

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

**SİLİKON ESASLI MAKSİLLOFASİYAL PROTEZ MALZEMELERİNİN**  
**ALT YAPI MALZEMELERİNE BAĞLANMA ÖZELLİKLERİNİN**  
**ARAŞTIRILMASI**

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Programı**

**Doktora Tezi**

**Dişhekim**

**Begüm YERÇİ KOSOR**

**DANIŞMAN**

**Prof. Dr. Atilla KESERCİOĞLU**

**İZMİR**

**2015**



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

**SİLİKON ESASLI MAKSİLLOFASİYAL PROTEZ MALZEMELERİNİN**  
**ALT YAPI MALZEMELERİNE BAĞLANMA ÖZELLİKLERİNİN**  
**ARAŞTIRILMASI**

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Programı**

**Doktora Tezi**

**Dişhekimi**

**Begüm YERÇİ KOSOR**

**DANIŞMAN**

**Prof. Dr. Atilla KESERCİOĞLU**

**İZMİR**

**2015**



**DEĞERLENDİRME KURULU ÜYELERİ**

**Adı Soyadı**

**İmza**

**Başkan : Prof. Dr. Atilla KESERCİOĞLU** .....

(Danışman)

**Üye : Prof. Dr. Ahmet ÇAKIR** .....

**Üye : Prof. Dr. Ahmet SARAÇOĞLU** .....

**Üye : Prof. Dr. Ebru ÇAL** .....

**Üye : Prof. Dr. Bora BAĞIŞ** .....

**Doktora tezinin kabul edildiği tarih.....**

## ÖNSÖZ

Doktora hayatım boyunca bana mesleki ve bilimsel olarak her zaman destek olan değerli hocalarım Prof. Dr. Celal Artunç ve Prof. Dr. Atilla Kesercioğlu'na;

Tez çalışmalarım sırasındaki yardımları için değerli hocalarım Prof. Dr. Gökhan Yılmaz ve Prof. Dr. Ahmet Çakır'a;

Her zaman yardıma hazır olarak imdadıma yetişen, fikirleriyle tezimde büyük katkısı bulunan değerli hocam Prof. Dr. Mine Çömlekoğlu'na;

Tezimin mekanik test aşamalarında yardımlarını esirgemeyen Yard. Doç. Mehmet Sarıkanat ve makina mühendisi Zafer Yenier'e;

Doktora sürecimdeki emekleri için değerli hocalarım Prof. Dr. Ahmet Saraçoğlu, Prof. Dr. Ebru Çal, Prof. Dr. Bora Bağış ve Doç. Dr. Muhittin Toman'a;

Doktora sürecinin manevi yükünü kaldırmama her zaman yardımcı olan sevgili arkadaşlarım Dt. Bahar Elter, Dr. Bengisu Yıldırım, Dt. Güzde Yerlioğlu ve Dr. Sena Ünal'a

Her zaman her şartta yanımda olan sevgili annem Zeynep Yerci, babam Koray Yerci ve eşim Davut Kosor'a teşekkürü bir borç bilirim.

Dt. Begüm YERCİ KOSOR

2015- İZMİR

## ÖZET

### Silikon Esaslı Maksillofasiyal Protez Malzemelerinin Altyapı Malzemelerine Bağlanma Özelliklerinin Araştırılması

Çene-yüz bölgesinde doğumsal malformasyonlar, travma, kanser cerrahisi gibi sebeplerle meydana gelen defektlerin protetik rehabilitasyon süreci hem hekim hem de hastayı zorlayan pahalı ve uzun bir süreçtir. İmplant destekli protezlerde kullanılan bar-klipslerin veya magnetlerin sekonderlerini taşıyan ve yüz protezine dayanak sağlayan alt yapı materyalleri ile üst yapıyı oluşturan silikon elastomer arasındaki bağlantı başarısızlıkları klinik açıdan oldukça büyük bir problem oluşturmaktadır. Çene yüz protezleri alanında son senelerde fiber destekli kompozitler alt yapı materyali olarak kullanılmaya başlanmıştır. Bu in vitro çalışmada deneysel fiber destekli kompozit (F) alt yapı materyali ile ortoakril (O) ve ışıqla sertleşen kaide materyali (U) arasında ilave tip silikon elastomere bağlantı açısından fark olup olmadığı 180° soyulma ve makaslama testleriyle araştırılmıştır.

180° soyulma testi için (N=45, n=15/grup) 75×10×3 mm'lik alt yapılar hazırlandı. Aynı boyutta üst yapılarla muflalama işlemiyle primer (G611 platinum primer, Principality Medical, UK) aracılığıyla bağlantı sağlandı. Örnekler Xenotest Alpha test cihazında 200 saat yaşlandırmaya maruz bırakıldı.180° soyulma testi universal test cihazında (Autograph Model AG-IS 100 kN, Shimadzu, Kyoto, Japonya) 10 mm çene hızı ile gerçekleştirildi.

Makaslama testi örnekleri (N=45, n=15/grup), otopolimerizan pembe akrilikten (Duracryl Self Cure, Duradent Erk Dental, Türkiye) silindirik ankastreler içine hazırlandı (25 mm boy×16 mm çap). Üzerlerine 8 mm çap, 3 mm boyundaki silikon elastomerler primer yardımıyla muflalama işleminde bağlandı. Örnekler Xenotest Alpha test cihazında 200 saat yaşlandırmaya maruz bırakıldı.Hazırlanan örnekler çalışmaya özel olarak hazırlanan aparata yerleştirilerek universal test cihazında 10 mm/dk çene hızı ile test edildi. Tüm örneklerdeki ayrılma tipi 10 büyütme büyüteç ile incelenerek adeziv, miks ve koheziv olarak kaydedildi.

İstatistiksel analiz (Kolmogorov- Smirnov, Ki-kare, Anova,  $\alpha=0,05$ ) sonucu ortalama SG (makaslama bağlantı gücü) değerleri incelendiğinde alt yapılar arasındaki makaslama bağlantı gücü farkı O(0,6600±0,0515), U(0,5993±0,5516) ve F(0,6820±0,0553) grupları arasında anlamlı bulunmamıştır ( $p>0,05$ ). Makaslama testi alt grupları arasındaki fark, ayrılma tipi bakımından istatistiksel olarak

anlamlıdır ( $p < 0,05$ ). O grubunda %20 adeziv, %60 miks ve %20 koheziv ayrılma, U grubunda %13,3 miks ve % 86,7 koheziv ayrılma, F grubunda ise % 6,7 adeziv, %6,7 miks ve %86,7 koheziv ayrılma gözlenmiştir. Tüm makaslama test alt gruplarında %4 adeziv, %26,7miks ve %64,4 koheziv ayrılma gözlenmiştir.

180° soyulma testinde ortalama PG (soyulma bağlantı gücü (N/mm)) değerleri incelendiğinde; alt yapılar arasındaki soyulma bağlantı gücü farkı U(0,8953±0,1897) ve F(0,8807±0,2259) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ( $p > 0,05$ ). O(0,3267±0,0952) grubu, U(0,8953±0,1897) ve F(0,8807±0,2259) gruplarından istatistiksel olarak anlamlı oranda düşük bulunmuştur ( $p < 0,05$ ). 180° soyulma testi alt grupları arasında ayrılma tipi açısından fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ( $p > 0,05$ ). O grubunda %100 adeziv ayrılma, U grubunda %100 adeziv ayrılma, F grubunda ise %80 adeziv, %20 miks ayrılma gözlemiştir. Tüm 180° soyulma testi alt gruplarında adeziv ayrılma %93,3, miks ayrılma %6,7 oranında görülmüş, koheziv ayrılmaya rastlanmamıştır.

Yapılan SEM incelemelerinde, adeziv kopma gösteren örneklerde mikron düzeyinde silikon kalıntılarının olduğu gözlenmiştir. Genel olarak silikon kopma yüzeyleri düzensiz görülmüştür.

Bulgular ışığında deneysel fiber destekli kompozit grubunun alt yapı materyallerine alternatif olabileceği gözlenmiştir ancak materyalin ileri tetkikine ve klinik araştırmaya ihtiyaç vardır.

Maksillofasiyal silikonlar; bağlantı kuvveti; altyapı materyalleri



## ABSTRACT

### **The Investigation Of The Bonding Properties Of Silicone Based Maxillofacial Prosthetic Materials To The Framework Materials**

Rehabilitation process of the defects that are in the maxillofacial area caused by congenital malformations, trauma and cancer surgery is an expensive and long challenge both for the prosthodontist and the patient. The bonding failure that occurs between the maxillofacial silicone elastomer and the framework that supports the maxillofacial prosthesis, holds the bar-clips and the magnets that are used in the implant supported maxillofacial prosthesis causes important clinical problems. Recently, fiber reinforced composites are being used as frameworks. In this in vitro study, the bonding is compared with 180° peel test and shear test between experimental fiber reinforced composite (F), orthoacrylic (O) and light cure denture base material (U) frameworks to the additional type silicone elastomer.

For the 180° peel test (N=45, n=15/group), 75×10×3 mm frameworks were produced. The bonding between the same diameters silicone elastomer and the frameworks was made by the flasking process by the aid of the primer (G611 platinum primer, Principality Medical, UK). The specimen were artificially aged in the Xenotest Alpha aging chamber for 200 hours. 180° peel test was carried out in the universal testing machine (Autograph Model AG-IS 100 kN, Shimadzu, Kyoto, Japan) with 10 mm/min crosshead speed.

The shear test specimens (N=45, n=15/group) were prepared in cylindrical fixtures (25 mm length×16 mm diameter) made of autopolymerising acrylic (Duracryl Self Cure, Duradent Erk Dental, Turkey). The silicone elastomer (3 mm length, 8 mm diameter) was bonded with the aid of the primer in the flasking process. The specimen were artificially aged in the Xenotest Alpha aging chamber for 200 hours. The specimen were positioned in the apparatus made for this study and tested with the cross head speed of 10mm/min the universal testing machine. All specimen were inspected with a magnifier (10×) and the failure were grouped as adhesive, mix and cohesive.

The mean SG (shear bonding strength) values of the frameworks were evaluated statistically (Kolmogorov- Smirnov, Chi-square , Anova,  $\alpha=0,05$ ), O(0,6600±0,0515), U(0,5993±0,5516) and F(0,6820±0,0553) were not found significantly different ( $p>0,05$ ). The shear test subgroups' bonding failure type were

significantly different ( $p < 0,05$ ). In the O group, 20% adhesive, 60% mix and 20% cohesive failure, in the U group, 13,3% mix and 86,7% cohesive failure, in the F group 6,7% adhesive, 6,7% mix and 86,7% cohesive failure were observed. In all of the shear test subgroups, 4% adhesive, 26,7% mix and 64,4% cohesive failure were observed.

In the 180° peel test, the mean PG (peel bonding strength) was not found statistically different between the U( $0,8953 \pm 0,1897$ ) and F( $0,8807 \pm 0,2259$ ) groups ( $p > 0,05$ ). The O( $0,3267 \pm 0,0952$ ) group was found statistically lower than U( $0,8953 \pm 0,1897$ ) and F( $0,8807 \pm 0,2259$ ) groups ( $p < 0,05$ ). In the 180° peel test, there wasn't found any difference between the subgroups as the failure type was evaluated ( $p > 0,05$ ). The O group showed 100 % adhesive failure, the U group showed 100% adhesive failure and the F group showed 80% adhesive and 20% mix failure. In all the 180° peel test subgroups, 93,3% adhesive failure and 6,7% mix failure was observed and cohesive failure was not observed.

In SEM analysis, the specimen which showed adhesive failure showed residual silicone. Generally, the silicone failure surfaces were seen irregular.

It is observed that the experimental fiber reinforced composite could be an alternative to the other frameworks but further investigation and clinical studies should be carried out on this new material.

Maxillofacial silicones; bonding strength; substructure materials

## İçindekiler

ÖZET.....	I
ABSTRACT.....	III
İÇİNDEKİLER.....	V
TABLolar LİSTESİ.....	VIII
RESİMLER LİSTESİ.....	IV
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	XIII
GRAFİKLER LİSTESİ.....	XIV
KISALTMALAR LİSTESİ.....	XV
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	2
2.1. Çene- Yüz Protezlerinin Tarihçesi.....	2
2.2. İdeal Yüz Protez Materyalinde Bulunması Gereken Özellikler.....	3
2.3. Yüz Protezi Yapımında Kullanılan Başlıca Materyaller.....	4
2.3.1. Akrilik Rezin.....	4
2.3.2. Akrilik Kopolimer.....	4
2.3.3. Polivinilklorid Kopolimer.....	4
2.3.4. Poliüretan Elastomerler .....	5
2.3.5. Silikon Elastomerler.....	5
2.3.5.1.Yüksek Sıcaklık İle Vulkanize Olanlar (HTV Silikonlar).....	6
2.3.5.2.Oda Sıcaklığında Vulkanize Olanlar (RTV Silikonlar).....	6
2.4. Çene-Yüz Silikon Elastomerlerinin Fiziksel Ve Mekanik Özellikleri.....	7
2.5. Dokuya Adeziv Olarak Tutunan Yüz Protezlerinin Kullanım Süresi.....	8
2.6. Ekstraoral İmplant Destekli Yüz Protezlerinin Kullanım Süreleri.....	8
2.7. Alt Yapı (Retantif Matriks).....	8
2.8. Alt Yapı (Retantif Matriks) Materyalleri.....	9

2.8.1. Akrilik Rezinler.....	9
2.8.2. Dental Kompozitler.....	9
2.8.3. Fiber Destekli Kompozitler (FRC).....	10
2.8.3.1.FRC'nin Güçlendirici Etkisi.....	11
2.8.3.2.FRC'lerin Su Absorbsiyonu.....	12
2.9. Primerler.....	12
2.10. Alt Ve Üst Yapı Arasındaki Adeziv Bağlantı.....	13
2.11. Adeziv Bağlantıların Değerlendirilmesinde Kullanılan Testler.....	13
2.11.1. Soyulma Testi.....	13
2.11.1.1. 180° Soyulma Testi.....	14
2.11.1.2. T Soyulma Testi.....	15
2.11.1.3. Climbing Drum Soyulma Testi.....	15
2.11.1.4. Floating Roller Metodu.....	15
2.11.2. Makaslama Testi.....	16
2.11.3. Çekme Testi.....	16
2.12. Yapay Yaşlandırma (Artificial Aging).....	17
2.13. SEM (Scanning Electron Microscope).....	17
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	19
3.1. Ön Çalışma.....	21
3.2. Örneklerin Eldesi.....	25
3.2.1. Makaslama Test Örneklerinin Hazırlanması.....	26
3.2.2. 180° Soyulma Testi Örneklerinin Hazırlanması.....	39
3.3. Örneklerin Yapay Yaşlandırılması.....	51
3.4. Makaslama Testi .....	55
3.4.1. Makaslama Testi İçin Düzenek Hazırlanması.....	55
3.4.2. Makaslama Test Örneklerinde Ayrılma Tipinin Saptanması...59	
3.5. 180° Soyulma Testi.....	61
3.5.1. 180° Soyulma Test Örneklerinin Test Edilmesi.....	61
3.5.2. 180° Soyulma Test Örneklerinde Ayrılma Tipinin Saptanması.....	63
3.6. İstatistiksel Analiz.....	64
4. BULGULAR.....	65
4.1. Makaslama Testi Bulguları.....	65

<b>4.2. 180° Soyulma Testi Bulguları.....</b>	<b>66</b>
<b>4.3. Ayrılma Tiplerinin Dağılımı.....</b>	<b>66</b>
<b>4.4. SEM Bulguları.....</b>	<b>71</b>
<b>4.4.1 Adeziv Kopma Örneği.....</b>	<b>71</b>
<b>4.4.2 Miks Kopma Örneği.....</b>	<b>73</b>
<b>4.4.3 Koheziv Kopma Örneği.....</b>	<b>75</b>
<b>5. TARTIŞMA.....</b>	<b>77</b>
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....</b>	<b>89</b>
<b>7. KAYNAKLAR.....</b>	<b>90</b>



## Tablolar Listesi

<b>Tablo 1:</b> Çalışmada kullanılan materyaller, üretici firma isimleri ve kimyasal yapıları.....	20
<b>Tablo 2:</b> Makaslama testi uygulanan O, U ve F gruplarının ortalama makaslama bağlantı gücü (N/mm <sup>2</sup> ), standart sapma, %95 güven aralığında alt ve üst sınırlar, minimum ve maksimum değerler.....	65
<b>Tablo 3:</b> Soyulma testi uygulanan O, U ve F gruplarının ortalama soyulma bağlantı gücü (N/mm), standart sapması, %95 güven aralığında alt ve üst sınırlar, minimum ve maksimum değerler.....	66
<b>Tablo 4:</b> Makaslama testi örneklerinin ayrılma tiplerinin dağılımı (adeziv, koheziv, miks).....	67
<b>Tablo 5:</b> Soyulma testi örneklerinin ayrılma tiplerinin dağılımı (adeziv, koheziv, miks).....	67

