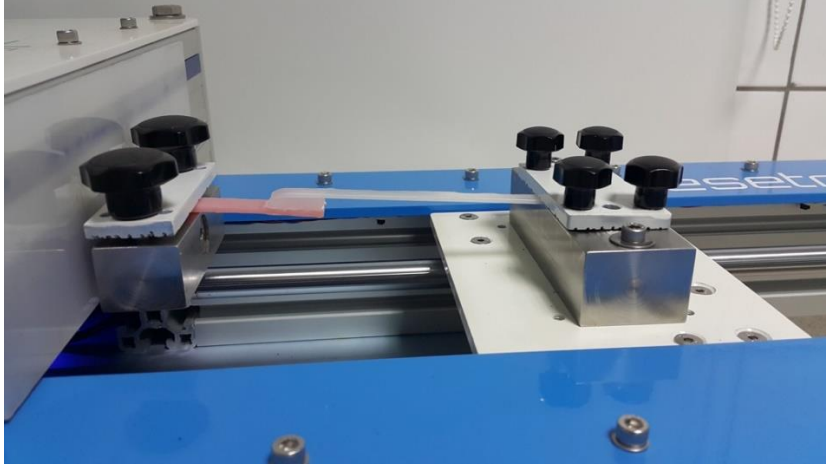
Bu işlemlerin sonunda, hazırlanan örnekler, akrilik rezin ($75 \times 10 \times 3 \text{ mm}^3$) ve silikon elastomer ($75 \times 10 \times 3 \text{ mm}^3$) olmak üzere 2 tabakadan meydana gelmiştir (Resim 3.14). Bu iki tabaka, yüzey işlemi ve primer uygulanmış olan $25 \times 10 \text{ mm}^2$ 'lik alanda birbirine kimyasal olarak bağlanan, diğer alanlarda ise bağlantısı olmayan bir yapıdır.



Resim 3.14. Silikon elastomer ve akrilik rezinden hazırlanan örnek

3.1.7. Sıyırılma testinin uygulanması

Sıyırılma testi, ASTM D-903 standardına uygun olarak, universal test cihazı (Esetron Smart Robotechnologies, Universal Test Cihazı, Ankara, Türkiye) kullanılarak gerçekleştirildi. Örnekleri desteklemek için, akrilik rezin örnekler, silikon elastomer ile bağlantı yapmayan alanının 25 mm 'lik alanından test cihazına sabitlendi ve silikon tabakanın ucu 25 mm 'lik kısmından cihazın hareket edecek kısmına tutturuldu. 180° açıyla yapılan sıyırılma testi için cihaz dakikada 20 mm hareket eden şekilde ayarlandı. Silikon elastomer materyalin, akrilik rezin kaideden ayrılması için gereken gerilim uygulanarak çekildi (Resim 3.15). Uygulanan işlem sonucunda silikon elastomerin akrilik rezinden ayrılması için gereken kuvvet kaydedildi.



Resim 3.15. Silikon elastomer materyale sıyrılma testi uygulanması

Örneklerde akrilik rezin ve silikon elastomer arasındaki bağlanma dayanımı, sıyrılma testi sonucu elde edilen kuvvet değeri ile silikon elastomerde meydana gelen uzama oranı göz önüne alınarak aşağıdaki denklem ile hesaplandı (Haddad ve diğerleri, 2012; Shetty ve Guttal, 2012).

$$PS = \frac{F}{W} \left(\frac{1+\lambda}{2} + 1 \right)$$

F= Kaydedilen maksimum kuvvet (N)

W= Örneklerin genişliği (mm)

λ = Silikon elastomerin uzama oranı (Gerilen kısmın gerilmeyen kısma oranı)

Uygulanan sıyrılma testi sonrasında tüm örneklerin akrilik rezin kaidelerinin silikon ile bağlantı yapmış yüzeyleri x10 büyütme kullanılarak değerlendirildi ve ayrılmanın tipi belirlendi. Örneklerde adeziv, koheziv-kopma ve koheziv-yırtılma olmak üzere 3 tip başarısızlık gözlemlendi. Adeziv tip başarısızlık silikon elastomer materyalin akrilik rezin kaideden tam olarak ayrılması, koheziv-kopma tip başarısızlık silikon elastomerin bağlantı bölgesinden önce kopmasını ve koheziv-yırtılma tip başarısızlık silikon elastomerin bağlantı yüzeyinde tam veya kısmi olarak tutunmuşken materyalin yırtılarak ayrılmasını ifade eder (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. Çalışmada kaydedilen başarısızlık tipleri. 1. Adeziv tip, 2. Koheziv tip (Kopma) ve 3. Koheziv tip (Yırtılma)

3.1.8. İstatistik analiz

Çalışmada ısı ile polimerize akrilik rezin, otopolimerize akrilik rezin ve ışık ile polimerize akrilik rezin materyallere uygulanan yüzey işlemleri sonucu elde edilen ortalama yüzey pürüzlülüğü verilerinin ve silikon elastomer materyallerin akrilik rezinlere bağlanma dayanımının değerlendirildiği sıyrılma testi verilerinin istatistik değerlendirmeleri SPSS istatistik programı (SPSS Version 20.0, SPSS Inc, Chicago, IL, Amerika Birleşik Devletleri) kullanılarak yapıldı.

Akrilik rezin materyallere yüzey işlemi uygulandıktan sonra elde edilen ortalama yüzey pürüzlülüğü verileri iki yönlü varyans analizi ile değerlendirildi. Gruplar arasındaki farklılıklar ise Tukey Testi ile belirlendi.

Yüzey işlemleri sonrası akrilik rezin materyallerin üzerine silikon elastomer hazırlandı ve sıyrılma testi uygulandı. Silikon elastomerlerin bağlanma dayanımı verileri iki yönlü varyans analizi tekniği ile değerlendirildi. Gruplar arasındaki farklılıkların belirlenebilmesi için Tukey Testi kullanıldı.

Akrilik rezin materyallere uygulanan yüzey işlemleri sonrası elde edilen ortalama yüzey pürüzlülüğü ve bağlanma dayanımı değerleri arasındaki ilişkiyi belirlemek amacıyla korelasyon katsayısı belirlendi. Değerlerin normal dağılıma uygun olup olmadıklarını tespit etmek amacıyla Shapiro-Wilk testi uygulandı. Bağlanma dayanımı değerleri ve yüzey

pürüzlülüğü değerleri normal dağılıma uymadığı için Spearman'ın korelasyon katsayısı kullanıldı.

Araştırmada kullanılan tüm istatistik testlerinde $\alpha = 0,05$ 'tir. $P < 0,05$ gruplar arasında istatistik olarak anlamlı bir fark olduğunu gösterirken, $P > 0,05$ gruplar arasında istatistik olarak anlamlı bir fark olmadığını ifade etmektedir.





4. BULGULAR

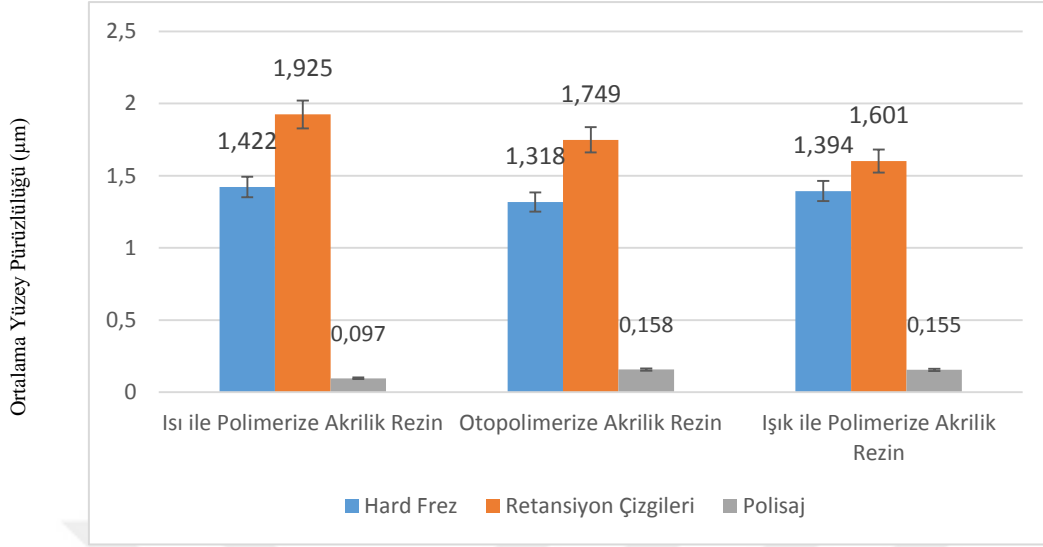
Araştırmada çene-yüz protezlerinde altyapı materyali olarak kullanılan üç farklı akrilik rezine yüzey işlemleri uygulanarak yüzey pürüzlülükleri ölçüldü ve üzerlerine silikon elastomer hazırlandı. Örneklere akrilik rezin ve silikon elastomerin bağlanma dayanımını ölçmek amacıyla, sıyrılma testi uygulandı. Testler sonucu elde edilen veriler değerlendirilerek farklı akrilik rezinlerinin bağlanma dayanımları, yüzey işlemlerinin yüzey pürüzlülüğü ve bağlanma dayanımı üzerine etkileri, yüzey pürüzlülüğü ve bağlanma dayanımı arasındaki ilişki ve gruplarda başarısızlık tipleri tespit edildi.

4.1. Yüzey Pürüzlülüğü Testi

Örneklerin her birinin işlem görmüş yüzeylerinde profilometre cihazı ile yapılan ölçümler sonucu elde edilen ortalama yüzey pürüzlülüğü (Ra) değerleri Çizelge 4.1’te gösterildi. Test gruplarına ait yüzey pürüzlülüğü değerlerinin ortalamaları ve standart sapmaları ise Şekil 4.1’de gösterildi.

Çizelge 4.1. Örneklerin ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri (Ra)

Örnek No	Isı ile Polimerize Akrilik Rezine			Otopolimerize Akrilik Rezine			Işık ile Polimerize Akrilik Rezine		
	Hard Frez	Retansiyon Çizgileri	Polisaj	Hard Frez	Retansiyon Çizgileri	Polisaj	Hard Frez	Retansiyon Çizgileri	Polisaj
1	1,579	1,219	0,247	1,360	2,347	0,132	1,207	1,711	0,113
2	1,450	2,244	0,067	1,402	2,338	0,139	1,350	1,528	0,168
3	1,465	1,170	0,058	1,458	1,743	0,226	1,302	1,397	0,116
4	1,426	2,257	0,161	1,235	1,651	0,115	1,504	1,940	0,155
5	1,173	2,111	0,072	1,354	1,700	0,164	1,548	1,541	0,133
6	1,618	2,245	0,066	1,397	1,630	0,118	1,445	2,047	0,220
7	1,281	2,254	0,115	1,168	1,379	0,227	1,378	1,292	0,117
8	1,412	1,534	0,052	1,280	1,623	0,120	1,407	1,675	0,116
9	1,326	2,593	0,054	1,260	1,561	0,147	1,362	1,438	0,210
10	1,485	1,623	0,076	1,266	1,514	0,189	1,440	1,436	0,218



Şekil 4.1. Örneklerin ortalama yüzey pürüzlülüğü değerlerinin gruplar için ortalamaları ve standart sapmaları

4.1.1. İstatistik analiz

Isı ile polimerize akrilik resin, otopolimerize akrilik resin ve ışık ile polimerize akrilik resin materyallerinin ortalama yüzey pürüzlülükleri bakımından tanıtıcı istatistikler Çizelge 4.2’te gösterildi.

Akrilik resin materyallere yüzey işlemleri uygulandıktan sonra elde edilen ortalama yüzey pürüzlülüğü testinin iki yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 4.3’te verildi. Gruplar arasındaki farklılıklar ise Tukey Testi ile belirlendi.

Çizelge 4.2. Tüm gruplar için ortalama yüzey pürüzlülüğü istatistik değerlendirmesi

Materyal	Yüzey İşlemi	Örnek Sayısı	Ortalama	Standart Sapma	En düşük	En yüksek
Isı ile Polimerize	Hard Frez	10	1,422	0,134	1,173	1,618
	Retansiyon Çizgileri	10	1,925	0,496	1,170	2,593
	Polisaj	10	0,097	0,063	0,052	0,247
	Toplam	30	1,148	0,836		
Otopolimerize	Hard Frez	10	1,318	0,090	1,168	1,458
	Retansiyon Çizgileri	10	1,749	0,329	1,379	2,347
	Polisaj	10	0,158	0,043	0,115	0,227
	Toplam	30	1,075	0,710		
Işık ile Polimerize	Hard Frez	10	1,394	0,099	1,207	1,548
	Retansiyon Çizgileri	10	1,601	0,243	1,292	2,047
	Polisaj	10	0,155	0,046	0,113	0,220
	Toplam	30	1,050	0,666	0,052	2,593

Çizelge 4.3. Ortalama yüzey pürüzlülüğü testinin iki yönlü varyans analizi sonuçları

Değişkenin Kaynağı	Kareler Toplamı	Serbestlik Dereceleri	Ortalama Kare	Oran	Olasılık
Materyal	0,155	2	0,078	1,531	0,223
Yüzey İşlemi	43,158	2	21,579	424,919	0,000
Materyal x Yüzey İşlemi	0,453	4	0,113	2,232	0,073
Hata	4,113	81	0,051		
Toplam	154,962	90			

İki yönlü varyans analizi sonucunda materyal ve yüzey işlemi faktörleri arasında etkileşim bulunmamaktadır ($p=0,073$, $p>0,05$). Materyallerin yüzey pürüzlülüğüne materyal faktörünün anlamlı etkisi bulunmamaktadır ($p=0,223$, $p>0,05$). Ancak örneklerin ortalama yüzey pürüzlülüğü değerlerinde; yüzey işleminin anlamlı etkisi bulunmaktadır ($p<0,05$). Bu nedenle; yüzey pürüzlülüğü değerleri yüzey işlemi faktörü üzerinden değerlendirildi. Yüzey işlemi gruplarının karşılaştırılması Çizelge 4.4'da gösterildi.

Gruplara ait yüzey pürüzlülüğü değerleri incelendiğinde en yüksek yüzey pürüzlülüğünü retansiyon çizgileri grubunun ($1,76\pm 0,38$) gösterdiği belirlendi. Retansiyon çizgileri grubunu sırasıyla hard frez grubu ($1,38\pm 0,11$) ve polisaj grubu ($0,14\pm 0,06$) izledi. Gruplar arasındaki fark, istatistik olarak anlamlı bulundu ($p < 0,05$).