## Resimler Listesi

<b>Resim 1 :</b> Örnek alt yapısı eldesi için hazırlanan silikon kalıp.....	21
<b>Resim 2:</b> Hazırlanan kalıbın yarısının kompozit ile doldurulması ve kondanse edilmesi.....	22
<b>Resim 3:</b> Kompozit üzerine yerleştirilmiş fiber demeti.....	23
<b>Resim 4:</b> Fiber demetinin üzerinin kompozit ile kaplanması.....	24
<b>Resim 5:</b> Örneğin kalıbın içinden çıkarılmış ve kenarları 60 numara zımpara ile düzeltilmiş hali.....	24
<b>Resim 6:</b> El ile kolayca kırılan dayanıksız fiber destekli kompozit örnek alt yapı.....	25
<b>Resim 7:</b> Ankastre içine hazırlanan tersine konik deliğin üstten görüntüsü.....	26
<b>Resim 8:</b> Ankastre içine hazırlanan tersine konik deliğin yandan görüntüsü.....	27
<b>Resim 9:</b> Basınçlı polimerizasyon cihazı (İvomat IP3, İvoclar Vivadent, Liechtenstein).....	28
<b>Resim 10:</b> Işık cihazına (Unilux AC, Heraeus Kulzer GmbH, Australia) yerleştirilen makaslama test örneklerinin cihaz içindeki görüntüsü.....	29
<b>Resim 11:</b> Işık cihazı (Unilux AC, Heraeus Kulzer GmbH, Australia).....	29
<b>Resim 12:</b> Silan ajanı (Monobond-S, İvoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) ile ıslatılmış fiber lifleri.....	30
<b>Resim 13:</b> İç kısmı kompozit ile kaplanan ankastre içi boşluk.....	31
<b>Resim 14:</b> Fiber liflerinin tabana paralel yerleştirilişi.....	31
<b>Resim 15:</b> Işıklı polimerizasyon cihazı (Bluephase, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein).....	32
<b>Resim 16:</b> Zımparalanmış örnek yüzeyleri (ortoakril grubu).....	32
<b>Resim 17:</b> Zımparalanmış örnek yüzeyleri (ışık ile sertleşen kaide materyali grubu).....	33
<b>Resim 18:</b> Zımparalanmış örnek yüzeyleri (FRC grubu).....	33
<b>Resim 19:</b> Ultrasonik temizleme cihazı (Bandelin Sonorex RK102 Transistor, Bandelin, Walldorf, Almanya).....	34
<b>Resim 20:</b> 8 mm çap ve 3 mm boyundaki mum silindirlerin örnekler üzerine yerleştirilmiş hali (ışık ile sertleşen kaide materyali grubu).....	34
<b>Resim 21:</b> Mum silindirlerin örnekler üzerine yerleştirilişi (FRC grubu).....	35
<b>Resim 22:</b> Vakumlu karıştırıcı (Bego Easy Mix, BEGO, USA).....	35

<b>Resim 23:</b> Örneklerin muflanın alt parçasına alınışı.....	36
<b>Resim 24:</b> Primer (G611 platinum primer, Principality Medical, UK) uygulanmış mufla içindeki örnekler.....	37
<b>Resim 25:</b> Hazırlanmış örnekler (ışık ile sertleşen kaide materyali grubu) .....	38
<b>Resim 26 :</b> Hazırlanmış örnekler (yandan görüş).....	38
<b>Resim 27:</b> Hazırlanmış örnekler (FRC grubu).....	39
<b>Resim 28:</b> PMMA hazır plakadan lazer kesim ile 75×10×3mm boyutunda hazırlanan çubuk.....	39
<b>Resim 29:</b> Elde edilen çubukların düz cam yüzey üzerine siyanoakrilat ile sabitlenmiş şekli.....	40
<b>Resim 30:</b> Hazırlanan silikon kalıp.....	40
<b>Resim 31:</b> Tabakalama tekniği uygulanan ışık ile sertleşen kaide materyali grubu alt yapılarının kalıp içindeki görüntüsü.....	41
<b>Resim 32:</b> Kalıp boyutlarında kesilen tek yönlü fiber demetleri.....	42
<b>Resim 33:</b> Silanlanan fiber demeti .....	43
<b>Resim 34:</b> Bonding ajanı uygulanan fiber demeti.....	43
<b>Resim 35:</b> Kalıbın içine kompozit uygulanması.....	43
<b>Resim 36:</b> Kalıbın içine kompozitin yayılması.....	44
<b>Resim 37:</b> Kalıbın tabanına ve yan yüzeylerine yayılmış kompozitin görünümü....	44
<b>Resim 38:</b> Fiber demetinin kalıba yerleştirilmesi.....	45
<b>Resim 39:</b> Fiber demetinin üzerinin kompozit kaplanması.....	45
<b>Resim 40:</b> Zımpara ile düzeltilmiş örnekler (ışık ile sertleşen kaide materyali grubu).....	46
<b>Resim 41:</b> Zımpara ile düzeltilmiş örnekler (ortoakril grubu).....	46
<b>Resim 42:</b> Teflon bant ile sarılmış örnekler (ortoakril grubu).....	47
<b>Resim 43:</b> Teflon bant ile sarılmış örnekler (ışık ile sertleşen kaide materyali grubu).....	47
<b>Resim 44:</b> Örneklerin üzerine 3 mm kalınlıkta dental mum yerleştirilmiş hali (yandan görünüş).....	48
<b>Resim 45:</b> Örneklerin üzerine 3 mm kalınlıkta dental mum yerleştirilmiş hali (üstten görünüş).....	49
<b>Resim 46:</b> Örneklerin muflaya alınmış hali.....	49
<b>Resim 47:</b> Muflada mum eritme safhasından sonra görünüş.....	50



<b>Resim 48:</b> Örneklerin mufladan çıkarılmış, teflon bantlar sökülmüş ve çapakları temizlenmiş hali (üstten görünüm).....	50
<b>Resim 49:</b> Örneklerin mufladan çıkarılmış, teflon bantlar sökülmüş ve çapakları temizlenmiş hali (yandan görünüm).....	51
<b>Resim 50:</b> 180° soyulma testi örneği. A- serbest silikon bölgesi (50 mm), B-yapışık silikon bölgesi (25 mm).....	51
<b>Resim 51:</b> Xenotest Alpha (SDL Atlas, LLC Rockhill, SC) yaşlandırma cihazı .....	52
<b>Resim 52:</b> Örneklerin üzerine sabitlendiği 2 mm kalınlıktaki PMMA plaka (12×4.5 mm boyutlarında).....	53
<b>Resim 53:</b> Örneklerin plakalar üzerine sabitlenmiş konumu (önden görünüm).....	53
<b>Resim 54:</b> Örneklerin plakalar üzerine sabitlenmiş konumu (arkadan görünüm)....	54
<b>Resim 55:</b> Örneklerin plakalar üzerine sabitlenmiş konumu (yandan görünüm)....	54
<b>Resim 56:</b> Makaslama testi düzeneğinin ön cepheden görünümü.....	56
<b>Resim 57:</b> Makaslama test düzeneğinin arka cepheden görünümü.....	56
<b>Resim 58:</b> Makaslama test düzeneğinin yan cepheden görünümü.....	57
<b>Resim 59:</b> Makaslama test düzeneğinin universal test cihazına bağlanmış hali .....	57
<b>Resim 60:</b> Makaslama testi sırasında arayüzden ayrılmanın başladığı an.....	58
<b>Resim 61:</b> Makaslama testi sırasında arayüzden ayrılmanın bittiği an.....	58
<b>Resim 62:</b> Örneklerde oluşan adeziv kopma.....	59
<b>Resim 63:</b> Örneklerde oluşan miks kopma.....	60
<b>Resim 64:</b> Örneklerde oluşan koheziv kopma.....	60
<b>Resim 65:</b> 180° soyulma testinde örneğin alete sabitlenmesi.....	61
<b>Resim 66:</b> 180° soyulma testinde soyulmanın başlama anı.....	62
<b>Resim 67:</b> 180° soyulma testinin bitiş anı.....	62
<b>Resim 68:</b> 180° Soyulma test örneklerinde adeziv kopma.....	63
<b>Resim 69:</b> 180° Soyulma test örneklerinde miks kopma.....	63
<b>Resim 70:</b> Ortoakrilik grubu adeziv kopma örneği (x35 büyütme), A: Ankastre yüzeyi, B: Ortoakrilik yüzeyi.....	71
<b>Resim 71:</b> Ortoakrilik grubu adeziv kopma örneği (x35 büyütme), A: Ankastre yüzeyi, B: Ortoakrilik yüzeyi.....	72
<b>Resim 72:</b> Ortoakrilik grubu adeziv kopma örneği (x200 büyütme) A: Ankastre yüzeyi, B: Ortoakrilik yüzeyi.....	72
<b>Resim 73:</b> Işık ile sertleşen kaide materyali grubu miks kopma örneği (x35 büyütme).....	73

<b>Resim 74:</b> Işık ile sertleşen kaide materyali grubu miks kopma örneği (x200 büyütme).....	74
<b>Resim 75:</b> Işık ile sertleşen kaide materyali grubu miks kopma örneği (x200 büyütme).....	74
<b>Resim 76:</b> FRC grubu koheziv kopma örneği (x35 büyütme), A: Koheziv kopma gösteren silikon yüzeyi, B: Bağlantı sağlanmamış yüzey hazırlıklı FRC yüzeyi.....	75
<b>Resim 77:</b> FRC grubu koheziv kopma örneği (x35 büyütme).....	76
<b>Resim 78:</b> Ortoakrilik grubu koheziv kopma örneği (x150 büyütme), A: Koheziv kopma gösteren silikon yüzeyi, B: Bağlantı sağlanmamış yüzey hazırlıklı FRC yüzeyi.....	76



## Şekil Listesi

Şekil 1: Makaslama test düzeneğinin sol, ön, sağ, arka ve üst görünüşü.....55



## Grafikler Listesi

<b>Grafik 1:</b> Makaslama ayrılma gücü ( $N/mm^2$ ) ve ayrılma tipi (adeziv, koheziv, mix) arasındaki ilişki.....	68
<b>Grafik 2:</b> Makaslama testi grupları arasında ayrılma tipleri (adeziv, koheziv, miks) ve makaslama ayrılma gücü ( $N/mm^2$ ) ortalaması arasındaki ilişki.....	69
<b>Grafik 3:</b> Soyulma ayrılma gücü ( $N/mm$ ) ve ayrılma tipi (adeziv, miks) arasındaki ilişki.....	70
<b>Grafik 4:</b> $180^\circ$ soyulma testi grupları arasında ayrılma tipleri (adeziv, koheziv, miks) ve soyulma ayrılma gücü ( $N/mm$ ) ortalaması arasındaki ilişki.....	70



## Kısaltmalar Listesi

- FRC:** Fiber destekli kompozit ( Fiber Reinforced Composite)
- PVC:** Polivinil klorit.
- PDMS:** Polidimetil siloksan
- UV:** Ultraviyole
- HTV:** Yüksek sıcaklık ile vulkanize olan (High Temperature Vulcanising)
- RTV:** Oda sıcaklığında vulkanize olan (Room Temperature Vulcanising)
- PMMA:** Polimetilmetakrilat
- MMA:** Metilmetakrilat
- BİS-GMA:** Bisfenol-A glisidilmetakrilat
- BHT:** Butil triksitoluen
- BİS-EMA:** Bisfenol etoksile-A glisidildimetakrilat
- SEM:** Taramalı elektron mikroskobu (Scanning Electron Microscope)
- SG:** Makaslama bağlantı gücü
- PG:** Soyulma bağlantı gücü
- O:** Ortoakrilik grubu
- U:** Işık ile sertleşen kaide materyali grubu
- F:** Fiber destekli kompozit grubu

## 1. GİRİŞ

Estetiğin önemli olduğu günümüzde doğumsal malformasyonlar, baş-boyun cerrahisi veya travma nedeniyle yüz deformitelerine sahip hastalar çoğu zaman toplumdan dışlanmaktadır (1-4). Çene-yüz protezleri orofasiyal defektli birçok hastanın rehabilite edilerek toplumda aktif bir role sahip olmasını sağlamaktadır. Çene-yüz protezine sahip olan hastalar için uygun materyaller, hastaların normal bir hayata adım atmasında önemlidir (5). Bu sebeple, yüz protetik tedavisinin amacı bireylere estetik ve konfor sağlamak, kendilerine güvenlerini ve hayat kalitelerini arttırmaktır (4,6,7).

Cerrahi rekonstrüksiyonlar zor operasyonlardır. Çoğu zaman tatmin edici bir sonuç vermezler (8-10). Yüz protezleri sadece hastanın görünümünü iyileştirmekle kalmaz aynı zamanda erken rehabilitasyona olanak verir, alanın inspeksiyonunu olası kılar, cerrahi ve hospitalizasyon süresini kısaltır, tedavi giderlerini düşürür ve hastanın erken psikososyal reentegrasyonunu sağlar (11).

Çene-yüz protezlerinin yapımında kullanılan silikon elastomerler biyouyumlu olmaları, elastik olmaları ve deri rengine uygun olacak şekilde renklendirilebilmeleri nedeniyle oldukça sık kullanılmaktadır (12-14).

Çene-yüz protezlerinin retansiyonu doku undercutları, adeziv (doku yapışkanları) kullanımı ve günümüzde sıklıkla uygulanan kemik içi implantlar ile sağlanmaktadır.

İmplant destekli çene-yüz protezlerinin retansiyonunda kullanılan bar klipsleri ve magnetleri bir arada tutan retantif altyapıların silikon ile bağlantısı, fonksiyonel yüz protezlerinin başarısı açısından oldukça önemlidir (15).

Çene-yüz protezleri alanında son yıllarda kullanılmaya başlanan fiber destekli kompozitler (FRC) hem dayanıklı bir alt yapı hem de bağlantı sorununa bir çözüm olabileceği olasılığıyla ilgi uyandırmaktadır.

Alt yapıların silikonla olan bağlantıları ve kendi iç dayanımları protezin uzun süreli kullanımı açısından çok önemli olduğu için ve literatürdeki araştırma sayısının kısıtlılığı nedeniyle halen bu konuda çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Literatürde FRC içeren çene-yüz protetik uygulamaları mevcuttur. Ancak ülkemizde çene-yüz defektli hastaların büyük bir kısmının pahalı bir protezi ekonomik olarak karşılayabilmeleri zordur. Bu nedenle FRC'nin kullanımı sınırlanmaktadır.

Çalışmamızda, deneysel FRC'nin silikonla yaptığı bağı ölçülmesi ve diğer alt yapı materyalleriyle karşılaştırılması planlanmaktadır.

Çalışmamızın  $H_0$  hipotezi: Çalışmada kullanılan alt yapı materyalleri arasında çene-yüz protezlerinde kullanılan silikon elastomere bağlantı açısından fark yoktur.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Çene-Yüz Protezlerinin Tarihçesi

Çene-yüz bölgesinde oluşan deformitelerin rehabilitasyonunda kullanılan protezlerin ilk üretim tarihiyle ilgili net bir bilgi mevcut değildir. Arkeolojik kazılarda eski Çin ve Mısır'da 4500 sene öncesine dayanan çene-yüz protezi buluntularına rastlanmıştır (16-19).

Yüz protezlerinden ilkinin Ambroise Pare yapmıştır ve bu tip protezlerin babası olarak anılmaktadır. Yüz protezlerinin yapımını anlattığı Opera isimli bir kitabı da bulunmaktadır. (20)

16. yüzyıldan günümüze Tycho Brache, Pierre Fouchard , William Morton ve John Wesley Hyatt bu konuda çalışmalar yapmıştır (19-22). Tycho Brache'nin kendi yüzünde bulunan deformiteye altın ve gümüş içerikli bir burun epitezi yaptığı bilinmektedir (21).

Pierre Fouchard 'ın çalışmalarıyla çene-yüz protezlerinin gelişimine büyük katkı sağladığı da bilinmektedir (22).

Çene yüz protezlerinde bugün de kullanılan gözlük ile tutuculuk sağlama tekniği Dr. William Morton tarafından 1800'lü yıllarda burun protezi için kullanılmıştır (23).

John Wesley Hyatt tarafından üretilen sellüloz nitrat, 1800'lü yıllarda çene yüz protezlerinde kullanılmaya başlanmış ancak zayıf fiziksel özellikleri sebebiyle çok uzun süreli kullanım bulamamıştır (24).

Yine aynı yıllarda üretilen lastik esaslı bir materyal bu tip protezlerde kullanım alanı bulmuştur ancak kötü kokuludur. Bunun yanında kolay işlenebilirliği ve kırılabilirliğinin az olması da avantajlıdır (24-26).

1930'lu yıllarda vulkanize plastik, metil metakrilat ve plastik de bu tip protezlerin yapımında kullanılmıştır ve göz protezi yapımında cam ve akrilik tercih

edilmiştir (27). Günümüzde hala klinik kullanımda akrilik ve cam, tercih edilen bir göz protezi materyalleri olarak yerini almaktadır.

Bir süre çene-yüz protez materyali olarak kullanılan polivinilklorit (PVC), sağlığı tehdit etmesinden dolayı kullanımdan kalkmıştır (28,29).

1940'lı yıllarda ortaya çıkan silikonlar Barnhart ve ark. tarafından çene-yüz protezlerinde kullanılmaya başlanmıştır (22).

## 2.2. İdeal Yüz Protez Materyalinde Bulunması Gereken Özellikler

- 1) Nontoksik
- 2) Nonallerjenik
- 3) Nonkarsinojenik
- 4) Temizlenebilir
- 5) Adezivlerle uyumlu
- 6) Mikroorganizma oluşumuna dirençli
- 7) Dış ortam şartlarına, lekeler ve vücut sekresyonlarına dirençli olmalıdır (16,30-32).

Çene-yüz protez materyallerinde bulunması gereken fiziksel özellikler (28,33-36):

1) Yırtılma direnci, klinik olarak en önemli fiziksel özelliktir. Polidimetilsiloksan (PDMS) çene-yüz protez materyalinin yırtılma direnci özellikle burun ve göz protezlerinin ince marjinlerinde çok önemlidir (36).

2) Çekme direnci, silikon elastomerin genel olarak direncini ve çekme sonucu görülen uzama protezin esnekliğini gösterir. Bu da protezi dokudan uzaklaştırırken önemlidir (36).

3) Sertlik, esnekliği ölçerken önemlidir. Hastanın kaybolan dokularıyla benzer sertlikte bir materyal tercih edilir (36).

4) Su absorpsiyonu, protez materyalinin yüz dokularından tükürük veya ter emmesi ve yıkama sırasında su çekmesi açısından önemlidir. Absorbe edilen su materyalin fiziksel özelliklerini ve rengini etkileyebilir (36,37).

5) Tükürük tarafından yüzey ıslanabilirliğinin az olması, protez kenarlarının kayganlığının az olmasına ve hasta memnuniyetsizliğine neden olur



(36,38,39). Bu, materyalin düşük yüzey enerjisine ve bu sebeple yüzeyde suyun yayılmasını engellemesine bağlıdır (36,40-42).

## **2.3. Yüz Protezi Yapımında Kullanılan Başlıca Materyaller**

### **2.3.1. Akrilik Rezin**

Defekte komşu dokuların çok az hareketli olduğu vakalarda kullanılabilir. Çünkü rijit bir yapıya sahiptir (43).

Toz ve likitin karıştırılması ile hazırlanır. Toz kısmı polimetil metakrilat, likit kısmı ise metil metakrilattır (43). Ekstresek ve intresek renklendirilebilir. Sıcaklıkla sertleşen tipleri tercih edilir (43). Çünkü rezidüel monomer açığa çıkmaz, rengi daha stabildir ve tersiyer amin aktivatörü bulunmaz (43).

Avantajları dayanıklı ve renginin stabil olması, proteze besleme veya tamir yapılabilmesidir (43).

Dezavantajları ise rijitliği, mufladan çıkarırken alçının kırılması nedeniyle protezin duplike edilememesi ve su absorpsiyonudur (43).

### **2.3.2. Akrilik Kopolimer**

Yumuşak ve elastik olmalarına rağmen zayıf dayanıklılık, zayıf kenar dayanımı, güneş ışığına maruz kaldığında degradasyona uğraması, renklendirmenin zorluğu, bitmiş protezin yüzeyinin yapışkan oluşu, çabuk tozlanması ve kirlenmesi nedenleriyle çok fazla kabul görmeyen bir materyal olmuştur (43).

### **2.3.3. Polivinilklorid Kopolimer**

Polivinilklorid ve plastizer karışımından oluşur. Eskiden çene-yüz protezi yapımında oldukça çok kullanılmıştır (43). Ancak içindeki plastizerin zamanla yok olması renginin ve diğer fiziksel özelliklerin değişmesine neden olur (43). Sekresyonları absorbe eder ve kenarları çabuk yırtılır (43). UV (ultraviyole)

ışınlarına dayanıklı değildir (43). Yüksek sıcaklıklarda polimerize olduğu için metal kalıplara ihtiyaç duyulur (43).

#### **2.3.4. Poliüretan Elastomerler**

Poliüretan elastomerler, molekül başına iki veya daha fazla izosiyanat grubu içeren bir izosiyanatın, molekül başına iki veya daha fazla hidroksi grubu içeren bir polyol ile katalizör varlığında reaksiyonuyla meydana gelir (43). İzosiyanat miktarı son ürünün fiziksel özelliklerini değiştirir (43).

Avantajları; dayanıklılıkları etkilenmeden oldukça elastik üretilibilmeleri, intrinsek ve ekstrinsek renklendirilebilmeleri ve estetik sonuçlar elde edilebilmesidir (43).

Dezavantajları; izosiyanatın neme karşı hassas olması, su kontaminasyonunun kontrol edilmesinin zorluğu, renk stabilitesinin olmaması ve adeziv sistemlerle uyumunun az olmasıdır (43).

#### **2.3.5. Silikon Elastomerler**

Çene-yüz protezlerinde kullanılan silikonlar 2. sınıf silikonlardır ve eksternal kullanım için uygundur (43). Her ne kadar zayıf dayanım, yüksek ağırlık gibi problemleri olsa da günümüzde uygulama rahatlığı ve uygunluk açısından modern bir çene-yüz protez materyali olarak tercih edilmektedirler (44-46).

PDMS yapısında olan yüz silikonlarının kalitesi çok büyük oranda PDMS zincirlerine ve silika dolduruculara bağlıdır. İki komponent arasındaki etkileşim materyalin dayanımını ve kullanım süresini etkiler (28,33-35,47).

Silikonlar, sodyum ve oksijen zincirleri içerirler (48). Bunlar silikon atomlarına değişik organik yan gruplar eklenerek veya moleküler zincirleri çapraz bağlayarak modifiye edilebilirler (48). Organik ve inorganik komponentlerin bir kompozisyonudur (48).

Günümüzde mevcut silikonları iki gruba ayırmak mümkündür; yüksek sıcaklık ile vulkanize olanlar (HTV- High Temperature Vulcanising) ve oda sıcaklığında vulkanize olanlar (RTV- Room Temperature Vulcanising) (48).

Polimerlerin çapraz bağ ile bağlanmalarına ‘‘vulkanizasyon’’ denir (48).

Vulkanizasyon; katalizör veya çapraz bağlayıcı ajanlara bağlı olarak ısı varlığında veya ısı olmadan meydana gelir (48). Bir silika zinciri ve oksijen atomları kullanılarak, bunlara uygun yan zincirler ya da organik radikaller ekleyerek quartz saflığında ve organik plastik esnekliğinde bir materyal elde edilir (48).

### **2.3.5.1. Yüksek Sıcaklık İle Vulkanize Olanlar (HTV Silikonlar)**

HTV silikonlar, kıvam olarak visköz ve hamura benzeyen, beyaz veya opak materyallerdir. Katalizörleri diklorobenzil peroksit, vulkanize ajanları platinum tuzudur (43). Değişik derecelerde doldurucular sertlik ve dayanıklılık derecelerine göre eklenmiştir (43).

Avantajları; mükemmel termal ve renk stabilitesine sahip olmaları ve biyolojik olarak inert olmalarıdır (43).

Dezavantajları; fonksiyonda istenilen elastikliğe sahip olmamaları, kenarların dayanıklılığının az olması ve opak bir görünüme sahip olmalarıdır (43).

HTV silikonlar diğer materyaller arasında en yüksek gerilim dayanımına ( 59,8 kg/cm<sup>2</sup> ) sahiptir (43,49).

HTV silikonlar iki komponentli platinum cure (ilave reaksiyonlu) silikon elastomerlerdir (14,50). Elastomer komponenti içinde PDMS olan bir baz polimer, güçlendirici silika (yüzey işlemi görmüş silika) ve platinum katalizörden oluşur (50). İkinci komponent içinde ise bir dimetilsiloksan polimeri ve bir siloksan çapraz bağ yapıcı vardır (14). Polimerizasyon polisiloksanların ilave reaksiyonu ile çapraz bağlanmasıyla meydana gelir (14). 1 saat 100° sıcaklıkta bekletilmesiyle oluşur (14). Bu tip reaksiyonlar çoğunlukla silil hidrit (-SiH) gruplarının primer polimer zincirlerine bağlı olan vinil gruplarına (-H=CH<sub>2</sub>) eklenmesiyle oluşur (14).

### **2.3.5.2. Oda Sıcaklığında Vulkanize Olanlar (RTV Silikonlar)**

Kondansasyon reaksiyonuyla polimerize olurlar (43). Transludent protezlerin yapımını sağlayan şeffaf solüsyonlar halindedirler (43). Hastanın deri rengine uygun olacak şekilde pigmentlerle renklendirilirler (43).

Avantajları; biyolojik olarak inert ve renklerinin stabil olmaları, yapılarının kolay olması, fiziksel ve kimyasal özelliklerini geniş sıcaklık aralıklarında korumalarıdır (43).

Dezavantajları; kenar dayanımlarının az olması ve pahalı olmalarıdır (43).

#### **2.4. Çene-Yüz Silikon Elastomerlerinin Fiziksel Ve Mekanik Özellikleri**

Günümüzde çoğunlukla kullanılan silikon elastomerleri A-2186 (Factor II Lakeside Arizona), TechSil S25 (Technovent, Leeds UK), Cosmesil M511 ve Cosmesil Z004'tür (Principality Medical, Newport, UK) (36,51-55).

Materyallerin fiziksel ve mekanik özellikleri, formüllerindeki değişik komponentlerden kaynaklanır (36). Bu değişiklikler, silikonun farklı çapraz bağ yapısında (ilave ve kondansasyon reaksiyonu), PDMS'nin moleküler ağırlığında, çapraz bağ dansitesinde ve silika doldurucuların konsantrasyonunda olan farklılıklara bağlıdır (36).

Silikonları karşılaştırmak için yapılan çalışmalarda kullanılan test metotlarının ve şartların çeşitliliğinden dolayı çalışmaları birbiriyle kıyaslamak zordur (36). Çene-yüz protez materyallerin yırtılma dirençleri karışık bir fenomendir (36). Test örneğinin şekline ve testin hızına (çene hızı) bağlıdır (36). Bu sebeple bu materyallerin yırtılma direnci dikkatli bir şekilde değerlendirilmelidir (36). Bu konuda yapılan bütün çalışmalar silikon elastomerlerin mekanik ve fiziksel özelliklerinin özellikle ince kenarların yırtılma direnci, elastikliği ve sertliğinin geliştirilmesi gerektiği konusunda hemfikirdir (36).

Silikonlar günümüzde en çok tercih edilen çene-yüz protez materyallerinden olmasına karşın, fiziksel özellikleri ve rengi çabuk bozulur. Tamir edilmeleri zordur (50,56-58). Yüzey pürüzlülükleri ve mikroskopik pöröziteler nedeniyle bakteriyel kolonizasyona açıktırlar (39,59-62). Yapılan çalışmalar yüksek serbest yüzey enerjisinin daha yüksek seviyelerde bakteriyel ve fungal ataşmana sebep olabileceğini göstermiştir (39,59-62).

Islanma ve yüzey enerjisi arasında ters orantı vardır (39). İdeal bir çene-yüz protez materyalinin hasta konforunu arttırmak için yüksek ıslanabilirliğe sahip olması gerekir (39). Islanabilirliğin fazla olması bakteriyel ataşmanın problemini de

beraberinde getirir (39). Bakteriyeel ataşman, komşu dokularda enflamatuvar reaksiyona neden olur (39).

## **2.5. Dokuya Adeziv Olarak Tutunan Yüz Protezlerinin Kullanım Süresi**

İmplant destekli olmayan yüz protezlerinde, doku undercutlarından ve çevre dokulara yapışmayı sağlayan doku adezivleriyle retansiyon sağlanır.

Ekstraoral implant destekli yüz protezlerinin ömrü adezivler ile tutuculuk sağlanan protezlere oranla daha fazladır. Bu da adezivlerin zaman içinde protez üzerindeki yıpratıcı özelliklerine bağlanmaktadır (63,64). Literatürde kullanım süreleri yaklaşık 6 ay-1 sene olarak bildirilmektedir (63).

## **2.6. Ekstraoral İmplant Destekli Yüz Protezlerinin Kullanım Süreleri**

1970'li yıllardan beri implant destekli yüz protezlerinin estetik sonuçları iyidir (65,66). Kullanılan implantlar iki kısımdan oluşur: 1) Kemik içinde fiksasyon sağlayan implant ve deriyi geçen abutment kısmı 2) Yüz protezin içine gömülü olan retantif sistem. Kullanılan abutmentların bar splint ve manyetik ataşman olarak iki farklı çeşidi vardır (66).

İmplant destekli auriküler ve orbital epitez kullanan hastaların hayat kaliteleri ve memnuniyetleri adeziv tutunan protez kullananlara göre daha fazladır (12,66,67).

Çene-yüz protetik rehabilitasyonda ekstraoral implantların geliştirilmesiyle geleneksel retansiyon metodlarına bağlı dezavantajlar azalmıştır. Hastaların estetik görünümünün, protezin retansiyon ve stabilitesinin iyileşmesi sağlanmıştır (66-70). Literatürde kullanım süreleri 1-1,5 sene olarak bildirilmektedir (142).

## **2.7. Alt Yapı (Retantif Matriks)**

Geniş ekstraoral defektlerin tedavisinde kullanılan silikon materyallerinin alt yapılar ile desteklenmesi gereklidir. Bu destekleme sert akrilik, dental alaşımlar (71) veya son yıllarda çene-yüz protezleri alanında kullanılmaya başlayan FRC ile gerçekleştirilir.

Ayrıca extraoral implantlarla desteklenen yüz protezleri, bar klipsleri veya magnetleri bağlamak için retantif bir matrikse ihtiyaç duyarlar (72). Bu retantif matriks sıklıkla silikon elastomerin bağlanacağı akrilik rezindir (sıcaklık ile polimerize olan, otopolimerizan veya ışıkla sertleşen) (72).

## **2.8. Alt Yapı (Retantif Matriks) Materyalleri**

### **2.8.1. Akrilik Rezinler**

Akrilik rezinlerin otopolimerizan, sıcaklıkla polimerize olan ve ışıkla polimerize olan çeşitleri mevcuttur. Bu akrilik türlerinin, üretilecek olan materyalin cinsine göre kullanım alanları vardır.

Otopolimerizan ve sıcaklıkla sertleşen akrilik türleri PMMA (polimetilmetakrilat) yapıda olup toz ve likit olmak üzere iki komponentlidir. Tozunda PMMA tanecikleri, likitinde ise monomer (MMA) bulunmaktadır. Otopolimerizan akriliklerin tozunda reaksiyonu başlatan inisiyator ilavesi vardır.

Görünür ışıkla sertleşen rezinler üretan dimetakrilat yapıdadırlar. Konvansiyonel PMMA'lara göre daha sert ve daha rijittirler.

İmplant destekli çene-yüz protezlerinde alt yapı materyali olarak akrilik rezin tiplerinden biri tercih edilebilir. Ancak materyal seçiminde dayanıklılık, uzun süreli kullanım, hijyen, uygulama kolaylığı gibi faktörler göz önünde bulundurulmalıdır.

### **2.8.2. Dental Kompozitler**

Dental kompozit rezinler doldurucu olarak kuartz, baryum, cam, kolloidal silika, polimer matriks olarak da BIS-GMA (Bisfenol-A Glisidil Metakrilat) içerirler (73,74). BIS-GMA bis(4-hidroksifenol) ve glisidilmetakrilatın reaksiyonundan elde edilir (73,74). Trietilen glikol dimetakrilat gibi düşük viskoziteli likitler viskoziteyi düşürmek için, BHT ( butil triksitoluen veya 2,4,6-tri-tert-butilfenol) gibi inhibitörler ise prematür polimerizasyonu engellemek için kullanılır (73,74). Polimerizasyon, benzoil peroksit gibi bir termokimyasal başlatıcı veya diş hekimleri tarafından kullanılan ve ultraviyole ışık kaynağına maruz kalınca serbest radikaller

meydana getiren fotokimyasal başlatıcı ile başlatılır (73,74). Diğer tip kompozitlerde BIS-GMA yerine ürean dimetakrilat kullanılır (73,74). Doldurucu parça konsantrasyonu ağırlıkça %33-78 arasında ve boyutları 0.05-50 µm'dir (73,74). Cam doldurucular rezinin polimerizasyonu sırasındaki büzülme ve diş ile kompozit rezin arasındaki termal ekspansiyon katsayısı uyumsuzluğunu azaltır (73,74). Yüksek dayanıklılık ve aşınma direnci sağlar (73,74). Doldurucular ve rezin arasındaki güçlü bağ silan-coupling ajanı tarafından sağlanır (73,74).

### **2.8.3. Fiber Destekli Kompozitler (FRC)**

Fiberler, fiziksel yapılarına göre örgü ve tek yönlü olarak ikiye ayrılırlar. Kimyasal yapılarına göre cam fiber, aramid fiber, polietilen fiber ve karbon/grafit fiber olarak 4'e ayrılırlar (76).

Dental uygulamalarda cam fiberlerin kullanılması silanize cam fiberlerin mono ve dimetakrilatlara olan iyi adezyonundan (76,77) ve iyi estetik özelliklerinden kaynaklanmaktadır (70).

Fiber destekli kompozitler (FRC), 1990'lı yılların sonlarına doğru kullanılmaya başlanmıştır. FRC'nin dental alandaki kullanım yerleri hareketli protezler, sabit parsiyel protezler, periodontal splintler, ortodontik retansiyon splintleri (76,78-81) ve son yıllarda da çene-yüz protezlerindeki alt yapılardır (retantif matriksler) (82).