Çizelge 4.4. İki yönlü varyans analizinde akrilik rezin materyallere uygulanan yüzey işlemleri sonucu yüzey pürüzlülüklerinin ortalama değerlerinin karşılaştırılması

Yüzey İşlemi	Örnek Sayısı	Ortalama	Standart sapma	En düşük	En yüksek
Hard Frez	30	1,378 ^B	0,114	1,168	1,618
Retansiyon Çizgileri	30	1,758 ^A	0,383	1,170	2,593
Polisaj	30	0,136 ^C	0,057	0,052	0,247

Grupların ortalama yüzey pürüzlülükleri harfler ile işaretlendi, aynı harfi içeren gruplar arasındaki fark istatistik olarak anlamlı değildir ($p > 0,05$).

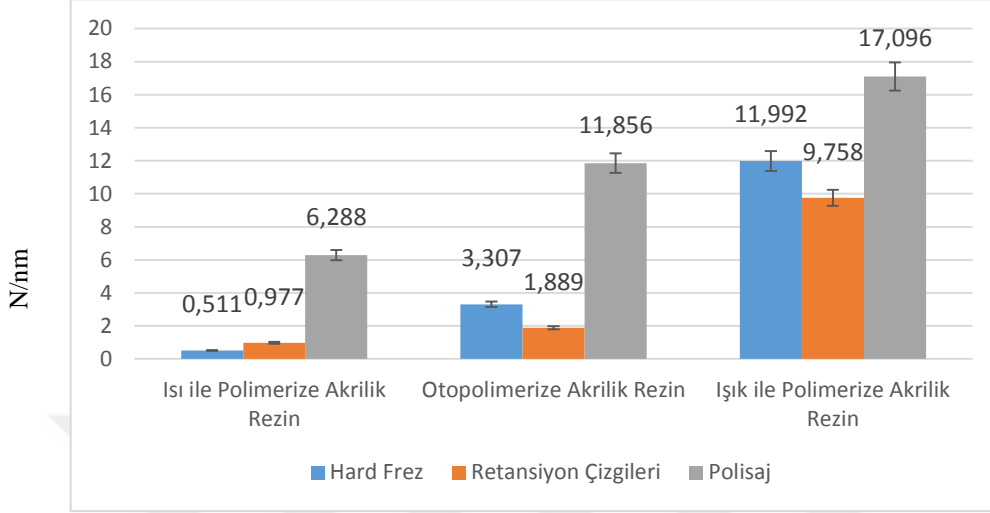
4.2. Sıyırılma Testi

Test grupların uygulanan sıyırılma testi sonucunda elde edilen veriler Çizelge 4.5’de gösterildi. Test gruplarına ait bağlanma dayanımı değerlerinin ortalamaları ve standart hataları ise Şekil 4.2’de gösterildi.

Çizelge 4.5. Sıyırılma testi sonuçları (N/mm)

Örnek No	Isı ile Polimerize			Otopolimerize			Işık ile Polimerize		
	Hard Frez	Retansiyon Çizgileri	Polisaj	Hard Frez	Retansiyon Çizgileri	Polisaj	Hard Frez	Retansiyon Çizgileri	Polisaj
1	0,273	0,167	5,127	1,878	1,597	11,804	19,308	11,46	16,665
2	0,837	0,327	7,679	0,345	1,188	10,61	13,867	12,045	18,166
3	0,266	5,614	1,127	0,704	1,882	11,818	10,953	7,916	20,629
4	0,744	0,383	1,492	0,563	0,337	12,342	9,292	11,866	18,87
5	0,963	0,441	1,766	0,428	5,393	16,064	2,871	11,365	21,068
6	0,242	0,606	12,753	6,68	0,399	16,346	13,862	9,259	17,202
7	0,399	1,163	3,534	0,377	0,324	2,032	13,553	14,958	18,761
8	0,21	0,494	6,933	7,41	2,241	16,385	4,273	1,808	11,073
9	0,425	0,345	10,043	6,46	0,859	11,011	18,075	8,644	10,988
10	0,76	0,236	12,427	8,232	4,676	9,153	13,871	8,263	17,538

Test gruplarına ait ortalama bağlanma dayanımı değerleri ve standart sapmalar Şekil 4.2’de gösterilmiştir.



Şekil 4.2. Ortalama bağlanma dayanımı değerleri ve standart sapmaları

4.2.1. İstatistik analiz

Bağlanma dayanımı bakımından tanıtıcı istatistikler Çizelge 4.6’de gösterildi. Bağlanma dayanımı testinde elde edilen iki yönlü varyans analizi verileri Çizelge 4.7’de verildi.

Çizelge 4.6. Tüm gruplar için bağlanma dayanımının istatistik değerlendirmesi

Materyal	Yüze İşlemi	Örnek Sayısı	Ortalama	Standart Sapma	En düşük	En yüksek
Isı İle Polimerize	Hard Frez	10	0,512	0,284	0,21	0,963
	Retansiyon Çizgileri	10	0,978	1,652	0,167	5,614
	Polisaaj	10	6,288	4,409	1,127	12,753
	Toplam	30	2,593	3,743	0,167	12,753
Otopolimerize	Hard Frez	10	3,308	3,406	0,345	8,232
	Retansiyon Çizgileri	10	1,890	1,791	0,324	5,393
	Polisaaj	10	11,757	4,277	2,032	16,385
	Toplam	30	5,651	5,468	0,324	16,385
Işık İle Polimerize	Hard Frez	10	11,993	5,319	2,871	19,308
	Retansiyon Çizgileri	10	9,758	3,536	8,263	14,958
	Polisaaj	10	17,095	3,485	10,988	21,068
	Toplam	30	12,949	5,117	2,871	21,068

Çizelge 4.7. Sıyırılma testi iki yönlü varyans analizi sonuçları

Değişkenin Kaynağı	Kareler Toplamı	Serbestlik Dereceleri	Ortalama Kare	Oran	Olasılık
Materyal	1698,562	2	849,281	70,583	0,000
Yüzey İşlemi	989,540	2	494,770	41,120	0,000
Materyal x Yüzey İşlemi	68,407	4	17,102	1,421	0,234
Hata	974,620	81	12,032		
Toplam	8222,321	90			

İki yönlü varyans analizi sonucunda materyal ve yüzey işlemi faktörleri arasında etkileşim bulunmadı ($p=0,234$, $p>0,05$). Hem materyal ve hem yüzey işlemi faktörlerinin, bağlanma dayanımı değerleri üzerinde anlamlı etkisi bulundu ($p<0,05$). Bu nedenle bağlanma dayanımı değerleri materyal ve yüzey işlemi faktörleri üzerinden değerlendirildi. Yüzey işlemi sabit tutulduğunda, materyaller arasındaki bağlanma dayanımı değerlerinin birbirinden anlamlı olarak farklı olduğu belirlendi ($p<0,05$). Bağlanma dayanımı değerleri ışık ile polimerize, otopolimerize ve ısı ile polimerize gruplarında sırasıyla $12,95\pm 5,12$, $5,65\pm 5,47$ ve $2,59\pm 3,74$ olarak belirlendi.

Çizelge 4.8. Materyaller arasındaki ortalama bağlanma dayanımı farklarının istatistik değerlendirmesi

Materyal	Örnek Sayısı	Ortalama Dayanıklılık	Standart sapma	En düşük	En yüksek
Isı ile polimerize	30	2,593 ^C	3,743	0,167	12,753
Otopolimerize	30	5,651 ^B	5,468	0,324	16,385
Işık ile polimerize	30	12,949 ^A	5,117	2,871	21,068

Grupların ortalama bağlanma dayanımı harfler ile işaretlendi, aynı harfi içeren gruplar arasındaki fark istatistik olarak anlamlı değildir ($p>0,05$).

Çizelge 4.9. Uygulanan yüzey işlemleri arasındaki ortalama bağlanma dayanımı farklılıklarının istatistik değerlendirmesi

Yüzey İşlemi	Örnek Sayısı	Ortalama Dayanıklılık	Standart sapma	En düşük	En yüksek
Hard Frez	30	5,271 ^B	6,093	0,21	19,308
Retansiyon Çizgileri	30	4,209 ^B	4,669	0,167	14,958
Polisaj	30	11,713 ^A	5,968	1,127	21,068

Grupların ortalama bağlanma dayanımı harfler ile işaretlendi, aynı harfi içeren gruplar arasındaki fark istatistik olarak anlamlı değildir ($p>0,05$).

Bağlanma dayanımı testi verilerinin analizi sonucunda; hard frezle pürüzlendirilmiş, retansiyon çizgileri hazırlanmış ve polisaj uygulanmış gruplarda ışık ile polimerize akrilik rezin materyalinin ortalama bağlanma dayanımının diğer materyallerden istatistik olarak anlamlı düzeyde yüksek olduğu saptandı ($p<0,05$). Isı ile polimerize akrilik rezin materyali ise en düşük bağlanma dayanımı değerlerini gösterdi ve fark istatistik olarak anlamlı bulundu ($p<0,05$) (Çizelge 4.8).

Yüzey işlemlerinin, silikon elastomerin akrilik rezin materyalden bağlanma dayanımı üzerindeki etkisi incelendiğinde, materyal göz önüne alınmaksızın hard frezle aşındırılmış gruplarda polisaj uygulanmış gruplara göre istatistik olarak anlamlı düzeyde düşük değerler bulundu ($p<0,05$). Retansiyon çizgileri hazırlanan grupların bağlanma dayanımı değerleri, polisaj uygulanan gruplara göre istatistik olarak anlamlı şekilde düşük ($p<0,05$) iken hard frezle pürüzlendirilmiş gruplar ile anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0,05$) (Çizelge 4.9).

Her bir materyalin uygulanan farklı yüzey işlemleri sonucunda gösterdiği ortalama bağlanma dayanımı (standart sapma) değerleri Çizelge 4.6'de verildi. En yüksek ortalamayı gösteren ışık ile polimerize akrilik rezin örneklerin polisaj grubunda elde edilen değer, ($17,095\pm 3,485$ N/mm), bu materyalin hard frezle pürüzlendirilmiş ($11,993\pm 5,319$ N/mm) grubundan ve retansiyon çizgileri hazırlanmış grubundan ($9,758\pm 3,536$ N/mm) istatistik olarak önemli bir fark göstermiştir ($p<0,05$).

4.3. Yüzey Pürüzlülüğü ve Bağlanma Dayanımı Arasındaki İlişki

Isı ile polimerize akrilik rezin, otopolimerize akrilik rezin ve ışık ile polimerize akrilik rezin materyallerine uygulanan yüzey işlemleri sonrası elde edilen ortalama yüzey pürüzlülüğü ve bağlanma dayanımı değerleri arasındaki ilişkinin tespiti için, öncelikle değerlerin normal dağılıma uygun olup olmadıklarını tespit etmek amacıyla Shapiro-Wilk testi uygulandı. Bağlanma dayanımı değerlerinin ve yüzey pürüzlülüğü değerlerinin normal dağılıma uymadığı tespit edildi ($p < 0,05$) (Çizelge 4.10-11). Bu sebeple Spearman'ın korelasyon katsayısı kullanıldı.

Çizelge 4.10. Bağlanma dayanımı Shapiro-Wilk Testi tablosu

	Shapiro-Wilk		
	Veri	Serbestlik Derecesi	Olasılık
Bağlanma Dayanımı	0,878	90	0,000

Çizelge 4.11. Yüzey pürüzlülüğü Shapiro-Wilk Testi tablosu

	Shapiro-Wilk		
	Veri	Serbestlik Derecesi	Olasılık
Yüzey Pürüzlülüğü	0,863	90	0,000

Çizelge 4.12. Korelasyon katsayısı tablosu

			Bağlanma Dayanımı	Yüzey Pürüzlülüğü
Spearman's Rho	Bağlanma	Korelasyon katsayısı	1,000	-0,495**
	Dayanımı	Olasılık	.	0,000
		Örnek sayısı	90	90
	Yüzey	Korelasyon katsayısı	-0,495**	1,000
	Pürüzlülüğü	Olasılık	0,000	.
		Örnek sayısı	90	90

**Korelasyon katsayısı istatistik olarak önemlidir ($p < 0,05$)

Test gruplarında, bağlanma dayanımı ve yüzey pürüzlülüğü arasında negatif yönlü bir ilişki tespit edildi ($r = -0,495$) (Çizelge 4.12). Tüm gruplarda yüzey pürüzlülüğü azaldıkça bağlanma dayanımı artmaktadır ve bu ilişki istatistik olarak anlamlıdır ($p < 0,05$).

4.4. Sıyırılma Testi Sonrası Başarısızlıkların Değerlendirilmesi

Uygulanan sıyırılma testi sonrasında tüm örneklerin akrilik rezin kaidelerinin silikonla bağlantı yapan yüzeyi değerlendirildi ve oluşan ayrılma tipleri belirlendi (Çizelge 4.13). Örneklerde adeziv, koheziv-kopma ve koheziv-yırılma olmak üzere 3 tip başarısızlık gözlemlendi. Adeziv tip başarısızlık silikon elastomer materyalin akrilik rezin kaideden tam olarak ayrılması, koheziv-kopma tip başarısızlık silikon elastomerin bağlantı bölgesinden önce kopmasını ve koheziv-yırılma tip başarısızlık silikon elastomerin bağlantı yüzeyinde tam veya kısmi olarak tutunmuşken materyalin yırtılarak ayrılmasını ifade eder.

Çizelge 4.13. Sıyırılma testi sonrası örneklerde görülen başarısızlık tipleri

Akrilik Tipi	Uygulanan Yüzey İşlemi	Başarısızlık Tipi			Örnek Sayısı
		Adeziv Tipte Başarısızlık	Koheziv Tipte Başarısızlık		
		Ayrılma (%)	Kopma (%)	Yırılma (%)	
Isı ile Polimerize	Hard Frezle Pürüzlendirme	9 (90)	0 (0)	1 (10)	10
	Retanziyon Çizgileri	9 (90)	0 (0)	1 (10)	10
	Polisaj	2 (20)	2 (20)	6 (60)	10
	Toplam	20 (66,7)	2 (6,7)	8 (26,7)	30
Otopolimerize	Hard Frezle Pürüzlendirme	7 (70)	0 (0)	3 (30)	10
	Retansiyon Çizgileri	6 (60)	0 (0)	4 (40)	10
	Polisaj	0 (0)	7 (70)	3 (30)	10
	Toplam	13(43,3)	7 (23,3)	10 (33,3)	30
Işık ile Polimerize	Hard Frezle Pürüzlendirme	0 (0)	8 (80)	2 (20)	10
	Retansiyon Çizgileri	0 (0)	6 (60)	4 (40)	10
	Polisaj	0 (0)	10 (100)	0 (0)	10
	Toplam	0 (0)	24 (80)	6 (20)	30
Toplam		33 (36,7)	33 (36,7)	24 (26,7)	90

Tüm akrilik rezin materyaller, bağlantı yüzeylerine uygulanan yüzey işlemleri göz önüne alınmaksızın değerlendirildiğinde en sık koheziv tiplerde başarısızlıklar olduğu görüldü. Isı ile polimerize akrilik rezin gruplarda en sık adeziv tipte, ışık ile polimerize akrilik rezin gruplarda ise sadece koheziv-kopma tipte başarısızlık oluştu.