Son çalışmalar, retantif cam fiber iskelet içeren yüz protezi yapımının mümkün olduğunu göstermiştir (82,83).

Önceleri fiberler değişik dental materyalleri güçlendirmek için kullanılmışlardır (14). FRC'lerin dental ve medikal açıdan uygun materyaller oldukları kanıtlanmıştır (14,84,85).

FRC'nin koheziv dayanımı, fiberlerin polimer matrikse bağlanmasına bağlı olduğundan en uygun fiberler cam fiberlerdir (86). Çünkü polimer matrikse adezyonu fiberlerin silanizasyonu ile sağlanabilir (86).

Bisfenol a glisidil metakrilat (BİS-GMA) , bisfenol etoksile a glisidil dimetakrilat (BİS-EMA) ve ışık aktivatörleri ile ıslanmış tek yönlü e-cam fiber flamanlarından oluşan cam fiber demetleri matriks ile iyi bir bağ yapar (14,55).

### 2.8.3.1. FRC'nin Güçlendirici Etkisi

Çok ince akrilik kullanımı gereken yerlerde sıcaklıkla sertleşen akriliklerin güçlendirilmesi için fiberler yaygın olarak kullanılmaktadırlar.

Akrilik protezlerde, akrilik yapının kırılması, sık rastlanan bir problemdir (14). Bu nedenle akrilik yapının kalınlığının arttırılmasına veya değişik güçlendirme teknikleriyle yapının dayanımının arttırılmasına ihtiyaç duyulmaktadır (14,87).

Hollow bulb obtüratörlerde, ince yan duvarların güçlendirilmesi ve yüz protezlerinde akrilik alt yapının güçlendirilmesi için fiber kullanılmaktadır (14,88).

FRC'den yapılan protezlerin rijitliği ve kuvveti, FRC'nin polimer matrisine ve fiberin tipine bağlıdır (76). Fiberlerin güçlendirme kapasitesi oryantasyonlarına, sayısına, fiberlerin polimer matris rezine olan adezyonuna ve fiberlerin matris rezin ile olan ıslanmalarına göre değişir (76,80).

İçine fiber gömülerek yapılan çene-yüz protezlerinde fiber yüzeyine primer uygulanması silikon elastomer ile adezyonunu, fiberlerin eğilme gücünü ve kırılmaya dirençlerini arttırmıştır (14). Bu sonuç primerlerin kimyasal formüllerinden kaynaklanır (14,89).

Optimal güçlendirme ve polimer matristen fiberlere stres transferi, fiberlerin rezin ile iyi ıslanması ile gerçekleştirilebilir. Islanmanın tam olarak gerçekleşmemesi boşluklardan su absorpsiyonuna neden olur. Bu da FRC'nin mekanik özelliklerini düşürür (76,90). Bu boşluklar oksijen rezervuarlarıdır (76,91) ve polimer matrisin radikal polimerizasyonunu inhibe ederler (76). Boşluklar FRC'nin kuvvetini düşürür ve rezidüel monomer içeriğini arttırır (76,92). Komşu dokularda iritan reaksiyonlara yol açabilir.

FRC'nin fotopolimerizasyonunda, esneklik özellikleri ve monomer değişimi üzerinde ışık yoğunluğunun, ışığa maruz kalma süresinin ve polimerizasyon sıcaklığının etkisi vardır (76,93,94). Fiber sayısının artışıyla esneme dayanımının lineer ilişkisi çalışmalarda gösterilmiştir (76,95).

Fiberler mekanik olarak dayanıklı bir kompozit elde etmek için tanecikli dolduruculardan daha etkilidir (76). Fiberlerin yardımıyla materyalin yüke karşı dayanımı arttırılabilir (76). Tek yönlü fiber destekli kompozitler, metallere karşılaştırıldığında kuvvet fiberler boyunca verildiğinde metallere benzer güç ve sertlik gösterirler ve metallere oranla ağırlıkları çok azdır (76). Tek yönlü FRC'nin anizotropik yapısı nedeniyle, değişik yönlerde değişik fiziksel özellik



göstermektedirler (76). Bu sebeple FRC'den imal edilecek materyalin çok iyi dizayn edilmesi gerekmektedir (76). Tek yönlü fiberler, kompoziti en iyi gerilim tarafında yerleştiklerinde kuvvetlendirirler (76,96). Kompozitteki fiber içeriği arttıkça kompozitin güç ve elastiklik modülüsü de artmaktadır (76,97).

### **2.8.3.2. FRC'lerin Su Absorbsiyonu**

FRC'lerdeki su absorpsiyonu yapılan araştırmalarda incelenmiş ve esneme özelliklerinin suya maruz kalma sonrasında azalması iki faktöre bağlanmıştır (82). Bunlardan birincisi polimer matriksin su molekülleri tarafından plastizasyonudur (82). İkincisi ise su moleküllerinin fiber-polimer matriks bağlantısını bozmasıdır. Bu da FRC'nin gücünde irreversibl bir azalmaya yol açar (82). Bu destrüksiyon, polimer matriks ile cam fiber arasında silan ile gerçekleştirilen bağın, fiber yüzeyinden oksitlerin sızması sebebiyle bozunmasıdır (76,97).

### **2.9. Primerler**

Yüz protezlerinde kullanılan silikon elastomerler dimetil siloksan polimerleridir. PMMA rezinin ve FRC'nin kimyasal yapısından farklıdır (14). Bu farklı materyaller arasındaki bağ protezin ömrü, fonksiyonu ve hijyeni açısından oldukça önem taşır. Günümüzde alt yapı ile üst yapı arasındaki bu adezyonu sağlamak için primerler kullanılmaktadır (72).

Piyasada alt ve üst yapı arasındaki bağlantıyı kuvvetlendiren primerler bulunmaktadır (5,98). Yapılan çalışmalar, arada güçlü bir bağlantı sağlanabilmesi için primer ve silikonların uyumlu olması gerektiğini belirtmektedir (5,99).

Adeziv primerler, hem silikon hem de rezin materyaller ile reaksiyona giren bir adeziv monomer ve bir organik solventten oluşur (5,100). Yüzeyi asitleyerek veya hidrojen bağlanmasını ve kovalent çiftleşmesini teşvik ederek, substratın ıslanabilirliğini arttırarak ve polimerik içerik ile yüzey tabakasını ıslatarak aktive ederler (14,101). Ayrıca silan coupling ajanları direkt -Si-C- bağları olduğu için kimyasal olarak üç hidroliz edilebilen alkoksi grubu olan organo-fonksiyonel trialkoksilan esterleridir (14,102).

## **2.10. Alt Ve Üst Yapı Arasındaki Adeziv Bağlantı**

Silikon elastomerlerin akrilik, poliüretan (15), titanyum (71), ve FRC (82,103,104) gibi materyallere bağlantıları fonksiyonel yüz bir protez için silikon elastomerin kendi iç dayanımı kadar önemlidir (5).

Kullanımda yüz protezlerinde sıklıkla renk stabilitesinin ve mekanik özelliklerin bozulması ve silikonun akrilik bazdan ayrılması sorununa rastlanır (14,105,106). Bu sorun birkaç faktöre bağlı olabilir. Bunlar vücut sekresyonları, hava şartları ve mikroorganizmaların adezyonudur (14,107). Ayrıca agresif temizlik teknikleri de bağlantıyı bozabilir ve protezin ömrünü azaltabilir (14,107).

Klinik kullanım sırasında altyapıyla silikon arasındaki bağlantıyı etkileyen kuvvetlerin hastanın protezi magnetlerden veya barlardan ayırmak için silikonu tuttuğu sırada veya protezin temizliği sırasında oluştuğu düşünülmektedir (14,104).

Taranabilen literatürde magnetlerin çekim kuvvetlerinin 7.2 N (14,108), Magna-Cap ataşmanların 3-10 N (Magna-Cap Attachments, Technovent, Leeds, UK) olduğu belirtilmiştir. Barların ise çekim kuvvetleri 5-7 N arasındadır (14,109).

Yapılan çalışmalarda fiberler ve silikon elastomer arasındaki bağı bozmak için gerekli olan çekme kuvvetinin 13.63-15.49 N (14,110) arasında olduğu ve eskitme uygulandıktan sonra ise 10.37-19.67 N (14,82) olduğu belirtilmiştir. Bu değerlere bakıldığında, magnetler ve barların sağladığı kuvvetten fazla gözükmektedirler.

Akrilik ve yüz protezlerinde kullanılan silikonlar arasındaki bağlantı gücünü inceleyen daha fazla araştırmaya ihtiyaç vardır.

## **2.11. Adeziv Bağlantıların Değerlendirilmesinde Kullanılan Testler**

### **2.11.1. Soyulma Testi**

Soyulma testleri adeziv bağlantıların araştırılmasında ve adezivlerin geliştirilmesinde önemli rol oynar (111-113). Soyulma dayanımı, bağlantı alanı boyunca progresif olarak iki adherentin ayrılması için gerekli olan ve test örneğinin genişliğinin birim uzunluğuna düşen ortalama kuvvet olarak tanımlanır (113).

Adezyon , ince adheren bir tabakanın rijit bir substrattan veya aynı şekilde ince bir tabakadan soyulmasıyla ölçülür (113).

Soyulma testlerinin en büyük dezavantajı, esnek aderentlerin aşırı uzamasının adeziv/adherent arayüzündeki başarısızlığa katkıda bulunmasıdır (113).

Soyulma testlerini şöyle sıralamak mümkündür (113):

2.11.1.1.180° soyulma testi

2.11.1.2.T-soyulma testi

2.11.1.3.Climbing drum soyulma testi

2.11.1.4.Floating roller metodu

### **2.11.1.1. 180° Soyulma Testi**

180° soyulma testi, esnek bir materyal ile rijit bir materyal arasındaki adeziv bağlantıyı değerlendirmek için kullanılır. Üniversal test cihazının bir çenesine rijit substrat tutturulurken diğer çenesine ise yumuşak substrat 180° çevrilerek tutturulur. Tam 180°'lik bir açıyla gerilme kuvvetine maruz bırakılır. Kuvvet bağlantı yüzeyine paralel olarak verilir. ISO 8510-2 numaralı standart bu test yöntemi ile ilgili bilgi vermektedir (114).

Test örneklerini cihaza tutturmaya yarayan aparatın çenelerinden biri rijit substratı çok sıkı bir şekilde tutabilmeli, diğeri ise yumuşak substratı tutup kuvvetin tam paralel olarak verilmesini sağlayabilmelidir (67).

Test örneklerinin hazırlanmasında metallerin 1,5 mm, plastiklerin 1,5 mm, tahtanın 3 mm ve lastiklerin 2 mm kalınlığında olması önerilmektedir. Ancak örneklerde kullanılacak materyallere göre değişiklikler yapılabilir (114).

Rijit adherent genişliği  $25 \pm 0,5$  mm ve minimum uzunluğu 200 mm olmalıdır (114).

Esnek aderent irreversibl boyutsal değişiklik olmadan 180° geriye doğru yatırılabilir olmalıdır. Boyu 350 mm'den kısa olmamalıdır. Genişliği ise rijit aderentle aynı veya yıpranmaya açıksa 5'er mm her taraftan daha geniş olmalıdır (67).

Yüz protezlerinde kullanılan silikon elastomerlerin alt yapıya olan bağlantılarını araştırmada (68) ve yumuşak astar malzemelerinin akrilik protez kaidesine yapışmalarının incelenmesinde (115) kullanılmaktadır.

### **2.11.1.2. T soyulma Testi**

Bu testin ana amacı, esnek adherentler arasındaki adeziv bağlantının rölatif soyulma dayanımının T şeklindeki örneklerle belirlenmesidir (113).

Buradaki esnek terimi adherentin kırılmadan veya çatlamadan 90° eğilebilme yeteneğinin olmasını tanımlar (113). Genellikle ince alüminyum alaşımlarının test edilmesinde kullanılır (113).

Çene hızı genel olarak metallerde 100 mm/dk ve diğer aderenlerde 10 mm/dk olarak ayarlanır (113). Birim uzunluk/genişliğe düşen ortalama soyulma yükü soyulma kuvveti olarak tanımlanır (113). En azından grup başına 5-10 arasında örnek kullanılmalıdır (113).

### **2.11.1.3. Climbing Drum Soyulma Testi**

Bu test ;

a) Rölatif olarak esnek bir adherent ile rijit bir adherent arasındaki ve

b) Sandviç şeklindeki bir yapının rölatif olarak esnek kaplaması ve onun

alt yapısı arasındaki adeziv bağlantıların soyulma dayanımlarını belirlemek için geliştirilmiştir (113):

Test, ince metal bir şeritin kalın bir şeritten, ince şeritin bir silindir etrafına sarılarak soyulmasından ibarettir (113). Silindire tork kuvveti, silindir etrafına sarılı olan şeritlerin aşağı çekilmesiyle verilir (113).

Bu test yöntemi sıklıkla sandviç şeklindeki yapıların kaplamaları ile altyapıları arasındaki bağlantı kuvvetini belirleme için kullanılır. Özellikle adherent yüzey hazırlığına hassastır (113).

### **2.11.1.4. Floating Roller Metodu**

Floating roller yöntemi bir rijit ve bir esnek adherent arasındaki adeziv bağın soyulma kuvvetini belirlemek için geliştirilmiştir (113). ASTM D 3167 standardı esnek aderenin kalınlığının 0,63 mm, rijit aderenin ise 1,63 mm olması gerektiğini,

BSI ise esnek aderentin 0,5 mm, rijitin ise 1,6 mm kalınlıkta olmasını önermiştir (113).

Çene hızı normalde 100 mm/dk veya daha hızlı olarak ayarlanır (113). T-soyulma testindeki gibi, soyulma kuvveti birim alan başına düşen ortalama soyulma yükü olarak hesaplanır (113). Her test grubundan en az 5 tane örnek hazırlanması tavsiye edilir (113).

Test fikstürü diğer testlere göre daha pahalıdır (113).

### **2.11.2. Makaslama Testi**

Adherentler arasındaki yük transferi en efektif olarak makaslama stress transferi ile gerçekleşir (113).

Makaslama kuvveti şu yöntemlerle incelenebilir (113):

1. Lap joints
2. V-noched beam
3. Arcan
4. Silindirik butt jointin torsiyonu
5. Kalın Adherent
6. Peçete Yüzüğü
7. Skin Doubler

### **2.11.3. Çekme Testi**

Adeziv üreticileri bu test metodunu farklı adezivlerin özelliklerini karşılaştırmak için kullanırlar (113). Test, rijitlik modülüsü, elastiklik ve Poisson oranı hakkında bilgi sağlar (113). Ortalama kuvvet, başarısızlık anında uygulanan kuvvetin bağlantı yüzeyine bölünmesiyle hesaplanır (113). Örnekler yuvarlak veya kare kesitli hazırlanabilir (113). Bu test adezivin çok ince olduğu örnekler için uygundur (113).

## 2.12. Yapay Yaşlandırma (Artificial Aging)

Polimerler üzerinde degradasyona neden olan ana iklim karakterleri güneş ışığı, sıcaklık, nem, rüzgar, toz ve kirleticilerdir (116). Eskime foto-oksidadif bir ataktır ve oksijen ve gün ışığının kimyasal yapı üzerindeki kombine etkisidir (116).

Silikon elastomerlerin yaşlandırılmalarıyla ilgili çeşitli yapay yaşlandırma yöntemleri kullanılmıştır. Bunlar arasında hızlandırılmış gün ışığı yaşlandırması (14,50,117), sebum solüsyonuna batırma (14,32,118) , asidik ve alkali ortamlarda bulundurma (14,118), ve temizleme solüsyonları (14,107,119) vardır.

Hızlandırılmış gün ışığı yaşlandırmasının diğer yaşlandırma türlerine göre silikonların özelliklerini daha hızlı ve daha büyük miktarlarda değiştirdiği bildirilmiştir (14,120).

Silikon, cam fiber ve primerler arasındaki etkileşim hidrojen bağları, dipol-dipol bağları ve Van Der Waals kuvvetlerini içerir ve materyaller arasındaki bağ dayanımını kuvvetlendirir (14,107). Örneklerin eskitme aletinde suya ve gün ışığına maruz kalması, primer grupları tarafından oluşturulan etkileşimleri bozar ve bu da silikon, primer ve cam fiberler arasındaki bağ dayanımının azalmasıyla sonuçlanır (14). Ayrıca, eskitme aletindeki sıcaklık da bağların bozunmasını hızlandırabilir (14,107).

## 2.13. SEM (Scanning Electron Microscope)

Elektron mikroskopları sınıfına giren ve odaklanmış elektron ışınları ile görüntü veren sisteme taramalı elektron mikroskobu (scanning electron microscope-SEM) denir (121). Bir nanometreden daha iyi çözünürlükte görüntü elde edilebilen SEM'de, örneğin yüzeyi ile etkileşime geçen elektronlardan elde edilen sinyaller ile bilgi toplanır (121). Yüksek vakumlu, düşük vakumlu ve nemli koşullarda inceleme yapılabilir (121,122).

Mc Mullan ile başlayan SEM çalışmalarını 1937 senesinde Manfred von Ardenne'in çalışmaları izlemiştir (121). Daha sonraki yıllarda ise Zworkykins ve Charles Oatley'in çalışmaları ile gelişme kaydedilmiştir (121,122-124).

SEM'in ayırım gücü, odak derinliği ve de görüntü analizi birleştirme özellikleri, bilimsel araştırmalarda kullanımını arttırmıştır (121,125,126).

Taramalı elektron mikroskopunda, incelenecek olan örnek, manyetik lensler ile inceltiren elektron demetleri ile vakumlu bir ortamda taranır (121). Bu sayede yüksek çözünürlüklü resimler elde edilmesi sağlanır (121). SEM’de örnek yüzeyinde elektron demetinin isabet etmesiyle oluşan ışımlar ve geri yansıyan elektron miktarı sayılır ve bu sayede resim ortaya çıkar (121). Bu işlem sırasında sayılan elektron grupları ikincil elektron yansımaları, geri yansımaya uğramış elektronlar, karakteristik x ışınları ve Auger elektronlarıdır (121,124,126,127).

Taramalı elektron mikroskoplarında cisimler 10-500.000 kez büyütülebilir (121). Transmisyon elektron mikroskoplarında büyütme objektif merceklerin büyütme gücü ile yapılırken, SEM’de x ve y tarama bobinlerini destekleyen akım veya x ve y deflector plakayı destekleyen voltaj ile yapılır (121,128).

SEM’de örnek yüzeylerinin incelenebilmesi için yüzey kısmında iletken olması ve elektrostatik şarj kümülasyonu olmaması için topraklanması gerekir (121). Örnekler ancak bu ön hazırlıklar yapıldıktan sonra incelenebilir (121,128).

SEM’de yüzey yapısı geniş bir büyütme aralığında incelenebildiği için çeşitli mekanik testler sonucu yüzeylerde oluşan ayrılma tipi ve özellikleri belirlenebilir (121).

Bilimsel araştırmalarda sıklıkla tercih edilme sebebi yüksek çözünürlük elde edilebilmesi ve detay vermesidir (121).

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada kliniğimizde yüz protez yapımında kullandığımız, güncel silikon elastomerlerinden HTV tipi bir silikona, 3 ayrı altyapı materyali primer yardımıyla bağlanmış ve hazırlanan örnekler üzerine aşağıdaki testler uygulanmıştır.

- a) Makaslama testi
- b) 180° Soyulma Testi

Çalışmada kullanılan malzemeler, üretici firma isimleri ve kimyasal yapıları Tablo 1’de gösterilmiştir.

Çalışmada %95 güven aralığında, 0,90’lık ayırt etme gücü elde edebilmek için test edilmesi gereken en az örnek sayısını belirleyebilmek için Ege Üniversitesi Biyoistatistik ve Tıbbi Bilişim Anabilim Dalı’nda literatürdeki benzer çalışmalar esas alınarak G\*Power 3.10 programı (129) ile güç analizi (power analizi) uygulandı ve 0,90’nın üzerinde ayırt etme gücü elde edebilmek için her alt grupta en az 10 örnek kullanılması gerektiği belirlendikten sonra örnek hazırlama aşamasına geçildi.



<b>MARKA ADI</b>	<b>ÜRETİCİ FİRMA</b>	<b>KİMYASAL İÇERİK</b>
<b>Cosmesil M511</b>	Technovent Co.,UK	Vinil sonlanan silikon sıvısı içinde silika partikülleri dispersiyonu
<b>Duracryl Ortho</b>	Duradent Erk Dental, Türkiye	PMMA
<b>Leaddent Kompozit</b>	Hamle tıbbi cihazlar ve malzemeleri, Türkiye	Bis-GMA, pigment, katkı mad., katalizör, ağırlıkça %83 doldurucu
<b>Heliobond</b>	İvoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein	%60 Bis-GMA %40 trietilen glikol dimetakrilat
<b>Monobond-S</b>	İvoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein	Silan metakrilatın alkol solüsyonu
<b>Tek yönlü cam fiber</b>	Şişecam Cam Elyaf Sanayii A.Ş. Türkiye	E-cam fiber
<b>Cavex LC Dental Tray</b>	Cavex, Hollanda	Alifatik ürethan akrilat
<b>Durasep model izolatörü</b>	Duradent Erk Dental, Türkiye	Sodyum aljinat Formaldehit Sodyum tripolifosfat
<b>G611 Platinum Primer</b>	Technovent Co., UK	Propan-2-ol ve vinil silanlar Organik solvent solüsyonu
<b>Duracryl Self Cure</b>	Duradent Erk Dental, Türkiye	PMMA

**Tablo 1:** Çalışmada kullanılan materyaller, üretici firma isimleri ve kimyasal yapıları

### 3.1. Ön Çalışma

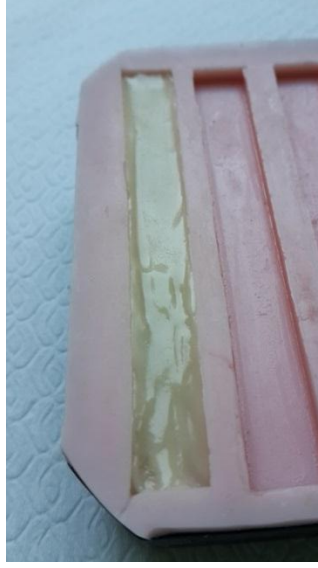
Çalışmada kullanılacak olan deneysel FRC grubunun üretim esaslarını belirlemek için bir ön çalışma yapıldı.

Örneklerin hazırlanmasına kalıp hazırlama işlemiyle başlandı. Kalıp hazırlama işlemi için 3 mm kalınlığındaki PMMA hazır plakadan lazer kesim ile 75×10×3 mm'lik, örnek boyutlarına uygun çubuklar elde edildi (Resim 1). Hazırlanan çubuklar düz bir cam üzerine siyanoakrilat ile sabitlendi. C tipi medium body silikon (Coltene Speedex Medium, Coltène/Whaledent AG, Switzerland) kullanılarak hazırlanan çubukların negatifi oluşturuldu.



**Resim 1 :** Örnek alt yapısı eldesi için hazırlanan silikon kalıp

Örnek altyapılarındaki fiber miktarını belirlemek amacıyla 180° soyulma testi için hazırlanan kalıp içine yarısına kadar kompozit yerleştirildi (Resim 2).



**Resim 2:** Hazırlanan kalıbın yarısının kompozit ile doldurulması ve kondanse edilmesi.

Tek yönlü cam fiber 3 demet üst üste konulacak şekilde hazırlandı. Kalıp içine sığacak şekilde kesilen, 3 demet üst üste konularak oluşturulan fiber liflerinin yüzey preparasyonu 60 sn silanlama (Monobond-S, İvoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) ve yağsız kuvvetli hava spreyiyle kurutma şeklinde yapıldı. Daha sonra bonding ajanı (Heliobond, İvoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) uygulandı. Liflerin her yerinin bonding ajanı ile ıslatıldığına emin olunduktan sonra, yarıya kadar kompozit ile kaplanan kalıplara yerleştirildi (Resim 3).



**Resim 3:** Kompozit üzerine yerleştirilmiş fiber demeti.

Fiber demetinin üzeri kompozit ile kaplandı (Resim 4). Mengener yardımcıyla oynamaması ve kalıp üzerine baskı yapması sağlanan cam levha üzerinden 120'şer sn. ışınladı (Bluephase, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Sertleşen örnekler kalıptan dikkatlice çıkarıldı (Resim 5).

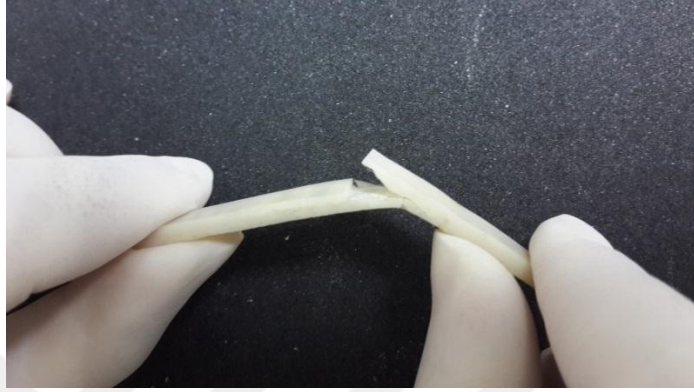


**Resim 4:** Fiber demetinin üzerinin kompozit ile kaplanması.



**Resim 5:** rneğin kalıbın içinden çıkarılmış ve kenarları 60 numara zımpara ile dzeldilmiş hali.

Ancak polimerizasyon sonrası kalıptan çıkarılan ve kenarları düzeltilen fiber içerikli kompozit çubuğun el ile kolayca kırıldığı, dayanıksız olduğu ve kırılmanın kompozitin fiberden ayrılması şeklinde olduğu saptanmıştır (Resim 6).



**Resim 6:** El ile kolayca kırılan dayanıksız fiber destekli kompozit örnek alt yapı.

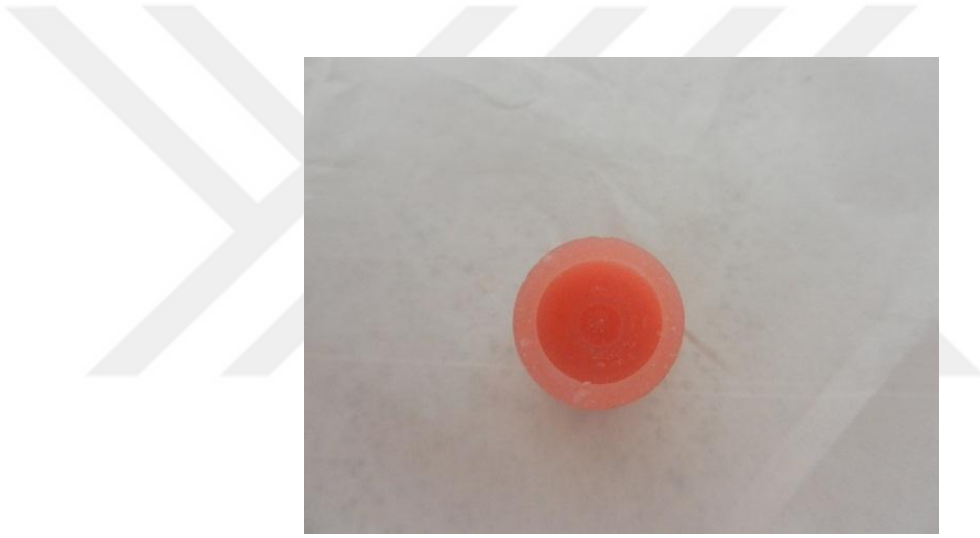
Fiber destek esnemiş ancak kırık gözlenmemiştir. Bu bilgiler ışığında alt yapı tasarımının, fiber demetinin kalınlaştırılarak kalıbı dolduracak şekilde olmasına karar verildi. Makaslama testi örnekleri de bu doğrultuda, kalıbın içi fiber lifleri ile doldurularak üretildi.

### 3.2.Örneklerin Eldesi

Yaptığımız makaslama ve 180° soyulma testleri için 2 ayrı örnek modeli hazırlanmıştır.

### 3.2.1. Makaslama Test Örneklerinin Hazırlanması

Makaslama test örnekleri (5) için 10 cc'lik enjektör (Ayset, Ayset Plastik Tekstil ve Elektronik San. A.Ş., Türkiye) içine pembe otopolimerizan akrilik (Duracryl Self Cure, Duradent Erk Dental, Türkiye) dökülerek 25 mm boyunda, 16 mm çapında ankastreler hazırlandı. Hazırlanan bu ankastrelerin içine torna makinasında 5 mm derinliğinde, yüzeydeki kısmı  $11\pm 1$  mm çapında, dibe doğru  $15^\circ$ 'lik açıyla genişleyen tersine konik delikler hazırlandı (Resim 7,8). Tersine konik form, deliklerin içinde polimerize edilecek örnek altyapılarının, ankastre ile sıkı bir fiziksel kilit oluşturmasını sağladı.



**Resim 7:** Ankastre içine hazırlanan tersine konik deliğin üstten görüntüsü



**Resim 8:** Ankastre içine hazırlanan tersine konik deliğin yandan görüntüsü

Hazırlanan içi boş ankastrelere, polimerizasyonlarından 1 hafta sonra, alt yapıların yerleştirilmesi gerçekleştirildi.

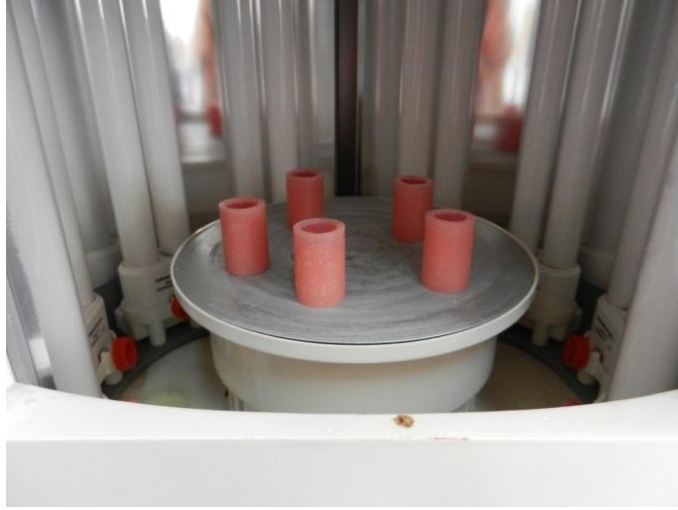
Ortoakrilik (Duracryl Ortho, Duradent Erk Dental, Türkiye) altyapılar, imalatçının önerdiği şekilde, toz ve likiti, boşluğa serpmeye yöntemiyle hazırlandı. Polimerizasyon büzülmesini kompanse etmek için, deliklerin hacminden fazla olacak şekilde serpmeye yöntemiyle hazırlanan akrilik rezin hamuru, yine imalatçının önerdiği şekilde, 6 atm basınç altında 45°C'de 15 dk basınçlı polimerizasyon cihazında (İvomat IP3, İvoclar Vivadent, Liechtenstein) polimerize edildi (Resim 9).





**Resim 9:** Basınçlı polimerizasyon cihazı (İvomat IP3, İvoclar Vivadent, Liechtenstein).

İşık ile sertleşen kaide materyali (Cavex LC Dental Tray, Cavex, Holland) grubunda, polimerizasyonun iyi bir şekilde gerçekleşebilmesi için tabakalama tekniği kullanıldı. Toplamda eşit kalınlıklı iki tabaka halinde yerleştirilen rezinler, her tabaka yerleştirildikten sonra ışık cihazında (Unilux AC, Heraeus Kulzer GmbH, Australia) 15'er dk polimerize edildi (Resim 10,11). Polimerizasyon süresi, firma tarafından UV veya halojen ışık altında 3-5 dk olarak belirtilmesine rağmen, tam polimerizasyon elde edebilmek için süre uzatıldı.



**Resim 10:** Işık cihazına (Unilux AC, Heraeus Kulzer GmbH, Australia) yerleştirilen makaslama test örneklerinin cihaz içindeki görüntüsü.



**Resim 11:** Işık cihazı (Unilux AC, Heraeus Kulzer GmbH, Australia).

FRC altyapılı örnekler için, öncelikle fiber lifleri (Tek yönlü cam fiber, Şişecam Cam Elyaf Sanayii A.Ş., Türkiye) ankastrelerin içinde hazırlanan boşluklara uygun olarak kesildi. Alkolle iyice temizlenmiş bir cam yüzey üzerine kesilen fiber lifleri yerleştirildi. Üzerilerine silan ajanı (Monobond-S, İvoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein), tüm lifler iyice ıslanacak şekilde damlatıldı (Resim 12).



**Resim 12:** Silan ajanı (Monobond-S, İvoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) ile ıslatılmış fiber lifleri.

Liflerin bütün yüzeyleri ıslandıktan sonra, üreticinin önerdiği şekilde 60 sn bekletildi ve daha sonra kuvvetli ve yağsız bir hava spreyi ile kurutuldu. Tamamen kuruyan lifler, yine temiz bir cam yüzeye alındı ve üzerlerine fiberler arasında matriks görevi göreceğ olan bonding ajanı (Heliobond, İvoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) uygulandı. Bu aşamada tüm fiber liflerinin bonding ajanıyla tamamen ıslatılmasına dikkat edildi. Bond ile tamamen ıslanan fiber lifleri, saydam bir görüntü almaktadır. Bu özellik ıslanan ve ıslanmayan kısımların ayırt edilmesinde yardımcı olmuştur. Tamamen ıslandığı kanısına varılan fiber demeti, daha önceden tabanına ve açılı yan yüzeylerine ince bir tabaka (~0,5mm) kompozit (Leaddent Hibrit Kompozit, Hamle tıbbi cihazlar ve malzemeleri /Türkiye) kaplanan ankastre içi boşluklara (Resim 13), boylarına dikkat edilerek, boşluğun tabanına paralel olacak şekilde yerleştirildi (Resim 14).