Isı ile polimerize akrilik rezin ve otopolimerize akrilik rezin gruplarında, hard frez kullanılarak ve retansiyon çizgileri hazırlanarak yapılan yüzey işlemlerinde en sık adeziv tipte, polisaj yapılan yüzeylerde ise en sık koheziv-yırtılma tipte başarısızlık tespit edildi.



5. TARTIŞMA

Konjenital veya gelişimsel olarak meydana gelen doku ve organ kayıplarını yerine koymak amacıyla hazırlanan çene-yüz protezleri, fonksiyonu sağlamanın yanı sıra, estetik ve psikolojik rehabilitasyona katkıda bulunmaktadır. Estetik açıdan başarılı, çevre dokularla uyumlu ve tutuculuğu iyi olan bir protez, hasta tarafından kolay kabullenilir ve hastanın yaşam kalitesini arttırır (Chung, Siu, Chu ve Chow, 2003; Goiato, Delben., Menteiro ve Santos, 2009a).

Silikon elastomerler, biyouyumlulukları, kolay hazırlanabilmeleri, kimyasal stabiliteleri iç ve dış renklendirmeye uygun olmaları ve insan derisinin doğal renklerini ve translusensi özelliklerini taklit edebilmeleri sebebiyle günümüzde çene-yüz protezlerinin yapımında en sık kullanılan materyallerdir. Bu olumlu özelliklerine rağmen protezin dokularla birleşim yerleri gibi ince hazırlanması gereken yerlerde materyalin mekanik dayanıklılığının azalması, hastanın deri rengine uygun kişisel olarak renklendirilmiş protezin zamanla renk değiştirmesi ve akrilik rezin altyapı ile birlikte kullanıldıklarında akrilik rezin-silikon bağlantısındaki sorunlar sebepleriyle ayrılma materyalin olumsuz özellikleridir (Aziz ve diğerleri, 2003a; Frangou, Polyzois, Tarantili ve Andreopoulos, 2003; Gary ve Smith, 1998; Karakoca ve diğerleri, 2010; Visser ve diğerleri, 2008). Bu sorunlar; yapımı zahmetli, maliyetli ve hassas çalışma gerektiren çene-yüz protezlerinin kullanım ömrünü kısaltmaktadır. Çene-yüz protezlerinin kullanım süresini uzatmak, ideal bir materyal elde edebilmek amacıyla silikon elastomerlerin bu olumsuz özelliklerinin geliştirilmesi için çalışmalar devam etmektedir.

Çene-yüz protezlerinin dokularla birleştiği kısımları deri ile protez arasındaki geçişte doğal bir görünüm sağlayabilmek ve dokuların fonksiyonel hareketleri esnasında protezin de birlikte hareket edebilmesi için ince hazırlanır. Silikon elastomerler belirli bir kalınlıkta olduklarında genellikle çene-yüz protezlerinde kullanım için yeterli dayanıklılığa sahiptir. Ancak bu ince kenarlar protezin kullanımı sırasında yırtılma riski taşır. Bu sebeple materyalin yırtılma ve gerilme dayanımı özelliklerinin geliştirilmesi amacıyla çalışmalar yapılmıştır. (Aziz ve diğerleri, 2003a). İdeal bir çene-yüz protezi materyalinin yüksek gerilme ve yırtılma dayanımı yanı sıra düşük sertliğe sahip olması gerekir (Lewis ve Castleberry, 1980). Çene-yüz protezi materyalinin sertliği, aynı zamanda esnekliğinin ölçüsüdür. Uygun bir protez hazırlanabilmesi için kullanılacak materyalin, komşu dokularla

benzer sertliğe sahip olması istenir (Aziz ve diğerleri, 2003a). Yapılan çeşitli çalışmalarda (Aziz ve diğerleri, 2003a; Hatamleh ve Watts, 2010c) ticari ürün olarak mevcut ve klinikte kullanılmakta olan farklı silikon elastomerlerin fiziksel ve mekanik özellikleri incelenerek birbirleriyle karşılaştırılmıştır. Bu materyaller farklı özellikler gösterebilirken bir çoğunun klinik kullanım açısından uygun olduğu bildirilmiştir (Aziz ve diğerleri, 2003a; Hatamleh ve Watts, 2010c).

Belirli bir kalınlıkta yeterli mekanik direnç gösteren silikon elastomerlerin çok ince hazırlanan protez kenarlarında yırtılma ve kopmaları meydana gelebilmektedir. Bunu önlemek için materyallerin güçlendirilmesi düşünülmüştür. Bu amaçla silikon elastomerler içerisine silika tozu, cam fiber, doğal fiber, silika fiber, seramik çubuk, selüloz fiber veya karbon silika blok ilave edilmesi denenmiştir (Andreopoulos, Evangelatou ve Tarantili, 1998; Gunay, Kurtoğlu, Atay, Karayazgan ve Gürbüz, 2008; Sweeney, Fischer, Castleberry ve Cowperthwaite, 1972). Hatamleh ve Watts (2010b), rezin emdirilmiş fiber demeti eklenmiş silikon elastomerin gün ışığında yaşlandırma işlemi sonrası eğilme dayanımını araştırdıkları çalışmaları sonucunda cam fiber ve silikon elastomer arasındaki bağlantının iyi olduğunu ve cam fiber demetlerinin eğilme dayanımını arttırdığını belirtmişlerdir. Cam fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinlerin de geleneksel yöntemle hazırlanan protezlerin dezavantajlarını ortadan kaldırmak için silikon elastomer içerisine gömülerek altyapı olarak kullanımı tavsiye edilmiştir (Kurunmaki, Kantola, Hatamleh, Watts ve Vallittu, 2008).

Çene-yüz protezlerinde kullanılan, hastanın deri rengine uyumlu olarak renklendirilmiş silikon elastomerler, çevresel etkenlere, protezin bakım işlemlerine, adeziv kullanımına ve protezin vücut sıvılarıyla temasına bağlı olarak zaman içerisinde renk değiştirmektedir (Gary ve Smith, 1998; Polyzois, Tarantili, Frangou ve Andreopoulos, 2000, Goiato, Haddad, Santos, Pesqueira ve Moreno, 2010a; Goiato ve diğerleri, 2010b; Goiato, Pesqueira, Santos ve Dekon, 2009c). Yapılan in-vitro çalışmalar ve klinik araştırmalar renk değişiminin, çene-yüz protezlerinin kullanım ömrünü kısaltan ve protezin belirli aralıklı yenilenmesini gerektiren çok önemli bir sorun olduğunu göstermiştir (Akash ve Guttal, 2015; Al-Harbi, Ayad, Saber, ArRejaie ve Morgano, 2015; Kantola, Kurunmaki, Vallittu ve Lassila, 2013a; Karakoca ve diğerleri, 2010; Kheur, Sethi, Coward, Kakade ve Rajkumar, 2016; Kiat-Amnuay, Mekayarajjananonth, Powers, Chamvers ve Lemon, 2006). Renk stabilitesini arttırmak için silikon elastomerlerin içerisine UV stabilizatörü, termokromik pigment, opaklaştırıcılar ve nano oksitler ilave edilmiştir (Han, Zhao, Xie, Powers ve Kiat-Amnuay,

2010; Kantola, Lassila, Tolvanen ve Vallittu, 2013b; Kiat-Amnuay, Johnston, Powers ve Jacob, 2005; Tran, Scarbecz ve Gary, 2004).

Kheur ve diğeri (2016) kırmızı ve sarı renk pigmenti uygulanmış silikon elastomer materyale 2 farklı UV koruyucu (Chimassorb 81, Uvinul 5050) ekleyerek 500 saat ve 1000 saatlik yaşlandırma işlemleri sonrasında renk değişimlerini incelemiştir. Renk değişiminin 500 saatlik yaşlandırma sonrası Chimassorb 81 gruplarında en az olduğu, UV stabilizatörü eklenen gruplarda diğer gruplara göre daha az renk değişimi gözlemlendiği ve en fazla renk değişiminin kırmızı renk pigmenti gruplarında olduğu belirlenmiştir.

Kantola ve diğeri (2013a) yaptıkları çalışmada silikon elastomer içine farklı oranlarda termokromik pigment eklemişler, oda ısısında ve soğutucuda beklettikleri örneklerde en az renk değişiminin %0.2 konsantrasyonda termokromik pigment eklenen grupta gözlemlendiğini bildirmişlerdir.

Kiat Amnuay ve diğeri (2006) yaptıkları çalışmada silikon elastomerlere 5 farklı opaklaştırıcıyı değişik oranlarda ilave etmişler, yapay yaşlandırma sonrası dry pigment Ti White gruplarında en az renk değişimi görüldüğünü ve opaklaştırıcıların genel olarak silikon elastomerlerde renk değişimini azalttığını belirtmişlerdir.

Akash ve Guttal (2015) TiO_2 ve ZnO ilave ederek 6 aylık yapay yaşlandırma sonrası renk değişimini inceledikleri çalışmaları sonucunda en az renk değişiminin ZnO ilave edilen gruplarda olduğunu, TiO_2 gruplarında yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrasında belirgin renk değişimi görülürken ZnO gruplarında önemli bir değişim olmadığını bildirmişlerdir. Renk stabilitesinin sağlanması amacıyla silikon elastomerlerin geliştirilmesi çalışmaları halen devam etmektedir.

Çene-yüz protezlerini hastaların kabul edebilmesi ve rahatlıkla kullanılabilmesi için iyi bir tutuculuk sağlanmalıdır. Defekt bölgesindeki sert ve yumuşak dokularda yeterli doku düzensizliği varlığında anatomik tutuculuktan faydalanılabilir. Ancak anatomik bölgelerden her zaman yeterli bir tutuculuk sağlamak mümkün olmayabilir ve bu bölgelerde protez mekanik irritasyon meydana getirebilir. Tutuculuk için diğer bir yöntem protezin gözlük, retantif klips gibi aparatlar tarafından tutulmasıdır (Adisman, 1990; Karakoca ve Ersu, 2009; Okay ve diğeri, 2001, Polyzois ve Qilo, 1993). Fonksiyonel hareketler sırasında çene-yüz

protezinin yerinden oynama riski bulunduğu durumlarda adeziv yardımıyla çene-yüz protezinin destek dokulara yapıştırılması gerekebilir. Ancak adeziv uygulamasının hasta açısından zor olması, uzun süreli kullanımında alerjik reaksiyon ve irritasyon gelişebilmesi kullanımını kısıtlayabilir (Sipahi, 2006). Çene-yüz protezlerinde tutuculuk sağlayabilmek için kullanılan bu yöntemlerin dezavantajları ve genellikle yetersiz kalmaları nedeniyle ekstraoral implant kullanımı gündeme gelmiştir (Tjellström ve diğerleri, 1981; Tjellström ve diğerleri, 1985). Günümüzde en yaygın ve en geçerli tutuculuk yöntemi olan ekstraoral implantlar, çeşitli ataçman sistemleri yardımıyla iyi bir tutuculuk sağlarlar. Böylece hasta her an protezinin düşeceği korkusunu yaşamaz ve hastanın yaşam kalitesi yükselir (Nemli ve diğerleri, 2013). Kullanılan ataçmanlar sayesinde protez kendi pozisyonu dışında yerleşmez, ince hazırlanmış olan protez kenarları zarar görmez. Protezin yapım aşamasında prova sırasında mum örneğin tutuculuğu sağlandığı için daha iyi değerlendirme yapılabilir (Arcuri ve La Velle, 1993; Beumer ve diğerleri, 1996b; Thomas, 1995; Chen ve diğerleri, 1981; Toljanic ve diğerleri, 2005; Watson ve diğerleri, 1995; Wright ve diğerleri, 2008). Yüksek klinik başarı ve sağ kalım oranları gösteren uzun süreli klinik çalışmalar ekstraoral implantları çene-yüz protezleri için güvenilir bir tedavi yöntemi haline getirmiştir (Balık ve diğerleri, 2016; Dos Reis ve diğerleri, 2016; Karakoca, Aydın, Yılmaz ve Turhan Bal, 2008a).

İmplant destekli çene-yüz protezlerinde kullanılan ataçman sistemlerinin tutucu parçaları, silikon protezin içinde rijit bir materyal tarafından taşınmalı ve bu taşıyıcı parça silikon protezle iyi bir bağlantı sağlamalıdır. İmplant destekli çene-yüz protezlerinde karşılaşılan önemli bir problem altyapı materyal-silikon elastomer bağlantısındaki başarısızlıklardır (Aydın, Karakoca ve Yılmaz, 2007; Lemon ve Chambers, 2002). Farklı yapısal özelliklere sahip bu iki materyal arasında iyi bir bağlantı sağlayabilmek için bağlantı ajanları kullanılmakta ve bu konuda çalışmalar devam etmektedir. Çene-yüz protezlerinde altyapı-silikon elastomerin bağlantısının geliştirilmesi için çalışmalar 3 faktör üzerinde yürütülmüştür;

1. Altyapı materyali ve silikon elastomer türü
2. Bağlanan yüzeylerin topografik özellikleri
3. Kullanılan bağlayıcı ajanın türü

İmplant destekli çene-yüz protezlerinde implant ataşmalarını silikon protez ile bütünleştiren altyapı ve silikon elastomer farklı yapısal özelliklere sahip materyallerdir (Shetty ve Guttal, 2012) ve bağlantıları iki materyalin de kimyasal yapılarından etkilenmektedir (Haddad ve diğerleri, 2012; Polyzois ve Frangou, 2002). Altyapı materyalinde en yaygın olarak; ısı ile polimerize akrilik rezin, otopolimerize akrilik rezin ve ışıkla polimerize rezinler kullanılır (Ciocca ve diğerleri, 2007). Akrilik rezinler; kullanımı kolay, mekanik ve fiziksel özellikleri çene-yüz protezleri için uygun ve ucuz bir materyal olması sebebiyle bizim çalışmamızda da silikon elastomerler için altyapı materyali olarak kullanılmıştır. Mevcut literatür incelendiğinde geleneksel ısı ile polimerize akrilik rezin ve otopolimerize akrilik rezinlerin altyapı materyali olarak çok sayıda araştırmada kullanıldığı görülmektedir. Akrilik rezinler ve silikon elastomerlerin farklı kimyasal yapılarda olmaları bu iki yüzeyin bağlantısı için bir bağlayıcı ajan gerektirir (Minami, Suzuki, Ohashi, Kurashige ve Tanaka, 2004; Shetty ve Guttal, 2012). Çalışmalar akrilik rezin ve silikon materyallerin uygun bir bağlayıcı ajanla birlikte kullanıldığında iyi bir bağlantı dayanımı gösterdiğini bildirmiştir (Hatamleh ve Watts, 2010a; Patel ve diğerleri, 2015; Shetty ve Guttal, 2012; Taft ve diğerleri, 1996). Ancak bu çalışmalarda kullanılan test yöntemlerinin, silikon elastomerlerin yapılarının, bağlantı yüzeylerinin özelliklerinin ve bağlayıcı ajanının farklı olması sonuçların birbirleriyle direkt olarak karşılaştırılmalarına imkan vermemektedir. Işık ile polimerize akrilik rezinler; polimerizasyonun ve polimerizasyon süresinin kontrol edilebilmesi, muflalama, mum atımı, kaynatma süreci gibi uzun laboratuvar işlemler gerektirmemesi (Ahmad ve diğerleri, 2009; Diaz-Arnold ve diğerleri, 2008; Fletcher-Stark ve diğerleri, 2011; Machado ve diğerleri, 2012), polimetilmetakrilat kaide polimerlerine göre daha yüksek yüzey sertliği, eğilme modülüsü (Ali ve diğerleri, 2008), eğilme dayanımı (Ali ve diğerleri, 2008; Diaz-Arnold ve diğerleri, 2008; Machado ve diğerleri, 2012), darbe dayanımı göstermesi (Machado ve diğerleri, 2012) gibi avantajlara sahiptir. Bizim çalışmamızda kullandığımız ışıkla polimerize akrilik rezin (Triad VLC) üretan dimetakrilat esaslı olup metil metakrilat monomeri içermeyen rezin esaslı materyaldir (Dentsply International). Bu avantajlarına rağmen ışıkla polimerize rezinlerin silikon elastomerler ile kullanımı ve bağlantı dayanımları ile ilgili literatürde sınırlı bilgi bulunmaktadır (Kosor ve diğerleri, 2015, Takahashi ve Chai, 2001a, 2001b). Çalışmamızda ısı ile polimerize, otopolimerize ve ışık ile polimerize rezin materyallerin silikon elastomerler ile bağlantı dayanımı değerlendirildiğinde, bağlantı yüzeyinin özelliklerinden bağımsız olarak, en yüksek bağlantı dayanımını ışık ile polimerize akrilik rezin materyali göstermiştir. Bu sonuçlar materyalin çene yüz protezlerinde altyapı materyali olarak kullanılabileceğini

göstermektedir. Bunların dışında poliüretan (Wang, Collard ve Lemon, 1994), titanyum (Artopoulou, Chambers, Zinelis ve Eliades, 2016) veya fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin (Kantola ve diğerleri, 2011) silikon elastomer için altyapı olarak kullanılan diğer materyallerdir.

Çene-yüz protezlerinde kullanılan silikon elastomerle ile akrilik rezinlerin bağlantısını etkileyen diğer bir faktör silikon elastomerin yapısıdır (Hatamleh ve Watts, 2010a, 2010b). Mevcut literatür incelendiğinde silikon rezin bağlantısının rezin tipi, silikonun türü, kullanılan bağlayıcı ajan ve uygulanan test yöntemine göre farklılık göstermektedir (Kosor ve diğerleri, 2015; Haddad ve diğerleri, 2012; Hatamleh ve Watts, 2010a, 2010c; Patel ve diğerleri, 2015; Polyzois, Pantopoulos, Papadopoulos ve Hatamleh, 2015; Shetty ve Guttal, 2012; Taft ve diğerleri, 1996). Farklı silikon elastomerlerin rezine bağlantısındaki farklılıkların polimer zincirlerinin moleküler ağırlığı, çarpaz bağlantıların yoğunluğu ve doldurucu konsantrasyonları gibi yapısal farklılıklardan kaynaklanabileceği düşünülmektedir (Aziz ve diğerleri, 2003a, 2003b; Lai, Wang, Ko, DeLong ve Hodges, 2002). Bizim çalışmamızda farklı altyapı rezinlerine 3 farklı yüzey işlemi uygulanarak ısı ile polimerize ilave tip bir silikon elastomer kullanılmıştır.

Çene-yüz protezlerinde altyapı materyali ile silikon elastomer arasındaki bağlantının dayanıklılığı üzerinde etkili diğer bir faktör de bağlantı yüzeyinin topografik özellikleridir. Çeşitli çalışmalarda akrilik rezin yüzeye farklı yüzey işlemleri uygulanarak bağlantı yüzeyi modifiye edilmiş ve bağlantı dayanımına etkisi incelenmiştir (Haddad ve diğerleri, 2012; Patel ve diğerleri, 2015; Polyzois ve Frangou, 2002; Shetty ve Guttal, 2012; Taft ve diğerleri, 1996). Bu çalışmalarda; silikon elastomerin akrilik rezine mekanik olarak tutunması için retansiyon boncukları, delikler, oluklar gibi makro retansiyon unsurları, yüzeyin aşındırma veya kumlama ile pürüzlendirilmesi veya düz bir yüzey sağlanması gibi farklı uygulamalar yapılmıştır (Amin, Fletcher ve Ritchie, 1981; Haddad ve diğerleri, 2012; Patel ve diğerleri, 2015; Shetty ve Guttal, 2012; Taft ve diğerleri, 1996). Yüzeyin topografisinin değiştirilmesinin bağlantı kuvveti üzerindeki etkileri değerlendirilmiş ve birbirinden farklı sonuçlar ortaya çıktığı görülmüştür. Akrilik rezin materyalin silikon elastomerler ile en iyi bağlantısını sağlayan yüzeyin hangisi olduğu konusunda literatürde farklı sonuçlar bulunmaktadır.

Shetty ve Guttal (2012) ısı ile polimerize akrilik rezin ve silikon elastomerin bağlanma dayanımını inceledikleri çalışmalarında, rezin yüzeylere 1,5 mm çap ve 0,5 mm derinlikte retansiyon delikleri, 0,6 mm çapında retansiyon boncukları, düz yüzey olmak üzere 3 farklı yüzey işlemi uygulamışlardır. En yüksek bağlanma dayanımının 1,5 mm çap, 0,5 mm derinlikte retansiyon delikleri hazırlanan akrilik rezin gruplarında görüldüğünü, silikon elastomer materyalin akrilik rezin altyapıda hazırlanan deliklere yerleşip kenetlenmesiyle mekanik olarak tutuculuğun arttırıldığını, tutuculuk için hazırlanan deliklerle yüzey alanının genişletilmesinin bağlantıyı kuvvetlendirdiğini belirtmişlerdir.

Craig ve Gibbons (1961), pürüzlendirilmiş akrilik rezin yüzeylerinde, düz yüzeylere göre yüzey alanı arttığı için mekanik olarak tutuculuğun daha fazla olacağını, pürüzlendirilmiş yüzeylerde, silikon elastomerin bağlanacağı alanın düz yüzeylere göre daha geniş olması sayesinde, yumuşak materyalin mekanik olarak daha fazla tutuculuğunun sağlanacağını, pürüzlülüğünün adeziv bağlantıyı kuvvetlendireceğini bildirmişlerdir.

Bu bulguların aksine, bizim çalışmamızda da tespit ettiğimiz gibi yüzeyin pürüzlendirilmesinin bağlantı kuvvetini arttırmadığını bildiren çalışmalar bulunmaktadır (Haddad ve diğerleri, 2012; Jagger, al-Athel, Jagger ve Volwes, 2002; Patel ve diğerleri, 2015; Taft ve diğerleri, 1996). Çalışmamızda, akrilik rezin altyapı materyallerine hard frezle pürüzlendirme, retansiyon çizgileri ve polisaj olmak üzere 3 farklı yüzey işlemi uygulanmış, yüzey işlemleri sonrası tüm gruplarda yüzey pürüzlülüğü ölçümleri yapılmış ve en yüksek yüzey pürüzlülüğünü, tüm akrilik rezin gruplarında retansiyon çizgileri hazırlanan örnekler, en düşük değeri ise polisaj yapılmış örnekler göstermiştir (Grafik 4.1). Yüzey işlemi uygulanan gruplardaki silikon elastomer-akrilik rezin bağlanma dayanımının sonuçları en yüksek bağlanma dayanımının tüm rezin materyalleri için polisajlı yüzeye bağlanmada olduğunu göstermiştir. Çalışmamızda elde edilen yüzey pürüzlülüğü ve bağlanma dayanımı değerleri arasındaki ilişkinin istatistik analizi yüzey pürüzlülüğü azaldıkça bağlanma dayanıklılığının arttığını göstermiştir. Yüzey pürüzlendirme işleminin bağlantıyı zayıflatmasının sebebi, pürüzlü alanların stres konsantrasyonları oluşturması ve ara yüzde hava veya gaz birikimine neden olmasından kaynaklanabileceği düşünülmektedir (Jagger ve diğerleri, 2002). Benzer şekilde Haddad ve diğerleri (2012), yüzey işlemi uygulamasının bağlanma dayanımını arttırmadığını, çizgilerin olduğu kısımlarda polimerizasyonun eksik olma ihtimalinden dolayı bağlantının etkilenebileceğini bildirmişlerdir. Ancak yüzey pürüzlendirme işlemi dikkatli bir şekilde yapıldığında, düz yüzey ve polisajlı yüzey arasında

düzenli aralıklar bırakıldığında gerilme konsantrasyonunun azaltılabileceği, bağlantının kuvvetlendirilebileceği, ayrıca silikon elastomere, mufla içerisinde eşit basınç uygulanırsa, silikonun akrilik rezin altyapı üzerindeki boşlukları doğru bir şekilde dolduracağı, hava ve gaz birikiminin önlenebileceği de savunulmaktadır (Shetty ve Guttal, 2012).

Taft ve diğerleri (1996) otopolimerize akrilik rezin ve ışık ile polimerize akrilik rezin örneklerde farklı yüzey işlemleri uygulamışlar, yapılan yüzey işlemlerinin bağlantı üzerinde arttırıcı bir etkisi olmadığını bildirmişlerdir.

Çene-yüz protezlerinde protez kitlesini oluşturan silikon elastomer ve altyapı materyali olan akrilik rezin fiziksel ve kimyasal olarak farklı özelliklere sahip 2 materyaldir. Bu 2 farklı yapı arasında iyi bir bağlantı moleküler düzeyde kimyasal bağların sağlanabilmesiyle mümkün olur. Böyle bir bağlantının sağlanabilmesi için primer olarak adlandırılan bağlayıcı ajanlar kullanılır. Primerler rezin altyapının yüzeyini daha organik bir yüzey haline getirerek bu yüzeyin daha ıslanabilir bir yüzey olmasını sağlar ve 2 yüzey arasında kovalent bağlantı kurulabilme potansiyelini arttırır (Patel ve diğerleri, 2015). Çalışmalar, akrilik rezin ve silikon elastomer arasında iyi bir bağlantının ancak primerler kullanılarak sağlanabileceğini kanıtlamıştır (Haddad ve diğerleri, 2012; Patel ve diğerleri, 2015).

Patel ve diğerleri (2015), ısı ile polimerize akrilik rezin örneklere farklı yüzey işlemleri uygulamışlar ve primer kullanımının bağlanma dayanımına etkisini incelemişlerdir. Sıyırılma testi sonrasında, en kuvvetli bağlantının yüzey işlemi yapılmadan primerle bağlantı sağlanan gruplarda olduğunu, primerlerin yüzey ıslanabilirliğini arttırarak silikon elastomer ve akrilik rezin bağlantısını kuvvetlendirdiğini bildirmişlerdir.

Altyapı materyali ve silikon elastomer arasındaki kuvvetli bağlantının; altyapı materyali, silikon elastomer ve primer seçiminin birbirleriyle uyumlu olması durumunda sağlanabildiği belirlenmiştir (Artopoulou ve diğerleri, 2016). Çok sayıda çalışmada primer türünün bağlantıyı etkilediği ve doğru primer-rezin-silikon kombinasyonunun önemli ölçüde yüksek bağlantı dayanıklılığı gösterdiğini ortaya koymuştur (Haddad ve diğerleri, 2012; Hatamleh ve Watts, 2010a; Taft ve diğerleri, 1996). Akrilik rezin altyapılar mevcut primer materyalleriyle birlikte kullanıldıklarında silikon elastomerlerle genel olarak iyi bir bağlantı sağlamışken, titanyum, fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin, poliüretan gibi farklı altyapı

materyallerinde primer seçimi daha kritiktir (Artopoulou ve diğerleri, 2016; Kantola ve diğerleri, 2011; Wang ve diğerleri, 1994).

Kantola ve diğerleri (2011) , çene-yüz protezinde kullanılacak altyapıya kimyasal olarak uyumlu primer seçimi yapıldığında fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin (FRC) ile silikon elastomer bağlantısının yüksek gerilme dayanımı gösterdiğini, FRC materyalinin protezlerde altyapı materyali olarak kullanımının uygun olduğunu bildirmişlerdir.

Wang ve diğerleri (1994), mikrodalga ile polimerize, kuru ısı ile polimerize ve oda ısısında polimerize poliüretan materyallerle silikon elastomerlerin bağlanma dayanımını inceledikleri çalışmalarında sıyrılma testi uygulamışlar ve 2 farklı tipte primer kullanmışlardır. Her 3 poliüretan tipinde de en yüksek bağlanma dayanımı Primer 1205 kullanılan örneklerde görüldüğünü tespit etmişlerdir.

Akrilik rezin türünün ve bağlantı yüzeyine uygulanan yüzey işlemlerinin bağlantı dayanıklılığına etkisinin incelendiği çalışmamızda, kullanılan silikon elastomer için üretici firma tarafından tavsiye edilen primer kullanılmıştır, farklı primerler değerlendirilmemiştir. Geleneksel ısı ile polimerize ve otopolimerize akrilik rezinlerin farklı primerler ile bağlantısı ile ilgili çok sayıda çalışma bulunmaktadır ancak ışık ile polimerize rezin materyalin bağlantısında primer türünün etkisi bilinmemektedir. Çalışmamızda silikon elastomerlerle iyi bağlantı göstermiş olan bu materyalin farklı primerlerle bağlantısının değerlendirildiği çalışmalara ihtiyaç vardır.