**Resim 13:** İç kısmı kompozit ile kaplanan ankastre içi boşluk.



**Resim 14:** Fiber liflerinin tabana paralel yerleştirilişi.

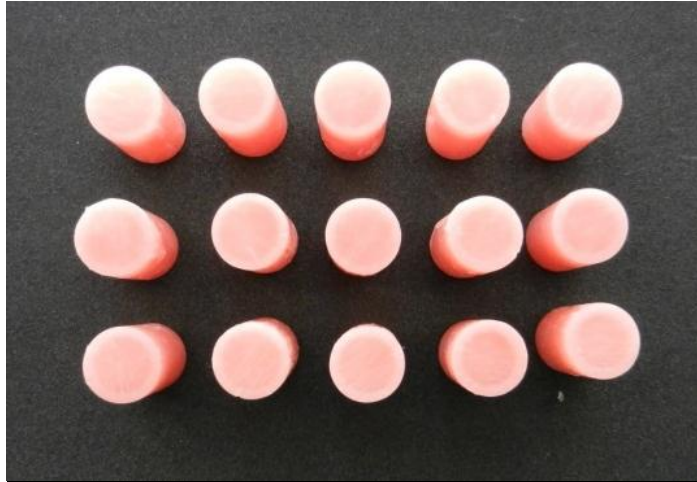
Kısa lifler yan kısımlara, daha uzun lifler ise orta kısımlara gelecek şekilde dikkatle konumlandırıldı ve boşluk dolunca üzerine yine ince bir tabaka kompozit konularak, şeffaf bir cam plaka örnek üzerine kapatıldı. Bu şekilde üst yüzeyin düz olması ve boşluğa tamamen kondanse olması sağlanan FRC, cam üzerinden kompozit polimerizasyon aletiyle 120 sn polimerize edildi (Bluephase, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (Resim 15)



**Resim 15:** Işıklı polimerizasyon cihazı (Bluephase, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein)

Tüm örneklerin hazırlanışı sırasında pudrasız eldiven kullanıldı. Kontaminasyon olmamasına azami özen gösterildi.

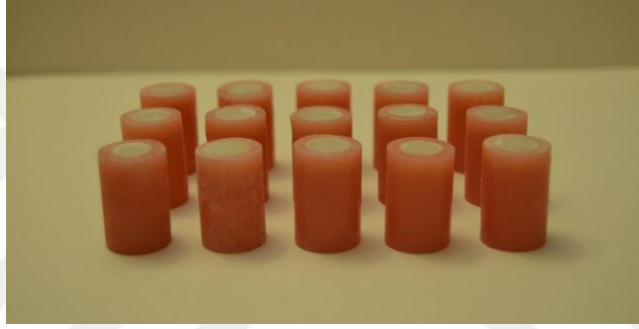
Tüm silindirik makaslama örneklerinin ankastreya bağlı alt yapılarının hazırlanmasından sonra, silikon elastomerlerin bağlanacağı üst yüzeyler 60 numara su zımparasıyla zımparalanarak düzeltildi (Resim 16,17,18).



**Resim 16:** Zımparalanmış örnek yüzeyleri (ortoakril grubu)



**Resim 17:** Zımparalanmış örnek yüzeyleri (ışık ile sertleşen kaide materyali grubu)



**Resim 18:** Zımparalanmış örnek yüzeyleri (FRC grubu)

Örnekler zımparalandıktan sonra ultrasonik temizleme cihazında (Bandelin Sonorex RK102 Transistor, Bandelin, Walldorf, Almanya) temizlendi. 10 dk sabunlu suda, 10 dk distile suda ultrasonik temizleme cihazı (Resim 19) içinde bekletilen örnekler kurutuldu.



**Resim 19:** Ultrasonik temizleme cihazı (Bandelin Sonorex RK102 Transistor, Bandelin, Walldorf, Almanya)

1 gün bekletilen örneklerin alt yapı materyalini içeren kısımlarının merkezlerine 8 mm çaplı 3 mm boyunda mumdan yapılmış şablonlar (Leaddent Eco wax modelaj mumu, Hamle Tıbbi Cihazlar Malz. Tic. Ltd. Şti, Türkiye) yerleştirildi (Resim 20,21). Bu şablonlar, 2 kat dental mumun 8 mm iç çaplı metal punch ile delinmesi sonucu oluşturuldu. Mum silindirler örneklerin üst yüzeylerinin tam ortasına yerleştirildikten sonra muflaya alma işlemine başlandı.



**Resim 20:** 8 mm çap ve 3 mm boyundaki mum silindirlerin örnekler üzerine yerleştirilmiş hali (ışık ile sertleşen kaide materyali grubu)





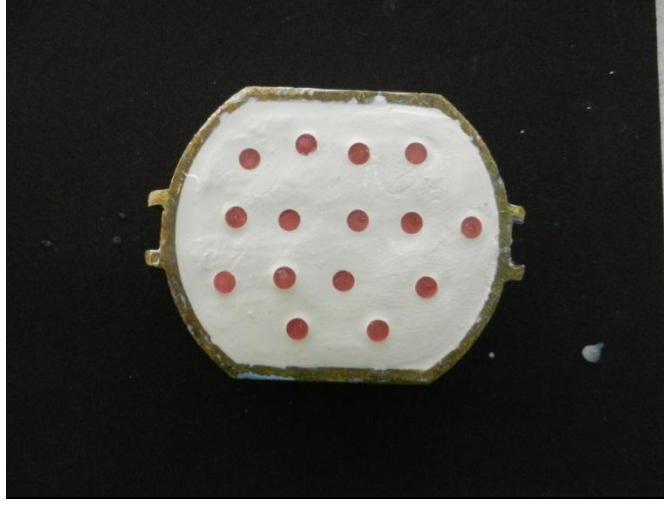
**Resim 21:** Mum silindirlerin örnekler üzerine yerleştirilişi (FRC grubu)

Örnekler metalden yapılmış muflaların alt parçalarına sırayla yerleştirildi. Yerleştirilen örneklerin üzerine, yerlerinin değişmemesine dikkat edilerek vibrasyon aletinde vakumla karıştırılmış (Bego Easy Mix, BEGO, USA) (Resim 22) sert alçı döküldü. Donan sert alçının üzeri lak (Durasep model izolatörü, Duradent Erk Dental, Türkiye) ile izole edildi (Resim 23). Vakumla karıştırılmış alçı, muflanın üst parçasına vibrasyon ile döküldü. Mufla brite alındı.



**Resim 22:** Vakumlu karıştırıcı (Bego Easy Mix, BEGO, USA)





**Resim 23:** Örneklerin muflanın alt parçasına alınışı

Alçı donduktan sonra mum eritme işlemi muflanın 90°C sıcaklıktaki suda 10 dk bekletilmesiyle gerçekleştirildi. 10 dk sonunda açılan mufla 100°C'deki su ile mum artığı kalmayıncaya kadar yıkandı.

Alt ve üst parçası yıkanan muflalar 12 saat kurumaya bırakıldı. Kuruyan mufla parçaları adeziv primer ile yüzey hazırlanması için temiz ve kuru bir yüzeye alındı. Öncelikle her iki mufla parçasına da izolasyon için model izolasyon solüsyonu (Durasep model izolatörü, Duradent Erk Dental, Türkiye) uygulandı. 5 dk kuruması beklenildi. Daha sonra muflanın alt parçasında gözüken, mumun erimesiyle oluşan boşlukların tabanındaki bağlantı yüzeyleri presele sarılmış aseton emdirilmiş pamuk ile dikkatli bir şekilde temizlendi. Bu temizleme işlemi her yüzey için 3 kere uygulandı. Daha sonra asetonun uçtuğundan emin olmak için kuvvetli ve yağsız bir hava spreyi ile yüzeyler 60 sn kurutuldu.

Hazırlanan yüzeylere firmanın önerileri doğrultusunda primer (G611 platinum primer, Principality Medical, UK) bir dental aplikatör yardımıyla uygulandı ve 1 saat kurumaya bırakıldı. 1 saatlik süre sonunda silikonun hazırlanmasına başlandı (Resim 24).



**Resim 24:** Primer (G611 platinum primer, Principality Medical, UK) uygulanmış mufla içindeki örnekler.

İki komponentli olan standart silikon elastomer (Cosmesil M511, Principality Medical, UK) üreticinin önerileri doğrultusunda baz: katalizör oranı 10:1 olacak şekilde vakumlu karıştırma cihazında (Bego Easy Mix, BEGO,USA) 5 dk süre ile karıştırıldı.

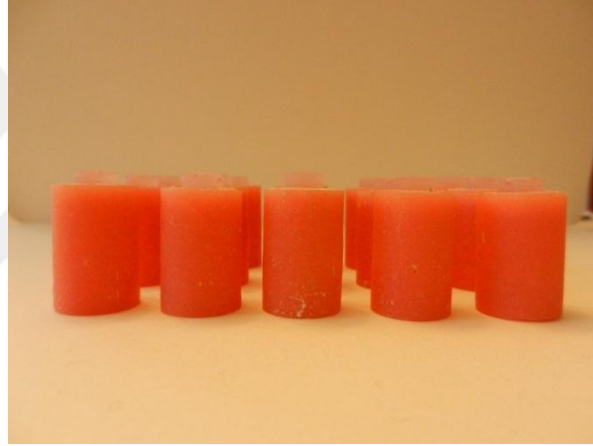
Hazırlanan karışım, mufladaki boşluklara hava kabarcığı kalmamasına dikkat edilerek yerleştirildi ve muflanın üst parçası kapatılarak preste sıkıldı. Hava kabarcığı oluşumunun önlenmesi için 3 atm basınç altında 20 dk bekletildi.

Daha sonra muflalar 100°C' de kuru fırında 1 saat polimerize edildi. Fırından çıkan muflalar 2 saat oda sıcaklığında soğumaya bırakıldı.

Soğuyan muflalar, örneklerin zarar görmemesine dikkat edilerek yavaşça açıldı. Örnekler alçı içinden dikkatli bir şekilde çıkartılıp temizlendi. Çapaklar ise ince bir makas yardımıyla, örneklerin boyutlarına zarar vermeden, kesilerek alındı ve örnek hazırlığı tamamlandı (Resim 25,26,27).



**Resim 25:** Hazırlanmış örnekler (ışık ile sertleşen kaide materyali grubu)



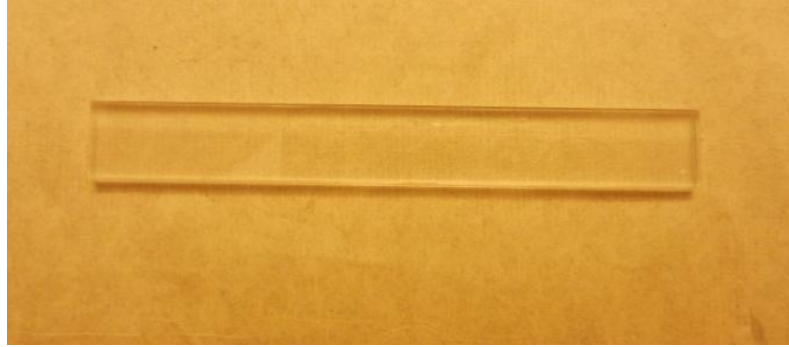
**Resim 26 :** Hazırlanmış örnekler (yandan görüş)



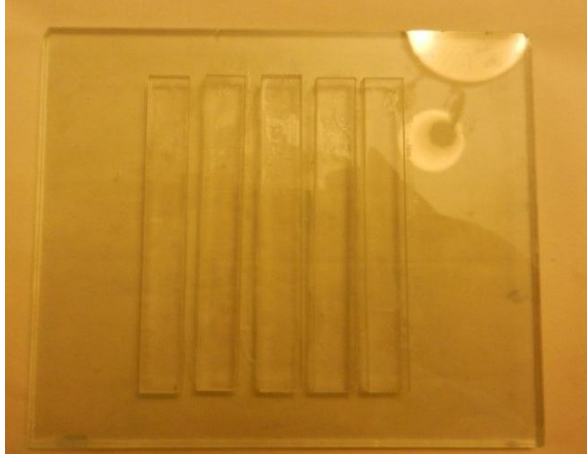
**Resim 27:** Hazırlanmış örnekler (FRC grubu)

### 3.2.2. 180 ° Soyulma Testi Örneklerinin Hazırlanması

Örneklerin hazırlanmasına (72) kalıp hazırlama işlemiyle başlandı. Kalıp hazırlama işlemi için 3mm kalınlığındaki PMMA hazır plakadan lazer kesim ile  $75 \times 10 \times 3$  mm'lik , örnek boyutlarımıza uygun çubuklar elde edildi (Resim 28).



**Resim 28:** PMMA hazır plakadan lazer kesim ile  $75 \times 10 \times 3$ mm boyutunda hazırlanan çubuk.



**Resim 29:** Elde edilen çubukların düz cam yüzey üzerine siyanoakrilat ile sabitlenmiş şekli.



**Resim 30:** Hazırlanan silikon kalıp

Elde edilen çubuklar, düz şeffaf bir cam tabakanın üzerine siyanoakrilat ile yan yana sabitlendi (Resim 29). Medium body C tipi silikon (Coltene Speedex Medium, Coltène/Whaledent AG, Switzerland) dolu bir kalıbın üzerine basınçla uygulanıp, silikonun çubuklara uygun şekilde şekillenmesi sağlandı (Resim 30). Bu yöntemle, 3 ayrı kalıp hazırlandı. Her alt yapı malzemesi için ayrı olarak hazırlanan 5'er örnek altyapı negatifi içeren kalıplar içinde alt yapılar polimerize edildi.

Ortoakrilik (Duracryl Ortho, Duradent Erk Dental, Türkiye) altyapılar, üreticinin önerdiği şekilde kalıp içindeki boşluklara toz ve likit serpilerek elde edildi. Akrilik ile fazlasıyla dolan kalıbın üzerine düz parlak yüzeyli bir cam kapatıldı. Ufak mingeneler yardımıyla sıkıştırılıp kalıbın ve mingenelerin bir arada basınçla polimerizasyon cihazına (İvomat IP3, İvoclar Vivadent , Liechtenstein) sığmaması nedeniyle önce basınçlı tencerede 45°C'lik su içinde 3 atm basınç altında 10 dk sertleştirildi. Mingeneler çıkarılarak basınçla polimerizasyon cihazına (İvomat IP3, İvoclar Vivadent , Liechtenstein) konan örneklerin 15 dk 6 atm basınçta 45°C'de polimerizasyonlarının tamamlanması beklendi. Daha sonra ortoakrilden yapılmış altyapılar kalıptan dikkatlice çıkarıldı.

Işık ile sertleşen kaide materyali (Cavex LC Dental Tray, Cavex, Holland) grubunun yapımı için elde edilen diğer bir kalıp kullanıldı. Her alt yapı için farklı silikon kullanımına dikkat edilmesindeki amaç, silikona işleyebilecek veya yüzeyinde kalabilecek olan monomerlerin diğer maddeleri etkilememeleridir.

Işık ile sertleşen kaide materyali çubuklar, daha önce makaslama testindeki gibi tabakalama tekniğiyle elde edildi (Resim 31).



**Resim 31:** Tabakalama tekniği uygulanan ışık ile sertleşen kaide materyali grubu alt yapılarının kalıp içindeki görüntüsü.

İki tabaka halinde, her tabakanın kalıba yerleştirilmesinden sonra ışık cihazında (Unilux AC, Heraeus Kulzer GmbH, Australia) 15'er dk polimerize edilen örneklerin

en üst tabakası cam yardımıyla düzleştirildi. Polimerizasyon büzülmesini kompanse etmeye yarayan tabakalama tekniğinin, örneklerin eldesinde faydalı olduğu gözlenmiştir. Son tabakanın polimerizasyonundan sonra örnekler dikkatli bir şekilde kalıptan çıkarıldı.

FRC altyapıların hazırlanması için, kalıplardan FRC için imal edileni kullanıldı. Öncelikle kalıp içine sığacak şekilde kesilen (Resim 32), 11 kat demet üst üste konularak oluşturulan fiber liflerinin (Tek yönlü cam fiber, şişecam Cam Elyaf Sanayii A.ř., Türkiye) yüzey preparasyonu makaslama test örneklerinin hazırlandığı şekilde 60 sn silanlama (Monobond-S,  voclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) (Resim 33) ve yağsız kuvvetli hava spreyiyle kurutma şeklinde yapıldı. Daha sonra bonding ajanı uygulandı (Heliobond,  voclar Vivadent Schaan, Liechtenstein). Liflerin bonding ajanı ile ıslatıldığına emin olunduktan sonra (Resim 34), tabanı ve yan yüzleri ince bir tabaka (~0.5mm) kompozit (Leaddent Hibrit Kompozit, Hamle tıbbi cihazlar ve malzemeleri /Türkiye) ile kaplanan kalıplara (Resim 35,36,37) yerleştirildi (Resim 38).