Haddad ve diğerleri (2012), çalışmalarında otopolimerize akrilik rezin örneklerin yarısına yüzey işlemi uygulamamış, diğer yarısını pürüzlendirmişlerdir. Akrilik rezin ve silikon elastomerlerin bağlantıları için 2 farklı primer kullanmış, kontrol gruplarında bağlantı için herhangi bir materyal kullanmamışlardır. Uygulanan sıyrılma testi sonucunda, otopolimerize akrilik rezin ve silikon elastomer arasındaki en kuvvetli bağlantının akrilik rezine yüzey işlemi uygulanmamış, Sofreliner Primer kullanılmış gruplarda olduğunu belirtmişlerdir.

Çene-yüz protezi çıkartılırken protez sıkıca tutulur, implantlardan veya ciltten döndürme, sıyırma ve çekme hareketi ile kuvvet uygulanarak uzaklaştırılır. Horizontal ve lateral olarak uygulanan bu kuvvet sıyrılma testi yapılarak taklit edilip değerlendirilebilir (Hatamleh ve

Watts, 2010a, Shetty ve Guttal, 2012). Etki eden kuvvet, silikon elastomer materyalin bağlantı yüzeyi boyunca iletilir. Bununla beraber protezin kullanımı sırasında, silikon-rezin ara yüzüne, makaslama kuvvetleri de etki eder (Hatamleh ve Watts, 2010a, Polyzois, 1996). Çene-yüz protezlerinde kullanılan silikon elastomer ve akrilik rezinin bağlantı dayanımlarını araştırmak için protezlerin maruz kaldığı bu kuvvetlerin taklit edilmesi amacıyla sıyrılma (Haddad ve diğerleri, 2012; Hatamleh ve Watts, 2010a, 2010c; Shetty ve Guttal, 2012) ve makaslama (Hatamleh ve Watts, 2010a, 2010c) testleri yapılmaktadır. Makaslama testleri, örnek kenarlarında stres konsantrasyonuna sebep olmakta, test edilen materyalin özellikleri ve test düzeneğinden etkilemektedir (Della Bona ve Van Noort, 1995; Hatamleh ve Watts, 2010c). Sıyrılma testi ise klinik kullanımda protezin maruz kaldığı kuvvetleri daha iyi taklit etmekte ancak bu testin sonuçları materyalin rijidite ve kalınlığından etkilemektedir (Hatamleh ve Watts, 2010c; McCabe ve diğerleri, 2002).

Çalışmamızda, farklı yüzey işlemleri uygulanmış 3 farklı akrilik rezin materyalinin silikon elastomerle bağlanma dayanımının incelenmesi için ASTM-D903 standardına (ASTM D903-98, 2010) uygun olarak 180° sıyrılma testi kullanılmıştır. Bu testin tercih edilmesinin sebebi çene-yüz protezlerinin dokudan uzaklaştırma sırasında maruz kaldığı kuvvetlerin en iyi taklit edildiği test düzeneği olması ve bu test sırasında uygulanan ayırıcı kuvvetlerin bağlantı yüzeyi boyunca uygun şekilde iletilmesidir (Hatamleh ve Watts, 2010a; Shetty ve Guttal, 2012). Mevcut literatür incelendiğinde sıyrılma testinin akrilik rezin-silikon elastomer bağlantısının değerlendirilmesinde yaygın bir şekilde kullanıldığı görülmektedir (Kosor ve diğerleri, 2015, Haddad ve diğerleri, 2012; Hatamleh ve Watts, 2010a; Patel ve diğerleri, 2015; Shetty ve Guttal, 2012; Taft ve diğerleri, 1996).

Patel ve diğerleri (2015), 2 farklı ısı ile polimerize akrilik rezin örneklerine yüzey işlemleri uygulayarak sıyrılma sayanımını değerlendirdikleri çalışmalarında, en kuvvetli bağlantının yüzey işlemi yapılmadan primerle bağlantı sağlanan gruplarda (DPI; 4,351 N/nm - TRAVELON; 4,826 N/nm) olduğunu bildirmişlerdir. Test örneklerinde hazırlanan yüzey işlemlerinin bağlanma dayanımını azalttığını, en düşük bağlanma dayanımının 80 grit zımpara kağıdıyla yüzey işlemi uygulaması yapılan ve primer kullanılmayan gruplarda (DPI; 0,076 N/nm – TRAVELON; 0,082 N/nm) gözlemlendiğini belirtmişlerdir.

Haddad ve diğerleri (2012), otopolimerize akrilik rezin örneklerine yüzey işlemi uygulamış, iki farklı primer kullanarak bağlanma dayanımını test etmişlerdir. Akrilik rezin ve silikon

elastomer arasındaki en kuvvetli bağlantının akrilik rezine yüzey işlemi uygulanmamış, Sofreliner Primer kullanılmış gruplarda (5,95 N/nm) olduğunu belirtmişlerdir. Ancak ikinci en yüksek bağlanma dayanımı değeri yüzey işlemi uygulanan Sofreliner Primer kullanılan gruba (4,73N/nm) aittir.

Shetty ve Guttal (2012), ısı ile polimerize akrilik rezin örneklerine 3 farklı yüzey işlemi uygulamış, akrilik rezin ve silikon elastomer bağlantısı için 3 farklı primer kullanmışlardır. En yüksek bağlanma dayanımınının 1,5 mm çap, 0.5 mm derinlikte retansiyon delikleri hazırlanan A-330 primer kullanılan akrilik rezin grubunda (6,50 N/nm), en düşük dayanımın ise primer kullanılmayan düz yüzeye sahip akrilik rezin (0,15 N/nm) grubunda görüldüğünü bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızın aksine yüzey işlemleri bağlanma dayanımını arttırmıştır.

Kosor ve diğerleri (2015), fiberle güçlendirilmiş kompozit (FRC), ortodontik akrilik rezin ve ışıkla aktive alifatik üretan akrilatın silikon elastomer (M511) materyale olan bağlantısını 180° sıyrılma testleriyle değerlendirmişlerdir. İkiyüz saatlik ışıkla yaşlandırma işlemi sonrasında en yüksek bağlanma dayanımı ışıkla aktive alifatik üretan akrilat grubunda (0,895N/nm) görülmüştür.

Polyzois ve diğerleri (2015), makaslama testi uygulayarak ısı ile polimerize, ışık ile polimerize ve otopolimerize akrilik rezin materyalin silikon elastomerle bağlanma dayanımını test etmişler, en yüksek bağlanma dayanımınının otopolimerize akrilik rezin (0,131 MPa) ve ışık ile polimerize akrilik rezin (0,136 MPa) gruplarında görüldüğünü bildirmişlerdir.

Silikon elastomer ve akrilik rezin bağlantısını etkileyen farklı kuvvet bileşenlerini değerlendiren bu çalışmalar, farklı materyal kombinasyonları ve uygulama koşulları altında bağlantı dayanıklılığı konusunda bilgi vermektedir ancak test metotlarının ve deney koşullarının farklı olması sebebiyle çalışmaların sonuçlarının birbirleriyle kıyaslanması mümkün değildir.

Çalışmamızda kullanılan akrilik rezin materyallerin silikon elastomerle bağlanma dayanımı değerlendirildiğinde, en yüksek dayanımı ışıkla polimerize akrilik rezin örnekler göstermişlerdir. Isı ile polimerize akrilik rezin ve otopolimerize akrilik rezin grupları

değerlendirildiğinde ise, otopolimerize akrilik rezinlerin bağlanma dayanımı verilerinin daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Çalışmamız sonucunda elde edilen veriler ışık ile polimerize edilmiş ve polisaj uygulanmış akrilik rezin altyapıların silikon elastomerle en kuvvetli bağlantıyı (17,096 N/nm) sağladığını göstermektedir. En düşük bağlantı değerleri hard frezle pürüzlendirilmiş ısı ile polimerize akrilik rezin grubunda (0,511N/nm) tespit edilmiştir. Yüzey pürüzlülüğünün bağlanma dayanımına etkisi incelendiğinde, bütün akrilik rezin materyallerinde en yüksek bağlanma dayanımı değerleri yüzey pürüzlülüğünün en düşük olduğu polisaj uygulanmış gruplarda gözlenmiştir. Bu bulgulara dayanarak çene-yüz protezi klinik uygulamasında akrilik rezin altyapıların polisajlanarak kullanımı tavsiye edilebilir.

Çene-yüz protezlerinin kimyasal, fiziksel ve mekanik özellikleri, ultraviyole ışınları, ısı değişiklikleri, hastaya bağlı faktörler, adeziv kullanımı, kozmetikler, temizleme ajanları ve vücut sıvılarıyla temas nedeniyle zaman içerisinde değişiklik göstermektedir (Eleni, Katsavou, Krokida, Polyzois ve Gettleman, 2009a). Materyal seçimi ve kullanılacak protezin klinik kullanım süresinin belirlenmesi için yapay yaşlandırma işlemi uygulanarak çalışmalar yapılmaktadır. Bu yapay yaşlandırma işlemleri; hızlandırılmış yapay ışıkla yaşlandırma (Dootz, Koran ve Craig, 1994; Hatamleh ve Watts, 2011; Mohite, Sandrik, Land ve Byrne, 1994), sebum solüsyonunda bekletme (Hatamleh ve Watts, 2011; Haug, Andres, Munoz ve Okamura, 1992; Polyzois ve diğerleri, 2000), asidik ve alkalik ortama maruz bırakma (Hatamleh ve Watts, 2008; Haug ve diğerleri, 1992) ve temizleme solüsyonlarında bekletmedir. (Andres, Haug, Munoz ve Bernal, 1992; Eleni ve diğerleri, 2007; Hatamleh ve Watts, 2011) Hızlandırılmış ışıkla yaşlandırma işleminin diğer yaşlandırma işlemlerine göre silikon elastomer materyallerin özelliklerini daha fazla değiştirdiği belirtilmiştir (Hatamleh ve Watts, 2011; Ying, Yi-min ve Long-quan, 2007). Yapay yaşlandırma cihazında gün ışığına ve suya maruz bırakmak, materyallerin primerler aracılığıyla elde edilen bağlantısını bozarken, ışık ve suyla beraber ısı uygulaması da bağlantının bozulmasını hızlandırmaktadır (Eleni ve diğerleri, 2007).

Yaşlandırma işlemleri silikon materyallerin fiziksel ve mekanik özellikleri üzerinde olumsuz etkileri birçok araştırmacı tarafından farklı yaşlandırma koşulları ve süresi boyunca incelenmiş ve olumsuz etkileri bildirilmiştir (Eleni, Krokida ve Polyzois, 2009b; Eleni, Krokida, Polyzois, Gettleman ve Bisharat, 2011; Hatamleh, Polyzois, Silikas ve Watts, 2011). Buna karşın yaşlandırma işlemlerinin akrilik rezin-silikon arasındaki bağlantı

dayanımını arttırabileceğini öne süren kaynaklar da bulunmaktadır. Bunun ışıkla yaşlandırma esnasında , silikon elastomerlerin ısı ve ışığa maruz kalmasıyla polimerizasyonlarını devam ettirdiği için daha iyi bir bağlantı kurmasından kaynaklanabileceği bildirilmiştir (Dootz ve diğerleri, 1994; Polyzois ve diğerleri, 2000).

Hatamleh ve Watts (2010a), silikon elastomerlerin akrilik rezinle olan bağlantısını, 3 farklı primer kullanarak sıyırılma ve makaslama testiyle değerlendirdikleri çalışmalarında yapay yaşlandırma işlemi uygulamışlardır. Sıyırılma testi sonuçlarına göre, yapay yaşlandırma bağlanma dayanımı, Cosmesil Z004 ve A330-G, TechSil S25 ve A330-G kombinasyonlarında artmışken, Cosmesil Z004 ve 611, Cosmesil Z004 ve A304, Cosmesil M511 ve 611 kombinasyonlarında azalmıştır. Makaslama testi sonuçları ise yapay yaşlandırma işlemlerinin Cosmesil Z004 silikon elastomer ve kullanılan 3 primer arasındaki bağlanma dayanımını arttırdığını göstermiştir. Bu veriler doğrultusunda yaşlandırma işleminin bağlanma dayanımına etkisinin uygulanan mekanik teste göre değişiklik gösterebileceğini bildirmişlerdir.

Polyzois ve diğerleri (2015), ışık ile yaşlandırma işleminin ısı ile polimerize, otopolimerize ve ışık ile polimerize akrilik rezin materyallerinin silikon elastomerle olan bağlantısına etkisini makaslama testiyle değerlendirmişlerdir. Örnekleri 546 saat hızlandırılmış gün ışığında yaşlandırma işlemine tabi tutmuşlar, kontrol grubu olarak belirlenen örneklere yaşlandırma işlemi uygulamamışlardır. Yaşlandırma işlemleri sonrasında otopolimerize ve ışık ile polimerize akrilik rezin gruplarında bağlanma dayanımının arttığını belirtmişlerdir.

Çalışmamızda, akrilik rezin ve silikon elastomer materyalin bağlantısının sağlanmasıyla elde edilen örneklere yaşlandırma işlemi uygulanmamıştır. Çene-yüz protezlerinin yapıldığı erken dönemdeki bağlantı dayanıklılığı yanı sıra protezin uzun dönem kullanımı sonrası bağlantının durumunun değerlendirilmesi için klinik koşulları taklit eden yapay yaşlandırma çalışmaları faydalı olacaktır.

Sıyırılma testi sonucunda silikon elastomer materyalin akrilik rezin kaideden ayrılma şekli başarısızlık olarak nitelendirilir. Silikon elastomer ve akrilik rezin arasındaki bağlantıdaki başarısızlık tipleri, adeziv tip ve koheziv tip olmak üzere değerlendirilmiştir. Adeziv tipte başarısızlık; silikon elastomerin akrilik rezinden tamamen ayrılmasıdır. Silikon ve rezin arasında yeterli bağlantı sağlanmadığında materyaller tamamen sıyırılmaktadır. Koheziv

tipte başarısızlık; silikon elastomerin kopma veya yırtılma şeklinde, akrilik rezin yüzeyden ayrılmasıdır. Bu başarısızlık tipinde silikon elastomer ve akrilik rezin arasındaki bağlantıyı ayırmak için gereken kuvvet, silikon elastomerin yırtılma direncinden daha fazladır (Shetty ve Guttal, 2012).

Sıyrılma testi, ayrılma işleminin direkt olarak ölçülebilmesi ve oluşan başarısızlığın kontrollü olarak takip edilebilmesi için en iyi test metodu olmakla birlikte, koheziv tipte başarısızlıklar dikkatli yorumlanmalıdır. Çünkü koheziv başarısızlıklar silikon elastomerin hazırlanması sırasında oluşan küçük hatalar ve boşluklardan kaynaklanabilmektedir (Shetty ve Guttal, 2012). Çalışmamız sonucunda %36,7 kopma ve %26,7 yırtılma olmak üzere en çok koheziv tipte (%63,3) başarısızlık görülmüştür. Isı ile polimerize akrilik rezin gruplarında en sık adeziv tipte (%66,7) başarısızlık görülmüştür. Yüzeyler arasındaki kimyasal bağın zayıflığını düşündüren bu bulgu altyapı materyali olarak polimerizasyonu zahmetli ve zaman alan ısı ile polimerize akrilik rezin yerine otopolimerize ve ışık ile polimerize akrilik rezinlerin tercih edilebileceğini düşündürmektedir. Otopolimerize akrilik rezin gruplarında en sık koheziv tipte (%56,7) başarısızlık bulunmuştur. Ancak bu materyalde bağlantı yüzeyine uygulanan yüzey işlemleri başarısızlık tipini etkilemiştir. Işık ile polimerize akrilik rezin grupların tamamında koheziv tipte(%100) başarısızlık tespit edilmiştir. Bu materyalin yüzey özellikleri ne olursa olsun koheziv tip başarısızlık göstermesi yüzeyler arasında iyi bir bağlantı kurulmuş olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Bu materyalin çene-yüz protezlerinde silikon elastomerlere altyapı materyali olarak kullanımıyla ilgili farklı özelliklerinin değerlendirildiği çalışmaların yapılması yararlı olacaktır.

Başarısızlık tipi yüzeylere göre değerlendirildiğinde; polisaj yapılan tüm gruplarda en sık koheziv tipte (%93,3) başarısızlık kaydedilmiştir. Polisajlı yüzeyin girinti çıkıntılarının az olması, silikon elastomerin akrilik rezin yüzeyle tam olarak temasının sağlanması, muflalama işlemi sırasında silikon elastomer ve akrilik rezin arasında hava-gaz birikimi oluşmaması gibi faktörler sebebiyle iyi bir bağlantı sağlandığı ve başarısızlığın koheziv tipte olduğu düşünülmektedir.

Akrilik rezin silikon elastomer bağlantısının değerlendirildiği çalışmalarda bağlantı dayanımı başarısızlık tipi ile beraber değerlendirilmiştir.

Hatamleh ve Watts (2010a), 3 farklı silikon elastomerin akrilik rezinle olan bağlantısını sıyırılma ve makaslama testiyle değerlendirdikleri çalışmalarında örneklerin yarısına yapay yaşlandırma işlemi uygulamış, diğer yarısını kontrol grubu olarak belirlemiş ve test sonucu oluşan başarısızlık tiplerini kaydetmişlerdir. Sıyırılma testi ve makaslama testinde kontrol gruplarında en çok adeziv tipte (sıyırılma testi %68,9 ve makaslama testi %100), yapay yaşlandırma işlemi sonrasında sıyırılma testi uygulanan örneklerde en çok adeziv (%79,5), makaslama testi uygulanan örneklerde ise koheziv (%84,4) başarısızlık tespit etmişlerdir.

Haddad ve diğerleri (2012), otopolimerize akrilik rezin ve silikon elastomer materyalin bağlanma dayanımını inceledikleri çalışmada, en fazla adeziv başarısızlık görüldüğünü, bunun sebebinin ise, primer ve adeziv kullanılmayan gruplarda kuvvetli bağlantının sağlanamaması olduğunu belirtmişlerdir.

Kosor ve diğerleri (2015), fiberle güçlendirilmiş kompozit (FRC), ortodontik akrilik rezin ve ışıkla aktive alifatik üretan akrilatın ısı ile vulkaize silikon elastomer (M511) materyale olan bağlantısını, makaslama ve 180° sıyırılma testleriyle değerlendirmişlerdir. Sıyırılma testi uygulanan örneklerde %93,3 oranında adeziv, makaslama testi uygulanan örneklerde ise %64,4 oranında koheziv başarısızlık görüldüğünü bildirmişlerdir.



6. SONUÇ

Çalışma sonucunda, ısı ile polimerize akrilik rezin, otopolimerize akrilik rezin ve ışık ile polimerize akrilik rezin materyallere uygulanan yüzey işlemleri sonucunda tüm akrilik rezin materyalleri içinde en düşük yüzey pürüzlülüğü değerleri polisaj yapılan örneklerde, en yüksek yüzey pürüzlülüğü değerleri ise retansiyon çizgileri hazırlanan örneklerde belirlendi. Yüzey pürüzlülüğü değerlerinin yüzey işlemlerinden etkilendiği, materyal farklılığının ise yüzey pürüzlülüğünü etkilemediği belirlendi.

Akrilik rezin-silikon elastomer örneklere sıyrılma testi uygulanarak bağlanma dayanımları değerlendirildiğinde, en yüksek bağlanma dayanımı ışık ile polimerize akrilik rezin örneklerde, en düşük bağlanma dayanımı ise ısı ile polimerize akrilik rezin örneklerde gözlemlendi fakat istatistik olarak anlamlı fark bulunmadı.

Isı ile polimerize akrilik rezin, otopolimerize akrilik rezin ve ışık ile polimerize akrilik rezin materyallere uygulanan yüzey işlemlerinin bağlanma dayanımına etkisi incelendiğinde ise, tüm akrilik rezin gruplarında en yüksek bağlanma dayanımı değerleri polisaj uygulanan örneklerde tespit edildi. Otopolimerize akrilik rezin ve ışık ile polimerize akrilik rezin gruplarında hard frezle pürüzlendirilen örneklerde, retansiyon çizgileri hazırlanan örneklere göre daha fazla bağlanma dayanımı gözlemlendi. Işık ile polimerize akrilik rezin gruplarında ise retansiyon çizgileri hazırlanan örneklerde hard frezle pürüzlendirilen örneklere göre bağlanma dayanımının daha yüksek olduğu bulundu.

Yüzey pürüzlülüğü ve bağlanma dayanımı verilerinin istatistik değerlendirmesinde negatif yönlü bir ilişki olduğu, tüm gruplarda yüzey pürüzlülüğü azaldıkça bağlanma dayanımının arttığı görüldü.

Silikon elastomer ve akrilik rezin materyallerde sıyrılma testi sonrasında görülen başarısızlıklar değerlendirildiğinde en sık koheziv tipte başarısızlık olduğu belirlendi. Isı ile polimerize ve otopolimerize akrilik rezin gruplarında, hard frezle pürüzlendirilen ve retansiyon çizgileri hazırlanan gruplarda en fazla adeziv tipte, polisaj yapılan yüzeylerde ise koheziv tipte başarısızlık tespit edildi. Işık ile polimerize akrilik rezin gruplarında ise tüm yüzey işlemlerinde koheziv tipte başarısızlık gözlemlendi.



KAYNAKLAR

1. Adisman, I. K. (1990). Prosthesis serviceability for acquired jaw defects. *Dental Clinics of North America*, 34(2), 265-284.
2. Ahmad, F., Dent, M., and Yunus, N. (2009). Shear bond strength of two chemically different denture base polymers to relined materials. *Journal of Prosthodontics*, 18(7), 596-602.
3. Akash, R. N., and Guttal, S. S. (2015). Effect of Incorporation of Nano-Oxides on Color Stability of Maxillofacial Silicone Elastomer Subjected to Outdoor Weathering. *Journal of Prosthodontics*, 24(7), 569-575.
4. Al-Athel, M. S., and Jagger, R. G. (1996). Effect of test method on the bond strength of a silicone resilient denture lining material. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 76(5), 535-540.
5. Al-Harbi, F. A., Ayad, N. M., Saber, M. A., ArRejaie, A. S., and Morgano, S. M. (2015). Mechanical behavior and color change of facial prosthetic elastomers after outdoor weathering in a hot and humid climate. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 113(2), 146-151.
6. Ali, I. L., Yunus, N., and Abu-Hassan, M. I. (2008). Hardness, flexural strength, and flexural modulus comparisons of three differently cured denture base systems. *Journal of Prosthodontics*, 17(7), 545-549.
7. Amin, W. M., Fletcher, A. M., and Ritchie, G. M. (1981). The nature of the interface between polymethyl methacrylate denture base materials and soft lining materials. *Journal of Dentistry*, 9(4), 336-346.
8. Anderson, G. P., Bennett, S. J., and DeVries, K. L. (1977). Analysis and testing of adhesive bonds. *New York: Academic Press*, 9, 16, 157.
9. Andreopoulos, A. G., Evangelatou, M., and Tarantili, P. A. (1998). Properties of maxillofacial silicone elastomers reinforced with silica powder. *Journal of Biomaterials Applications*, 13(1), 66-73.
10. Andres, C. J., Haug, S. P., Munoz, C. A., and Bernal, G. (1992). Effects of environmental factors on maxillofacial elastomers: Part I: Literature review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 68, 327-330.
11. Aramany, M. A. (2001). Basic principles of obturator design for partially edentulous patients. Part II: design principles. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 86, 562-568.
12. Arcuri, M. R., LaVelle, W. E., Fyler, E., and Jons, R. (1993). Prosthetic complications of extraoral implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 69(3), 289-292.
13. Arcuri, M. R., and Rubenstein, J. T. (1998). Facial implants. *Dental Clinics of North America*, 42, 161-175.

14. Artopoulou, I. I., Chambers, M. S., Zinelis, S., and Eliades, G. (2016). Peel strength and interfacial characterization of maxillofacial silicone elastomers bonded to titanium. *Dental Materials*, 32(7), e137-e147.
15. Asar, N.V., Yazıcıoğlu, H., Yaluğ, S. ve Yılmaz, C. (2008). İmplant destekli yüz protezleri. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25, 41-49.
16. ASTM D903-98. (2010). Standard Test Method for Peel or Stripping Strength of Adhesive Bonds.
17. Aydın, C., Karakoca, S., and Yılmaz, H. (2007). Implant-retained digital prostheses with custom-designed attachments: a clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 97, 191-195.
18. Aziz, T., Waters, M., and Jagger, R. (2003a). Analysis of the properties of silicone rubber maxillofacial prosthetic materials. *Journal of Dentistry*, 31(1), 67-74.
19. Aziz, T., Waters, M., and Jagger, R. (2003b). Development of a new poly (dimethylsiloxane) maxillofacial prosthetic material. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 65(2), 252-261.
20. Aziz, T., Waters, M., and Jagger, R. (2003c). Surface modification of an experimental silicone rubber maxillofacial material to improve wettability. *Journal of Dentistry*, 31, 213-216.
21. Beydemir, B., ve Dalkız, M. (2007). Çene-yüz protezleri. *Gülhane Askeri Tıp Akademisi Ayın Kitabı 2000*, 7.
22. Bal, B. T., Öztürk, E., ve Karakoca, S. (2007). Maksillofasiyal protezlerin yapımında kullanılan materyallerdeki gelişmeler. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 1:63-68.
23. Balık, A., Özdemir-Karataş, M., Peker, K., Çifter, E. D., Sancaklı, E., and Gökcen-Röhlig, B. (2016). Soft Tissue Response and Survival of Extraoral Implants: A Long-Term Follow-up. *Journal of Oral Implantology*, 42(1), 41-45.
24. Bayrak, Ö. (2007). *Silikon yağı ilave edilen polimetilmetakrilat (pmma) protez kaide materyalinin mekanik ve mikrobiyolojik özelliklerinin araştırılması*, Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 4.
25. Begum, Z., Kola, Z., and Joshi, P. (2011). Analysis of properties of commercially available silicone elastomers for maxillofacial prostheses. *International Journal of Contemporary Dentistry*, 2(4), 1-5.
26. Bellamy, K., Limbert, G., Waters, M. G., and Middleton, J. (2003). An elastomeric material for facial prostheses: synthesis, experimental and numerical testing aspects. *Biomaterials*, 24, 5061-5066.
27. Beumer, J., Curtis, T., and Marunick, M. (1996a). *Maxillofacial Rehabilitation. Prosthodontic and Surgical Considerations*. St. Louis; Mosby, 377-455.

28. Beumer, J., Ma, T., Marunick, M. T., Roumanas, E., and Nishimura, R. (1996b). *Restoration of Facial Defects: Etiology, Disability and Rehabilitation, Maxillofacial Rehabilitation. Prosthodontic and Surgical Considerations*, Canada: Is Hiyaku Euro America Inc, 377-436.
29. Borçbakan, C., ve Akça, Ş. (1970). Maksilla Fasial Protezler. *Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Mecmuası*, 23(5), 1446-1460.
30. 30.Bradley, J. P., and Kawamoto, H. (2007). Craniofacial clefts and hypertolerism in: *Thorne CH (eds) Grabb&Smith's plastic surgery*, 6th ed., Philadelphia:LWW, 268-296.
31. Can, G., Ersoy, A. E., ve Aksu, L. (2014). *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi*. Yurtmim yayıncılık, 103-111.
32. Chalian, A. V., Drane, J. B., and Standish, S. M. (1971). *Maxillofacial Prosthetics. Multidisciplinary practice*. The Williams& Wilkins Co, Baltimore, 133-148, 308-318.
33. Chang, T. L., Garrett, N., Roumanas, E., and Beumer, J. (2005). Treatment satisfaction with facial prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 94, 275-280.
34. Chen, M. S., Udagama, A., and Drane, J. B. (1981). Evaluation of facial prostheses for head and neck cancer patients *Journal of Prosthetic Dentistry*, 46, 538-544.
35. Chung, R. W., Siu, A. S., Chu, F. C., and Chow, T. W. (2003). Magnet-retained auricular prosthesis with an implant-supported composite bar: a clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 89, 446-449.
36. Ciocca, L., Fantini, M., Marchetti, C., Scotti, R., and Monaco, C. (2010). Immediate facial rehabilitation in cancer patients using CAD-CAM and rapid prototyping technology:a pilot study. *Supportive Care In Cancer*, 18, 723-728.
37. Ciocca, L., Maremonti, P., Bianchi, B., and Scotti, R. (2007). Maxillofacial rehabilitation after rhinectomy using two different treatment options: clinical reports. *Journal of Oral Rehabilitation*, 34, 311-315.
38. Conroy, B., and Hultstrom A. (1978). The history and development of a facial prosthetics. *The Dental Technician*, 3, 11-12.
39. Craig, R. G., and Gibbons, P. (1961). Properties of resilient denture liners. *The Journal of The American Dental Association*, 63, 382-390.
40. Craig, R. G., and Powers, J. M. (2002). *Restorative Dental Materials*. 11 ed. St. Louis; CV Mosby, 68-108, 675-80, 186-195.
41. Deba, K., Yunus, N., and Tamrakar, A. K. (2012). Oral&Maxillofacial Prosthetics-II: Materialistic Approach. *Heal Talk*, 4, 18-20.