**Resim 32:** Kalıp boyutlarında kesilen tek yönlü fiber demetleri.





**Resim 33:** Silanlanan fiber demeti



**Resim 34:** Bonding ajanı uygulanan fiber demeti

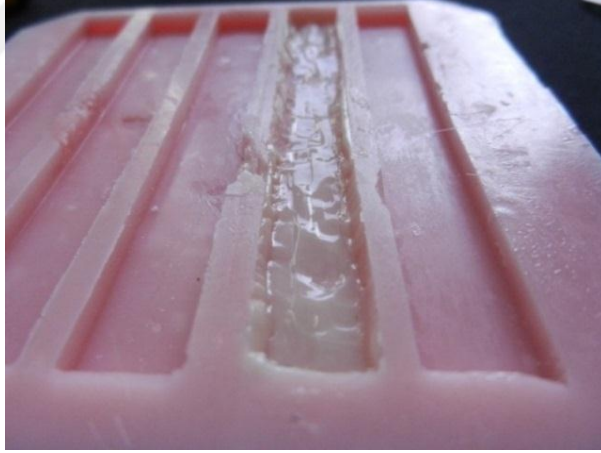


**Resim 35:** Kalıbın içine kompozit uygulanması





**Resim 36:** Kalıbın içine kompozitin yayılması.



**Resim 37:** Kalıbın tabanına ve yan yüzeylerine yayılmış kompozitin görünümü



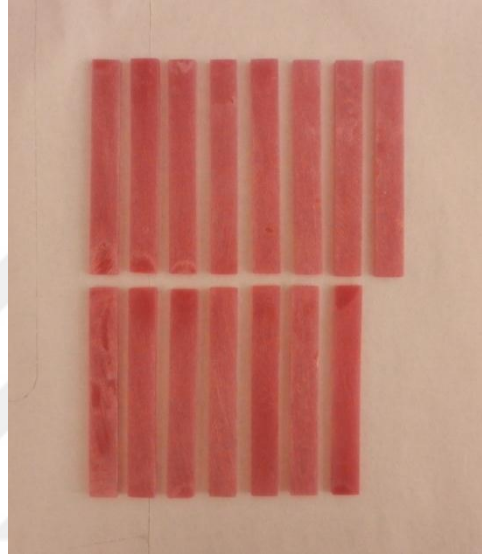
**Resim 38:** Fiber demetinin kalıba yerleştirilmesi

Üst kısımları da kompozit ile kaplanan örnekler (Resim 39), cam bir levhanın kalıp üzerine bastırılmasıyla düzleştirildi ve bu yöntemle kompozitin kondanse edilmesi sağlandı. Örnekler, mengenerler yardımıyla oynamaması ve kalıp üzerine baskı yapması sağlanan cam levha üzerinden 120'şer sn. ışınlandı (Bluephase, IvoclarVivadent, Schaan, Liechtenstein). Sertleşen örnekler kalıptan dikkatli bir şekilde çıkarıldı.

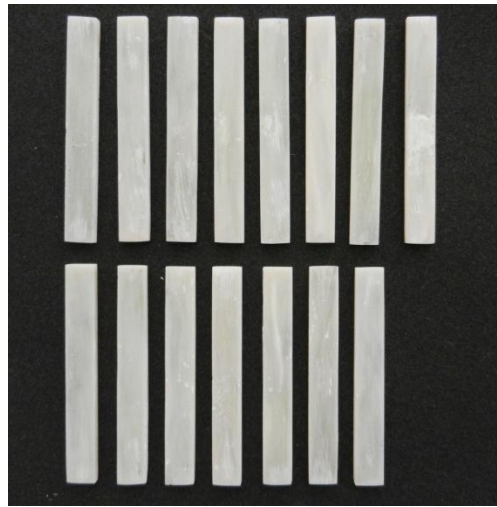


**Resim 39:** Fiber demetinin üzerinin kompozit kaplanması

Polimerizasyonu tamamlanan ve kalıplardan çıkarılan örnekler 60 numara su zımparasıyla zımparalandı (Resim 40,41). Elektronik kumpas ile ölçülerek bütün örneklerin boyutları  $73\pm 0,25$ ,  $9,5\pm 0,25$ ,  $3\pm 0,25$  mm 'e ayarlandı. Örnekler ultrasonik temizleme cihazında (Bandelin Sonorex RK102 Transistor, Bandelin, Walldorf, Almanya) daha önceki örneklere uygulandığı gibi 10'ar dk sırasıyla sabunlu su ve distile suda temizleme işlemi uygulandı.

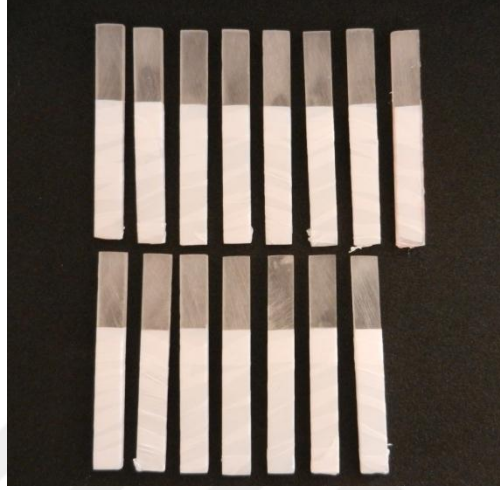


**Resim 40:** Zımpara ile düzeltilmiş örnekler (ışık ile sertleşen kaide materyali grubu)

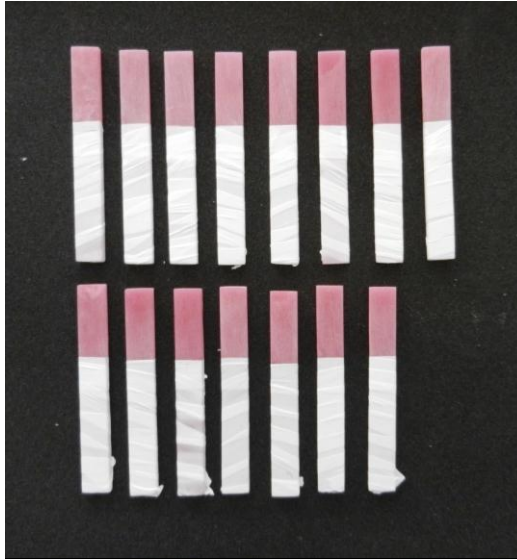


**Resim 41:** Zımpara ile düzeltilmiş örnekler (ortoakril grubu)

Boyutları standardize edilen ve çapakları giderilen örneklerin boyunun 25 mm'lik kısım açık kalacak şekilde, geri kalan bölümleri 0,027 mm kalınlığında teflon bant ile izole edildi (Resim 42,43).

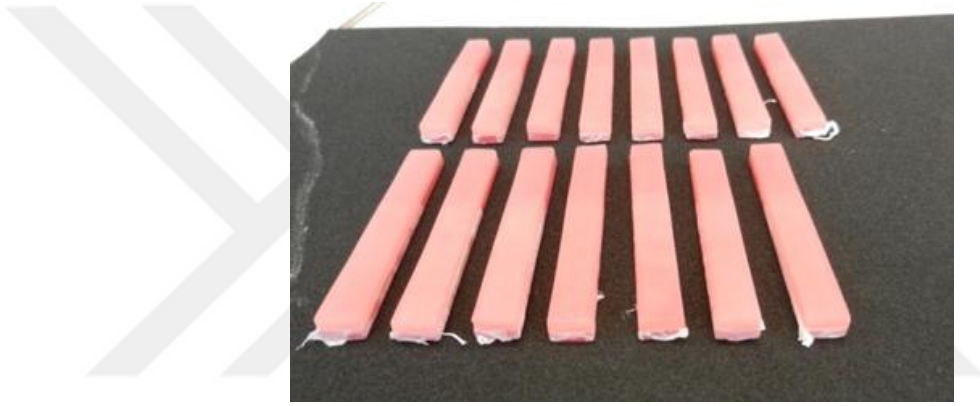


**Resim 42:** Teflon bant ile sarılmış örnekler (Ortoakril grubu)

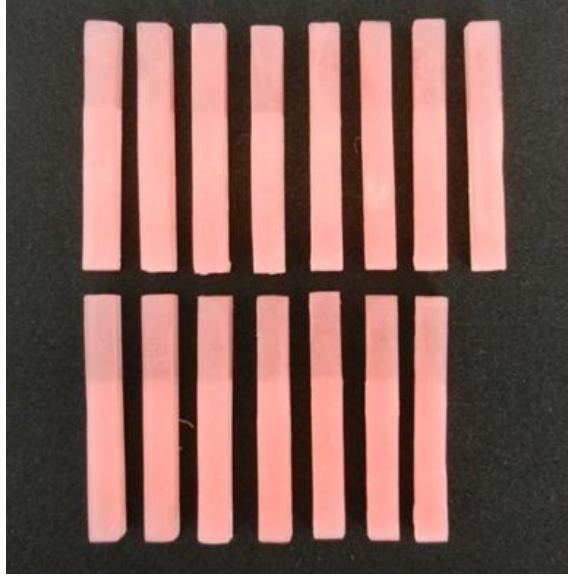


**Resim 43:** Teflon bant ile sarılmış örnekler (ışık ile sertleşen kaide materyali grubu)

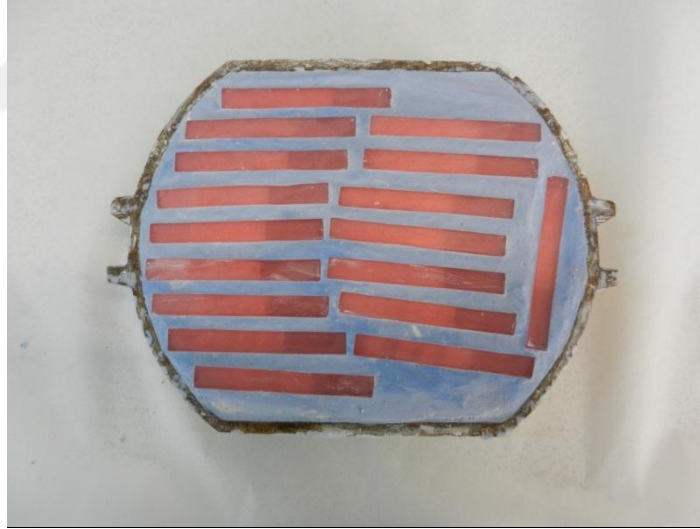
Örnek alt yapılarının üzerine 3 mm kalınlıkta ve alt yapı boyutlarında dental mum (Leaddent Eco wax modelaj mumu, Hamle Tıbbi Cihazlar Malz. Tic. Ltd. Şti, Türkiye) koyuldu ( 3 mm kalınlık 2 tabaka dental mum kalınlığında) (Resim 44,45). Kenarları alt yapı ile sıfırlanan mumlu örnekler makaslama testi yönteminde anlatıldığı gibi muflaya alındı (Resim 46) ve mum eritme işlemi gerçekleştirildi (Resim 47). Daha sonra silikon (Cosmesil M511, Principality Medical, UK) tepme aşaması dahil tüm aşamalar makaslama testinde anlatılan düzende gerçekleştirildi. Mufladan itinayla çıkarılan örneklerin üzerinde sarılı bulunan teflon bantlar çıkarıldı ve silikon çapakları ince bir makas ile kesildi (Resim 48,49,50).



**Resim 44:** Örneklerin üzerine 3 mm kalınlıkta dental mum yerleştirilmiş hali (yandan görünüş)

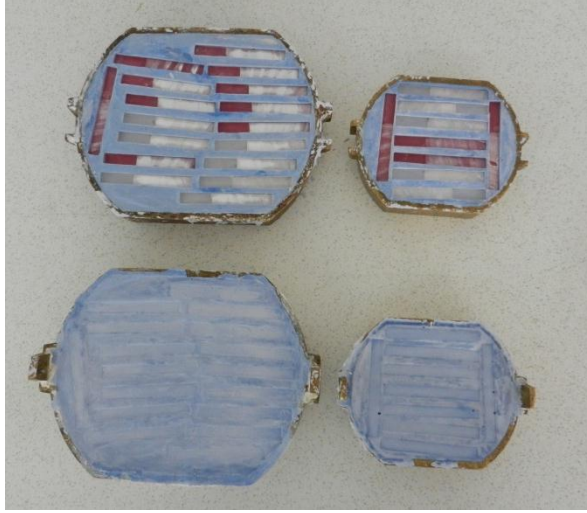


**Resim 45:** Örneklerin üzerine 3 mm kalınlıkta dental mum yerleştirilmiş hali  
(üstten görünüş)

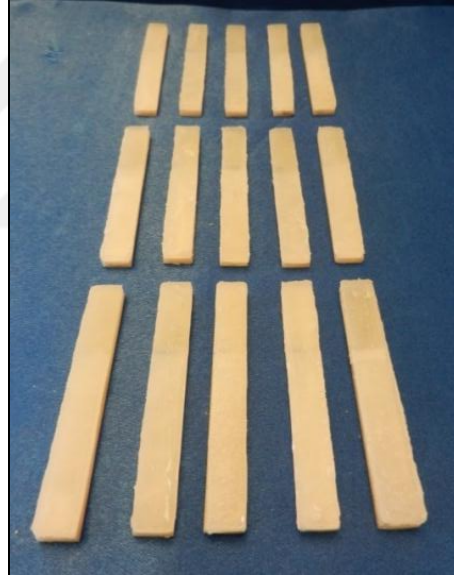


**Resim 46:** Örneklerin muflaya alınmış hali





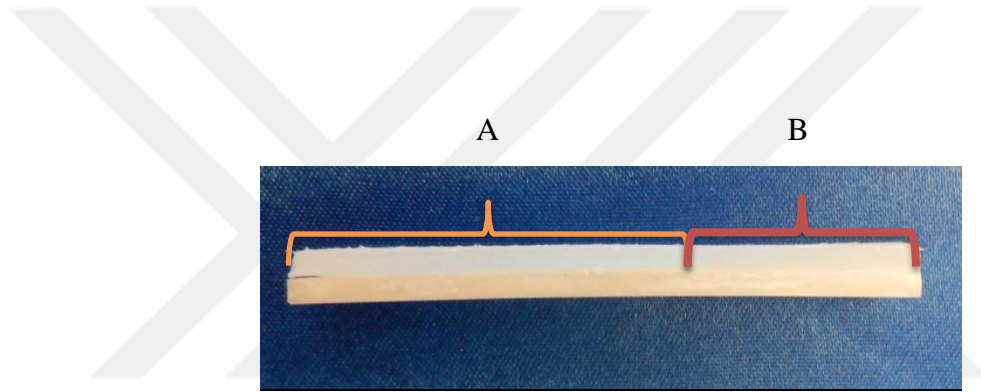
**Resim 47:** Muflada mum eritme safhasından sonra görünüş



**Resim 48:** Örneklerin mufladan çıkarılmış, teflon bantlar sökülmüş ve çapakları temizlenmiş hali (üstten görünüm)



**Resim 49:** Örneklerin mufladan çıkarılmış, teflon bantlar sökülmüş ve çapakları temizlenmiş hali (yandan görünüm)



**Resim 50:** 180° soyulma testi örneği. A- serbest silikon bölgesi (50 mm), B- yapışık silikon bölgesi (25 mm).

### 3.3. Örneklerin Yapay Yaşlandırılması

Örneklerin yapay yaşlandırması Atlas Xenotest Alpha (SDL Atlas, LLC Rockhill, SC) (Resim 51) cihazında gerçekleştirildi. Örneklerin cihaza yerleştirilebilmeleri için 2 mm kalınlıktaki PMMA plakalardan 12×4,5cm boyutlarında 9 adet plaka kesildi (Resim 52). Bu plakalar üzerine örneklerin yerleşimi aynı boyutlarda bir karton üzerinde planlandı. Bu şablona uygun olacak şekilde, makaslama test örneklerinin geleceği kısımların ortalarına birer delik delindi. Deliklerin etrafına matkabın havşa ucuyla havşa hazırlandı. Torna cihazında makaslama test örneklerinin tabanlarının tam ortalarına vidalamak için gerekli



genişlikte vida delikleri açıldı. Daha sonra plakayla tabanları yüz yüze gelecek şekilde ve havşa yuvalarına vida başları oturacak şekilde vidalandı (Resim 53, 54, 55).

Bu şekilde makaslama örneklerinin PMMA tabakalara fiksasyonu sağlanmış oldu.

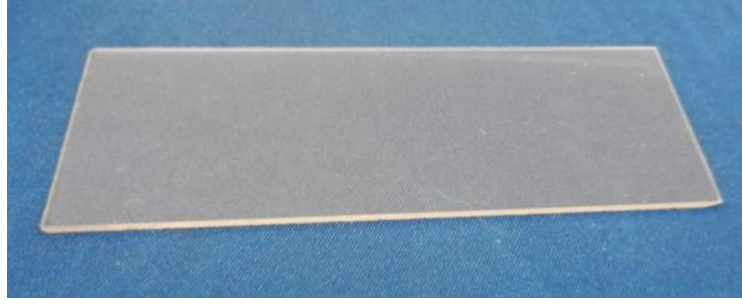
180° soyulma test örnekleri ise 2'şer damla siyanoakrilat ile plakalar üzerine yan yana yapıştırıldı ve teller yardımıyla alt yapı üzerinden bağlandı.

Hızlandırılmış yaşlandırma cihazına girmeye hazırlanan örnekler aletin taşıyıcı plakalarına yerleştirildi ve sabitlendi.

%90 rölatif nem, 43°C oda içi sıcaklığı, 63°C black panel sıcaklığı, 18 dk distile su püskürtme ile ve 102 dk kuru şekilde yapay güneş ışığına maruz kalma, xenon lamba ve borosilikat filtre parametrelerine (144) ayarlanan Xenotest Alpha test cihazında örnekler 200 saat yaşlandırmaya maruz bırakıldı.