42. Değirmenci, K., ve Sarıdağ, S. (2015). Çene-yüz protezlerinde kullanılan materyallerin gelişimi ve özellikleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, suppl 13, 166-173.
43. Della Bona, A., and Van Noort, R. (1995). Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded ceramic. *Journal of Dental Research*, 74, 1591-1596.
44. Deng, H. Y., Zwetchkenbaum, S., and Noone, A. M. (2004) Bond strength of silicone to polyurethane following immersion of silicone in cleaning solutions. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 91, 582-585.
45. Diaz-Arnold, A. M., Vargas, M. A., Shaul, K. L., Laffoon, J. E., and Qian, F. (2008). Flexural and fatigue strengths of denture base resin. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 100(1), 47-51.
46. Dootz, E. R., Koran, A., and Craig, R. G. (1994). Physical properties of three maxillofacial materials as a function of accelerated aging. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 71, 379-383.
47. Ebnesajjad, S. (2008). *Adhesives Technology Handbook*. Norwich, NY, William Andrew Inc, 273-275.
48. Dos Reis, H. B., Piras, D. O. J., Pecorari, V. A., Raoufi, S., Abrahão, M., and Dib, L. L. (Baskıda). Extraoral Implants for Anchoring Facial Prostheses: Evaluation of Success and Survival Rates in Three Anatomical Regions. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*.
49. Eleni, P. N., Katsavou, I., Krokida, M. K., Polyzois, G. L., and Gettleman, L. (2009a). Mechanical behavior of facial prosthetic elastomers after outdoor weathering. *Dental Materials*, 25(12), 1493-1502.
50. Eleni, P. N., Krokida, M. K., Frangou, M. J., Polyzois, G. L., Maroulis, Z. B., and Marinos-Kouris, D. (2007). Structural damages of maxillofacial biopolymers under solar aging. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 18(9), 1675-1681.
51. Eleni, P. N., Krokida, M. K., and Polyzois, G. L. (2009b). The effect of artificial accelerated weathering on the mechanical properties of maxillofacial polymers PDMS and CPE. *Biomedical Materials*, 4(3), 035001.
52. Eleni, P. N., Krokida, M., Polyzois, G., Gettleman, L., and Bisharat, G. I. (2011). Effects of outdoor weathering on facial prosthetic elastomers. *Odontology*, 99(1), 68-76.
53. Ekren O. (2009). *Tiksotropik ajanların çene yüz protezlerinde kullanılan silikon materyalinin mekanik özelliklerine etkisi*. (Doktora Tezi), Çukurova Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Adana, 16.
54. Farah, J. W., Robinson, J. C., Koran, A., Craig, R. G., and Hood, J. A. A. (1987). Properties of a modified cross-linked silicone for maxillofacial prostheses. *Journal of Oral Rehabilitation*, 14(6), 599-605.

55. Fletcher-Stark, M. L., Chung, K. H., Rubenstein, J. E., Raigrodski, A. J., and Mancl, L. A. (2011). Shear Bond Strength of Denture Teeth to Heat-and Light-Polymerized Denture Base Resin. *Journal of Prosthodontics*, 20(1), 52-59.
56. Frangou, M. J., Polyzois, G. L., Tarantili, P. A., and Andreopoulos, A. G. (2003). Bonding of silicone extra-oral elastomers to acrylic resin: the effect of primer composition. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 11(3), 115-118.
57. Gary, J. J., and Smith, C. T. (1998). Pigments and their application in maxillofacial elastomers: a literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(2), 204-208.
58. Goiato, M. C., Delben, J. A., Monteiro, D. R., and dos Santos, D. M. (2009a). Retention systems to implant-supported craniofacial prostheses. *Journal of Craniofacial Surgery*, 20(3), 889-891.
59. Goiato, M. C., Haddad, M. F., Santos, D. M. D., Pesqueira, A. A., and Moreno, A. (2010a). Hardness evaluation of prosthetic silicones containing opacifiers following chemical disinfection and accelerated aging. *Brazilian Oral Research*, 24(3), 303-308.
60. Goiato, M. C., Haddad, M. F., Sinhoreti, M. A., dos Santos, D. M., Pesqueira, A. A., and Moreno, A. (2010b). Influence of opacifiers on dimensional stability and detail reproduction of maxillofacial silicone elastomer. *Biomedical Engineering Online*, 9(1), 85.
61. Goiato, M. C., Mancuso, D. N., Ferreira, P. P. M., and Santos, D. M. (2009b). Finger prosthesis: the art of reconstruction. *Journal of the Collage of Physicians and Surgeons- Pakistan*, 19(10), 670-671.
62. Goiato, M. C., Mancuso, D. N., Zuccolotti, B. C., Murakawa, A. C., de Lima, D. C., dos Santos, D. M., and Andreotti, A. M. (2012). Retention and processing methods of nasal prosthesis. *Journal of College of Physicians and Surgeons Pakistan*, 22, 716-719.
63. Goiato, M. C., Pesqueira, A. A., Santos, D. M. D., and Dekon, S. F. D. C. (2009c). Evaluation of hardness and surface roughness of two maxillofacial silicones following disinfection. *Brazilian Oral Research*, 23(1), 49-53.
64. Goiato, M. C., Pesqueira, A. A., da Silva, C. R., Gennari Filho, H., and dos Santos, D. M. (2009d). Patient satisfaction with maxillofacial prosthesis. Literature review. *Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery*, 62(2), 175-180.
65. Gonzalez, J. B. (1978). Polyurethane elastomers for facial prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 39(2), 179-187.
66. Gunay, Y., Kurtoglu, C., Atay, A., Karayazgan, B., and Gurbuz, C. C. (2008). Effect of tulle on the mechanical properties of a maxillofacial silicone elastomer. *Dental Materials Journal*, 27(6), 775-779.

67. Haddad, M. F., Goiato, M. C., Santos, D. M. D., Crepaldi, N. D. M., Pesqueira, A. A., and Bannwart, L. C. (2012). Bond strength between acrylic resin and maxillofacial silicone. *Journal of Applied Oral Science*, 20(6), 649-654.
68. Han, Y., Zhao, Y., Xie, C., Powers, J. M., and Kiat-amnuay, S. (2010). Color stability of pigmented maxillofacial silicone elastomer: effects of nano-oxides as opacifiers. *Journal of Dentistry*, 38, e100-e105.
69. Hasanreisoglu, U., ve Gurbuz, A. (1984). Üst Çene rezeksiyonlarında uygulanan protezler. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 11(2-3), 110-127.
70. Hatamleh, M. M., Maryan, C. J., Silikas, N., and Watts, D. C. (2010). Effect of net fiber reinforcement surface treatment on soft denture liner retention and longevity. *Journal of Prosthodontics*, 19(4), 258-262.
71. Hatamleh, M. M., Polyzois, G. L., Silikas, N., and Watts, D. C. (2011). Effect of extraoral aging conditions on mechanical properties of maxillofacial silicone elastomer. *Journal of Prosthodontics*, 20(6), 439-446.
72. Hatamleh, M. M., and Watts, D. C. (2010a). Bonding of maxillofacial silicone elastomers to an acrylic substrate. *Dental Materials*, 26(4), 387-395.
73. Hatamleh, M. M., and Watts, D. C. (2010b). Effects of Accelerated Artificial Daylight Aging on Bending Strength and Bonding of Glass Fibers in Fiber-Embedded Maxillofacial Silicone Prostheses. *Journal of Prosthodontics*, 19(5), 357-363.
74. Hatamleh, M. M., and Watts, D. C. (2011). Effects of Bond Primers on Bending Strength and Bonding of Glass Fibers in Fiber-Embedded Maxillofacial Silicone Prostheses. *Journal of Prosthodontics*, 20(2), 113-119.
75. Hatamleh, M. M., and Watts, D. C. (2010c). Mechanical properties and bonding of maxillofacial silicone elastomers. *Dental Materials*, 26(2), 185-191.
76. Hatamleh, M. M., and Watts, D. C. (2008). Porosities and bonding of maxillofacial silicone with embedded glass fibre-bundles. *International Journal of Anaplastology*, 2, 9.
77. Haug, S. P., Andres, C. J., Munoz, C. A., and Okamura, M. (1992). Effects of environmental factors on maxillofacial elastomers: part III—physical properties. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 68(4), 644-651.
78. İnternet:Dentsply International.(2013).https://www.dentsply.com/content/dam/dentsply/web/en_US/US_AProsthetics/Removable%20VLC/MSDS/msds-0096-triad--denture-base-material-1-fquqog-en-1501.pdf.
79. International Organization for Standardization. ISO 34-2:2015-08, Rubber, vulcanized or thermoplastic -. Geneva: ISO; 2015.

80. International Organization for Standardization. ISO 37:2015-02, Rubber, vulcanized or thermoplastic -. Geneva: ISO; 2015.
81. International Organization for Standardization. ISO 8510-2:2011-0, Adhesives. Geneva: ISO; 2011.
82. İhsanoğlu, E., Ronan, C. A., ve Günergun, F. (2003). *Bilim tarihi: Dünya kültürlerinde bilimin tarihi ve gelişmesi*. TÜBİTAK, 374-395.
83. İslamoğlu, İ. (1984). Patolojik Veya Travmatik Sebeplerle Kazanılmış Maksiller Defektlerde Protezist Açısından Preoperatif Ve Postoperatif Uygulamalar. *Oral Dergisi*, 1(1), 16-18.
84. İspir, E., ve Serin, S. (2006). Polisiloksanlar ve kullanım alanları, KSÜ. *Fen ve Mühendislik Dergisi*, 9, 46-48.
85. Jagger, R. G., al-Athel, M. S., Jagger, D. C., and Vowles, R. W. (2002). Some variables influencing the bond strength between PMMA and a silicone denture lining material. *International Journal of Prosthodontics*, 15(1), 55-58.
86. Jani, R. M., and Schaaf, N. G. (1978). An evaluation of facial prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 39(5), 546-550.
87. Kantola, R., Lassila, L., and Vallittu, P. (2011). Adhesion of maxillofacial silicone elastomer to a fiber-reinforced composite resin framework. *International Journal of Prosthodontics*, 24(6), 582-588.
88. Kantola, R. M., Kurunmäki, H., Vallittu, P. K., and Lassila, L. V. (2013a). Use of thermochromic pigment in maxillofacial silicone elastomer. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 110(4), 320-325.
89. Kantola, R., Lassila, L. V., Tolvanen, M., and Vallittu, P. K. (2013b). Color stability of thermochromic pigment in maxillofacial silicone. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 5(2), 75-83.
90. Karakoca, S., Aydın, C., Yılmaz, H., and Bal, B. T. (2010). Retrospective study of treatment outcomes with implant-retained extraoral prostheses: survival rates and prosthetic complications. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 103(2), 118-126.
91. Karakoca, S., Aydın, C., Yılmaz, H., and Bal, B. T. (2008a). Survival rates and periimplant soft tissue evaluation of extraoral implants over a mean follow-up period of three years. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 100(6), 458-464.
92. Karakoca, S., Aydın, C., Yılmaz, H., and Korkmaz, T. (2008b). An impression technique for implant-retained orbital prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 100(1), 52-55.
93. Karakoca, S., and Ersu, B. (2009). Attaching a midfacial prosthesis to eyeglass frames using a precision attachment. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 102(4), 264-265.

94. Khamis, M. M., Medra, A., and Gauld, J. (2008). Clinical evaluation of a newly designed single-stage craniofacial implant: A pilot study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 100(5), 375-383.
95. Kheur, M., Sethi, T., Coward, T., Kakade, D., and Rajkumar, M. (2016). Evaluation of the effect of ultraviolet stabilizers on the change in color of pigmented silicone elastomer: An in vitro study. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 16(3), 276.
96. Khindria, S. K., Bansal, S., and Kansal, M. (2009). Maxillofacial prosthetic materials. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 9(1), 2.
97. Kiat-amnuay, S., Gettleman, L., Khan, Z., and Goldsmith, L. J. (2000). Effect of adhesive retention on maxillofacial prostheses. Part I: Skin dressings and solvent removers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 84(3), 335-340.
98. Kiat-amnuay, S., Johnston, D. A., Powers, J. M., and Jacob, R. F. (2005). Color Stability of Dry Earth Pigmented Maxillofacial Silicone A-2186 Subjected to Microwave Energy Exposure. *Journal of Prosthodontics*, 14(2), 91-96.
99. Kiat-amnuay, S., Mekayarajjananonth, T., Powers, J. M., Chambers, M. S., and Lemon, J. C. (2006). Interactions of pigments and opacifiers on color stability of MDX4-4210/type A maxillofacial elastomers subjected to artificial aging. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 95(3), 249-257.
100. Kosor, B. Y., Artunç, C., and Şahan, H. (2015). Adhesive retention of experimental fiber-reinforced composite, orthodontic acrylic resin, and aliphatic urethane acrylate to silicone elastomer for maxillofacial prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 114.1, 142-148.
101. Kutay, O. (1994). Comparison of tensile and peel bond strengths of resilient liners. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 71(5), 525-531.
102. Kurtoğlu, C., ve Uzel, I. (2008). Geçmişten Bugüne Yüz Protez Materyalleri. *Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 11, 140-144.
103. Kurunmäki, H., Kantola, R., Hatamleh, M. M., Watts, D. C., and Vallittu, P. K. (2008). A fiber-reinforced composite prosthesis restoring a lateral midfacial defect: a clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 100(5), 348-352.
104. Lai, J. H., Wang, L. L., Ko, C. C., DeLong, R. L., and Hodges, J. S. (2002). New organosilicon maxillofacial prosthetic materials. *Dental Materials*, 18(3), 281-286.
105. Lemon, J. C., and Chambers, M. S. (2002). Locking retentive attachment for an implant-retained auricular prosthesis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 87, 336-338.
106. Lemon, J. C., Okay, D. J., Powers, J. M., Martin, J. W., and Chambers, M. S. (2003). Facial moulage: the effect of a retarder on compressive strength and working and setting times of irreversible hydrocolloid impression material. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(3), 276-281.

107. Lewis, D. H., and Castleberry, D. J. (1980). An assessment of recent advances in external maxillofacial materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 43(4), 426-432.
108. Lontz, J. F. (1990). State-of-the-art materials used for maxillofacial prosthetic reconstruction. *Dental Clinics of North America*, 34(2), 307-325.
109. Machado, A. L., Breeding, L. C., and Puckett, A. D. (2005). Effect of microwave disinfection on the hardness and adhesion of two resilient liners. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(2), 183-189.
110. Machado, A. L., Puckett, A. D., Breeding, L. C., Wady, A. F., and Vergani, C. E. (2012). Effect of thermocycling on the flexural and impact strength of urethane-based and high-impact denture base resins. *Gerodontology*, 29(2), e318-e323.
111. Maller, U. S., Karthik, K. S., and Maller, S. V. (2010). Maxillofacial prosthetic materials-past and present trends. *Journal of Indian Academy of Dental Specialist Researchers*, 1(2), 25-30.
112. McCabe, J. F., Carrick, T. E., and Kamohara, H. (2002). Adhesive bond strength and compliance for denture soft lining materials. *Biomaterials*, 23(5), 1347-1352.
113. McCabe, JF. (1999). *Dişhekimliği maddeler bilgisi*, 1999. (Çev. Nayır, E.). İstanbul: İstanbul Üniversitesi Basımevi. 7. Baskı, 71-119.
114. Mitra, A., Choudhary, S., Garg, H., and HG, J. (2014). Maxillofacial prosthetic materials-an inclination towards silicones. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 8(12), ZE08- ZE13.
115. Minami, H., Suzuki, S., Ohashi, H., Kurashige, H., and Tanaka, T. (2004). Effect of surface treatment on the bonding of an autopolymerizing soft denture liner to a denture base resin. *International Journal of Prosthodontics*, 17(3), 297-301.
116. Mohite, U. H., Sandrik, J. L., Land, M. F., and Byrne, G. (1994). Environmental factors affecting mechanical properties of facial prosthetic elastomers. *International Journal of Prosthodontics*, 7(5), 479-486.
117. Mugan, N., Tuncer, E. B., Keskin, H., ve Özdemir, T. (1979). İki burun epitezi. *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 12, 281-283.
118. Murata, H., Hong, G., Hamada, T., and Polyzois, G. L. (2003). Dynamic mechanical properties of silicone maxillofacial prosthetic materials and the influence of frequency and temperature on their properties. *International Journal of Prosthodontics*, 16(4), 369-374.
119. Nemli, S. K., Aydın, C., Yılmaz, H., Bal, B. T., and Arici, Y. K. (2013). Quality of life of patients with implant-retained maxillofacial prostheses: a prospective and retrospective study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(1), 44-52.

120. Nishimura, R. D., Roumanas, E., Moy, P. K., Sugai, T., and Freymiller, E. G. (1998). Osseointegrated implants and orbital defects: UCLA experience. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 79(3), 304-309.
121. Nishimura, R. D., Roumanas, E., Sugai, T., and Moy, P. K. (1995). Auricular prostheses and osseointegrated implants: UCLA experience. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 73(6), 553-558.
122. Noort, R. V. (2005). Denture Base Resins. In Parkinson M (Ed.), *Introduction to Dental Materials*, Mosby., (2), 211-220.
123. Okay, D. J., Genden, E., Buchbinder, D., and Urken, M. (2001). Prosthodontic guidelines for surgical reconstruction of the maxilla: a classification system of defects. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(4), 352-363.
124. Öztürk, E. (2009). *Üç farklı çene yüz protezi silikon elastomerinin fiziksel özelliklerinin karşılaştırılması olarak incelenmesi*, Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 1, 9, 10, 12.
125. Parel, S. M., Holt, R., Brånemark, P., and Tjellström, A. (1986). Osseointegration and Facial Prosthetics. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1, 27-29.
126. Patel, H., Ravi Kumar, C. M., Ponnanna, A. A., Bithu, A. S., Shah, K., and Prajapati, S. (2015). The effect of primer on bond strength of silicone prosthetic elastomer to polymethylmetacrylate: An in vitro study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 9(3), 38-42.
127. Patel, M., Skinner, A. R., and Maxwell, R. S. (2005). Sensitivity of condensation cured polysiloxane rubbers to sealed and open-to air thermal ageing regimes. *Polymer Testing*, 24(5), 663-668.
128. Pehlivan, N., Nemli, S. K., ve Karacaer, Ö. (2011). Çene yüz protezleri ve ekstraoral implantlar. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 28(2), 123-129.
129. Peterson-Falzone, S. J., Hardin-Jones, M. A., and Karnell, M. P. (2001). *Cleft palate speech*. St. Louis, Mosby, 16.
130. Philips, R. W. (2013). Prosthetic Polimers and Resins. In *Philip's Science of Dental Materials*, 474-498.
131. Polyzois, G., Pantopoulos, A., Papadopoulos, T., and Hatamleh, M. (2015). Effect of Light Aging on Silicone-Resin Bond Strength in Maxillofacial Prostheses. *Journal of Prosthodontics*, 24(3), 215-219.
132. Polyzois, G. L. (1996). A Comparison of Microwave and Dry-Heat Curing Methods on the Bond Strength of Silicone Facial Materials Applied to Acrylic Resin. *Journal of Prosthodontics*, 5(2), 101-104.
133. Polyzois, G. L. (1995). Effect of interface roughening on the bond strength of silicone facial elastomers to acrylic resin. *Quintessence Journal of Dental Technology*, 18, 207-210.

134. Polyzois, G. L., and Frangou, M. J. (2002). Bonding of silicone prosthetic elastomers to three different denture resins. *The International Journal of Prosthodontics*, 15, 535-538.
135. Polyzois, G. L., and Qilo, G. (1993). Tensile bond strength of maxillofacial adhesives. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 69, 374-377.
136. Polyzois, G. L., Tarantili, P. A., Frangou, M. J., and Andreopoulos, A. G. (2000). Physical properties of a silicone prosthetic elastomer stored in simulated skin secretions. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 83, 572-577.
137. Reisberg, D. J., and Habakuk, S. W. (1995). Hygiene procedures for implant retained facial prostheses. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 74, 499-502.
138. Robert, G. C., and Powers, J. M. (2002). *Restorative Dental Materials* (11. edition). Philadelphia Mosby, Inc, 348-365.
139. Sakaguchi, R. L., and Powers, J. M. (2012). *Craig's Restorative Dental Materials* (13. edition). Philadelphia: Mosby, Inc.
140. Sansoni, G., Cavagnini, G., Docchio, F., and Gastaldi, G. (2009). Virtual and physical prototyping by means of a 3D optical digitizer: application to facial prosthetic reconstruction. *Virtual and Physical Prototyping*, 4(4), 217-226.
141. Saraçoğlu, A., Cura, C., ve Yılmaz, G. (2001). Farklı yüzey aktif maddelerin mumun ıslanabilirliği üzerine etkisi. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 22(1), 63-66.
142. Schaaf, N. G. (1975). Materials in maxillofacial prosthetics. *Dental Clinics of North America*, 19, 347-356.
143. Shah, D., Vaishnav, K., and Agrawal, P. (2014). Materials used in maxillofacial prosthesis: a review. *International Journal of Dental Research*, 4, 1-5.
144. Shetty, U. S., and Guttal, S. S. (2012). Evaluation of bonding efficiency between facial silicone and acrylic resin using different bonding agents and surface alterations. *The journal of advanced prosthodontics*, 4(3), 121-126.
145. Sipahi, C. (2006). İmplant destekli çene-yüz protezlerinde retansiyon prensipleri. *Gülhane Tıp Dergisi*, 48, 119-124.
146. Sweeney, W. T., Fischer, T. E., Castleberry, D. J., and Cowperthwaite, G. F. (1972). Evaluation of improved maxillofacial prosthetic materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 27(3), 297-305.
147. Taft, R. M., Cameron, S. M., Knudson, R. C., and Runyan, D. A. (1996). The effect of primers and surface characteristics on the adhesion-in-peel force of silicone elastomers bonded to resin materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 76(5), 515-518.

148. Takahashi, Y., and Chai, J. (2001a). Assessment of shear bond strength between three denture relining materials and a denture base acrylic resin. *The International Journal of Prosthodontics*, 14, 531-535.
149. Takahashi, Y., and Chai, J. (2001b). Shear bond strength of denture relining polymers to denture base polymers. *The International Journal of Prosthodontics*, 14, 271-275.
150. Taylor, T. D. (2000). *Clinical maxillofacial prosthetics*. Illinois: Quintessence Publishing Co, Inc, 1-2.
151. Thomas, K. F. (1995). Freestanding magnetic retention for extraoral prosthesis with osseointegrated implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 73, 162-165.
152. Tjellström, A., Linström, J., Nylen, O., Albrektsson, T., Branemark, P. I., Birgersson, B., Nero, H and Sylven, C. (1981). The bone-anchored auricular episthesis. *Laryngoscope*, 91(5), 811-815.
153. Tjellström, A., Yontchev, E, Lindström, J and Branemark, P. I. (1985). Five years' experience with bone-anchored auricular prostheses. *Otolaryngology- Head and Neck Surgery*, 93(3), 366-372.
154. Toljanic, J. A., Eckert, S. E., Roumanas, E., Beumer, J., Huryn, J. M., Zlotolow, I. M., Reisberg, D. J., Habakuk, S. W., Wright, R. F., Rubenstein, J. E., Schneid, T. R., Mullasseril, P., Garcia, L. T., Bedard, J. F., and Choi, Y. G. (2005). Osseointegrated craniofacial implants in the rehabilitation of orbital defects: An update of a retrospective experience in the United States. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 94, 177-182.
155. Tran, N. H., Scarbecz, M., and Gary, J. J. (2004). In vitro evaluation of color change in maxillofacial elastomer through the use of an ultraviolet light absorber and a hindered amine light stabilizer. *The Journal of prosthetic dentistry*, 91(5), 483-490.
156. Valauri, A. J. (1992). The history and development of facial prostheses. *Advances in Ophthalmic Plastic and Reconstructive Surgery*, 9, 243-260.
157. Vallittu, P. K. (1999). Flexural properties of acrylic resin polymers reinforced with unidirectional and woven glass fibers. *The Journal of prosthetic dentistry*, 81(3), 318-326.
158. Visser, A., Raghoobar, G. M., Van Oort, R. P., and Vissink, A. (2008). Fate of implant-retained craniofacial prostheses: Life span and aftercare. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 2, 89-98.
159. Wang, R., Collard, S. M., and Lemon, J. (1994). Adhesion of silicone to polyurethane in maxillofacial prostheses. *The International Journal of Prosthodontics*, 7, 43-49.
160. Waters, M. G. J., Jagger, R. G., and Polyzois, G. L. (1999). Wettability of silicone rubber maxillofacial prosthetic materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 81(4), 439-443.

161. Watson, R. M., Coward, T. J., and Forman, G. H. (1995). Results of treatment of 20 patients with implant-retained auricular prostheses. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 10, 445-449.
162. Wolf, B. H., Reitemeier, B. K., Schmidt, A. E., Richter, G. H., and Duncan, G. (2001). In vitro testing of the bond between soft materials used for maxillofacial prostheses and cast titanium. *The Journal of prosthetic dentistry*, 85(4), 401-408.
163. Wright, R. F., Zemnick, C., Wazen, J. J., and Asher, E. (2008). Osseointegrated implants and auricular defects: A case series study. *Journal of Prosthodontics*, 17, 468-475.
164. Yazdanie, N., Mandersen, R. D. (1989). Prosthetic management and rehabilitation of an extensive intraoral and facial defect. *Journal of Prosthodontics*, 2, 550-554.
165. Yazıcıoğlu H, Aytaçoğlu S. (2001). Yüz Protezi Yapımında Kullanılan Materyallerin Sertlik, Çekme Dayanıklılığı ve Uzama Değerlerine Eksternal Boyanın Etkisi. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 18,137-42.
166. Han, Y., Zhao, Y. M., and Shao, L. Q. (2007). Evaluation of mechanical properties of ZY-1 maxillofacial prosthetic materials. *Journal of US-China Medical Science*, 4(1), 30-33.
167. Yontchev, E. (1985). Cranial and maxillofacial epithesis treatment of osseointegrated implants: concepts and principles. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 53, 552-554.



ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, Adı : ÜNVER, Senem
 Uyuğu : T.C.
 Doğum tarihi ve yeri : 01/12/1986 Ankara
 Medeni hali : Evli
 Telefon : 0 (312) 203 41 96
 e-posta : dtsenemuysal@hotmail.com



Eğitim Derecesi	Okul/Program	Mezuniyet Yılı
Diş Hekimliğinde Uzmanlık	Gazi Üniversitesi/ Protetik Diş Tedavisi	Devam Ediyor
Lisans	Ankara Üniversitesi/ Diş Hekimliği Bölümü	2009
Lise	Afyon Süleyman Demirel Fen Lisesi	2004

İş Deneyimi	Çalıştığı Yer	Görev
2009-2010	Muayenehane	Diş Hekimi
2012-devam ediyor	Gazi Üniversitesi	Araştırma Görevlisi

Yabancı Dili

İngilizce

Yayımlar

1. Ünver, S., Bankoğlu Güngör, M., Karakoca Nemli, S. (2012). Dental implantlarda protetik komplikasyonlar (derleme). ADO Klinik Bilimler Dergisi, 6(1):1109-1118.
2. Özyemişçi Cebeci, N., Ünver, S., Nemli, SK. (2014). A comparative study of oral health attitudes and behaviors in dental students. Journal of Dental Applications, 1(1):3-7.
3. Güngör, MB., Nemli, SK., Bal, BT., Ünver, S., Doğan, A. (2016). Effect of surface treatments on shear bond strength of resin composite bonded to CAD/CAM resin-ceramic hybrid materials. Journal of Advanced Prosthodontics, 8(4):259-266.

Kongre Teblięleri

1. Ünver, S., Özyemişçi Cebeci, N., Karakoca Nemli, S. (2013). A Comparative Study of Oral Health Attitudes and Habits of Preclinical and Clinical Dental Students in Ankara, Turkey. FDI Annual World Dental Congress, İstanbul, August 28-31. Poster Sunumu.
2. Ünver, S., Karakoca Nemli, S. (2014). Prosthetic Rehabilitation of Two Patients with Maxillofacial Defect: Two Case Reports. European Prosthetic Association, İstanbul, September 25-27. Poster Sunumu.
3. Ünver, S., Bankoğlu Güngör, M., Doğan, A., Karakoca Nemli, S., Turhan Bal, B. (2015). Marginal and internal fit of CAD/CAM ceramic crowns fabricated from different ceramic blocks. European Prosthetic Association, Prague, September 3-5. Poster Sunumu.
4. Ünver, S., Karakoca Nemli, S., Turgut Çankaya, Z. (2015). Dijital gülüş tasarımı ve CAD/CAM seramik restorasyonlar ile maksiller anterior dişlerin estetik rehabilitasyonu: 2 vaka sunumu. Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği, Antalya. Kasım 12-15. Poster Sunumu.
5. Ünver, S., Bankoğlu Güngör, M., Karakoca Nemki, S., Çaęlar, A. (2016). Ceramic post-core and endocrown restorations for extensively damaged posterior teeth. FDI Annual World Dental Congress, Poznan, September 7-10. Sözlü Sunum.

Kurslar

- 1.13. Deney Hayvanları Uygulama ve Etik Kursu, Gazi Üniversitesi, 28 Mayıs- 7 Haziran 2013, Ankara.



“GAZİ GELECEKTİR..”