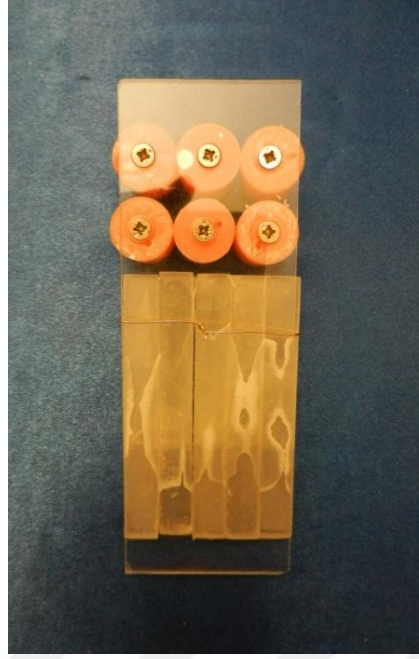
**Resim 51:** Xenotest Alpha (SDL Atlas, LLC Rockhill, SC) yaşlandırma cihazı  
(130)



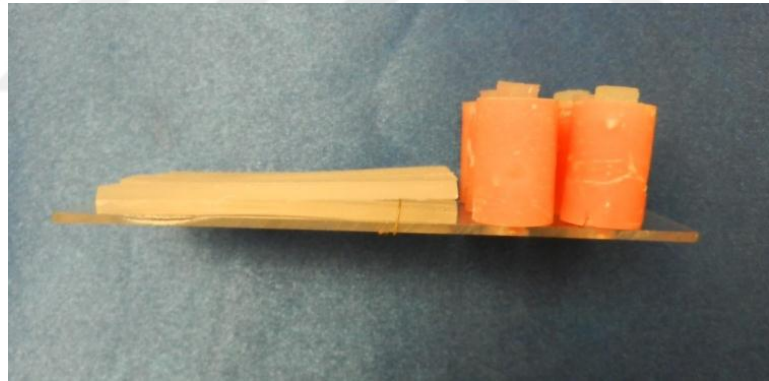
**Resim 52:** Örneklerin üzerine sabitlendiği 2 mm kalınlıktaki PMMA plaka  
(12×4,5 mm boyutlarında)



**Resim 53:** Örneklerin plakalar üzerine sabitlenmiş konumu (önden görünüm)



**Resim 54:** Örneklerin plakalar üzerine sabitlenmiş konumu (arkadan görünüm)

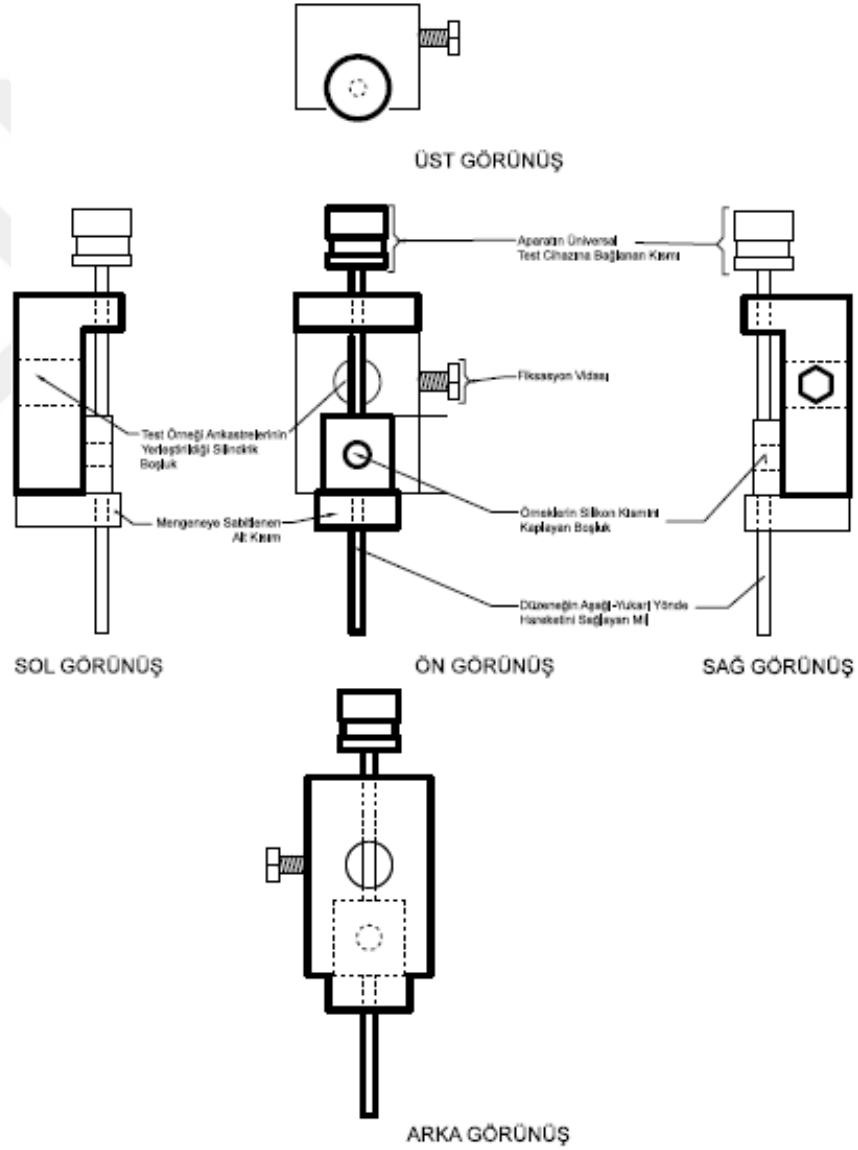


**Resim 55:** Örneklerin plakalar üzerine sabitlenmiş konumu (yandan görünüm)

### 3.4. Makaslama Testi

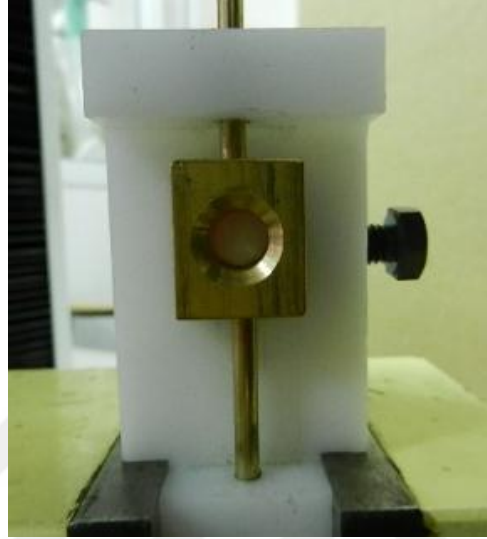
#### 3.4.1. Makaslama Testi İçin Düzenek Hazırlanması

Hatamleh MM. ve ark'nın (5) ISO/TR 11405:1994 (E) standardına göre hazırladığı makaslama test düzeneği çalışmamıza uygun olarak modifiye edildi (Şekil 1).

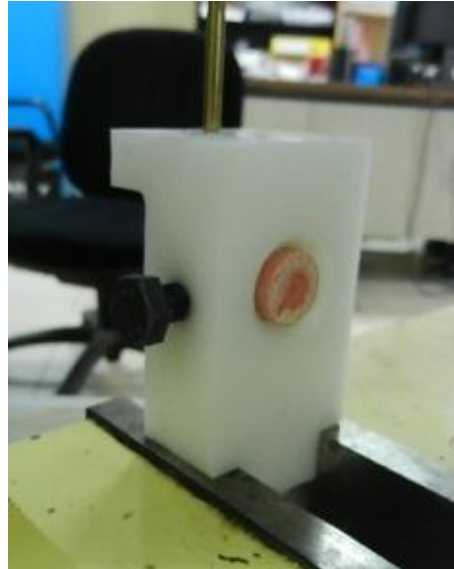


Şekil 1: Makaslama test düzeneğinin sol, ön, sağ, arka ve üst görünüşü

Test düzeneğinin metal kısımları pirinç, diğer kısımları ise döküm amid (cast amid) olacak şekilde bu çalışmaya özel olarak imal edildi (Resim 56, 57, 58).



**Resim 56:** Makaslama testi düzeneğinin ön cepheden görünümü



**Resim 57:** Makaslama test düzeneğinin arka cepheden görünümü



**Resim 58:** Makaslama test düzeneğinin yan cepheden görünümü

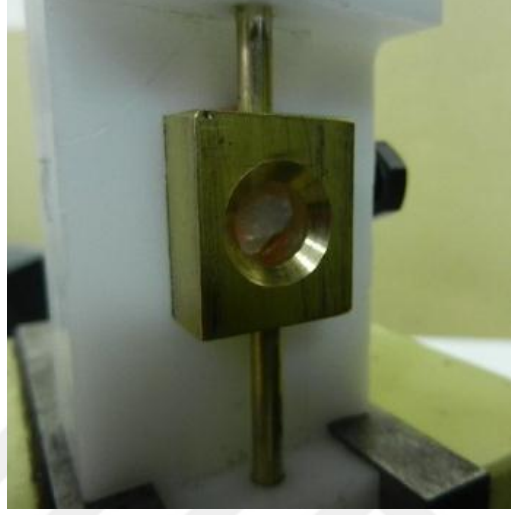


**Resim 59:** Makaslama test düzeneğinin üniversal test cihazına bağlanmış hali

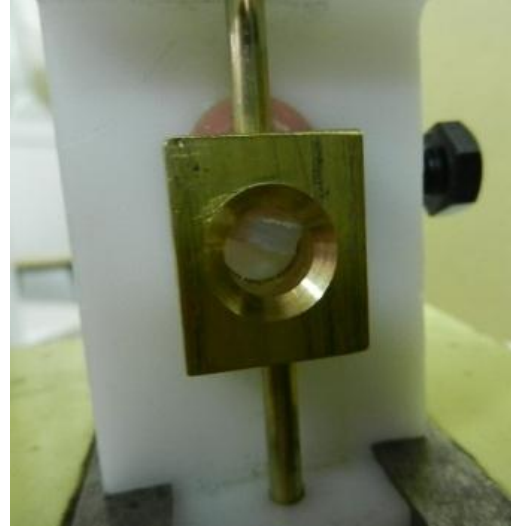
Bilgisayar kontrollü üniversal test cihazı (Autograph Model AG-IS 100 kN, Shimadzu, Kyoto, Japonya) kullanılarak makaslama testi uygulandı.

Örnekler grup sırasına göre alt kısmı geniş bir mengeneyle, üst kısmı ise test cihazının üst çenesine sabitlenmiş olan apareye yerleştirildi ve sabitleme vidası ile sabitlendi (Resim 59).

Örneklere test cihazında 10 mm/dk çene hızı ile vertikal olarak aşağı yönde, zayıf bölgeden ayrılma tam olarak gerçekleşene kadar (Resim 60, 61) kuvvet uygulandı.



**Resim 60:** Makaslama testi sırasında arayüzden ayrılmanın başladığı an



**Resim 61:** Makaslama testi sırasında arayüzden ayrılmanın bittiği an

Ayrılmanın gerçekleşmeye başladığı maksimum kuvvet kaydedildi. Makaslama bağlantı gücü “ $SG= F/A$ ” formülü kullanılarak hesaplandı.

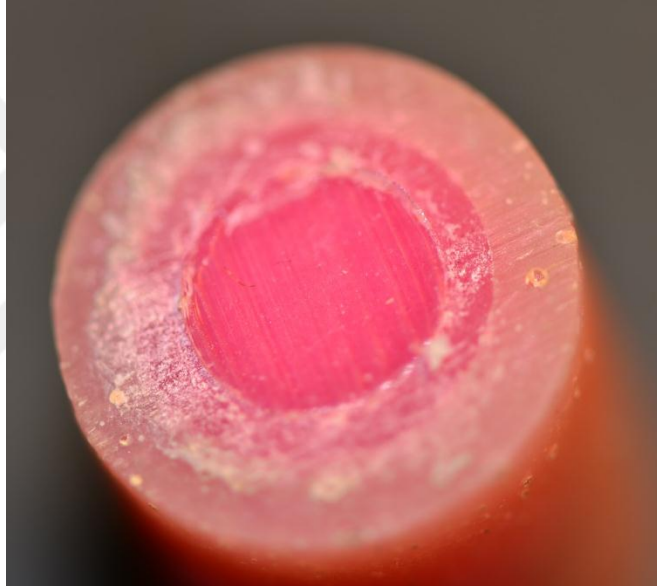
“SG” bağlantı gücü

“F” test cihazında ayrılma başladığı andaki maksimum kuvvet

“A” arayüz bağlantı alanı ( $\pi r^2$ ,  $\pi=3.14$ ,  $r=4\text{mm}$ )

### 3.4.2. Makaslama Test Örneklerinde Ayrılma Tipinin Saptanması

Test örnekleri 10 büyütme bir büyüteç altında vizüel olarak değerlendirildi. Ayrılma alanlarına göre adeziv (A) (Resim 62), mix (M) (Resim 63) ve koheziv (K) (Resim 64) olarak 3 grupta sınıflandırıldı.

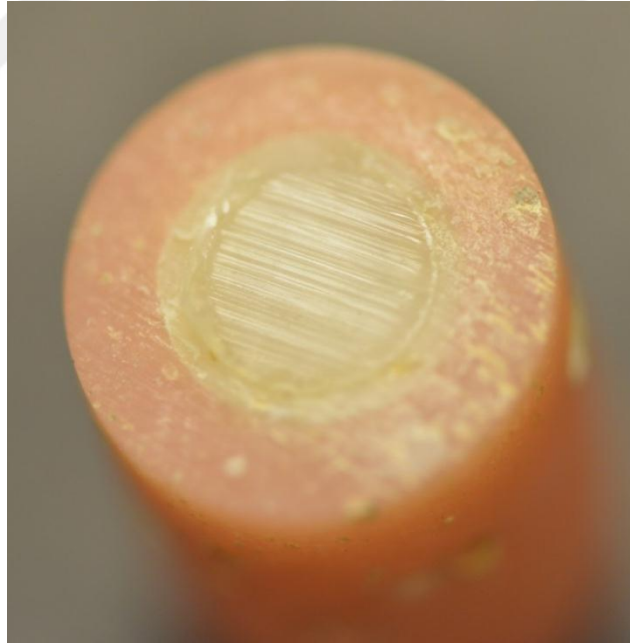


**Resim 62:** Örneklerde oluşan adeziv kopma





**Resim 63:** Örneklerde oluşan miks kopma



**Resim 64:** Örneklerde oluşan koheziv kopma

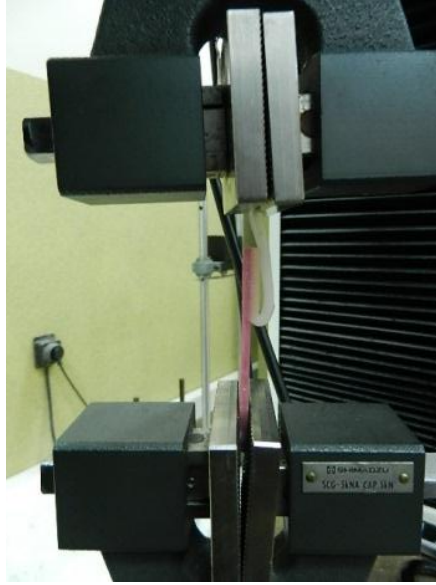
### 3.5. 180° Soyulma Testi

#### 3.5.1. 180° Soyulma Test Örneklerinin Test Edilmesi

Soyulma test örnekleri için ayrıca özel bir test düzeneği imal edilmedi. Universal test cihazının (Autograph Model AG-IS 100 kN, Shimadzu, Kyoto, Japonya) 5N'luk çeneleri kullanıldı. Örnekler bu çenelere iki ucundan sıkıştırılarak yerleştirildi (Resim 65). Vertikal yukarı yönde 10 mm/dak çene hızı ile, zayıf yerden ayrılma gerçekleşene kadar kuvvet uygulandı (Resim 66, 67).



**Resim 65:** 180° soyulma testinde örneğin alete sabitlenmesi



**Resim 66:** 180° soyulma testinde soyulmanın başlama anı



**Resim 67:** 180° soyulma testinin bitiş anı

Ayrılmanın gerçekleşmeye başladığı maksimum kuvvet kaydedildi. Soyulma bağ gücü “ $PG=F/W$ ” formülü kullanılarak hesaplandı.

“PG” soyulma bağlantı gücü

“F” ayrılma başlangıcındaki maksimum kuvvet

“W” örnek ara yüzünün eni (~10mm, her örnek için ölçüldü)

### 3.5.2. 180° Soyulma Test Örneklerinde Ayrılma Tipinin Saptanması

Test örnekleri 10 büyütmeli bir büyüteç altında vizüel olarak değerlendirildi. Ayrılma alanlarına göre adeziv (A) (Resim 68), miks (M) (Resim 69) ve koheziv (K) olarak 3 grupta sınıflandırıldı.



**Resim 68:** 180° Soyulma test örneklerinde adeziv kopma



**Resim 69:** 180° Soyulma test örneklerinde miks kopma

### 3.6. İstatistiksel Analiz,

Elde edilen ortalama 180° soyulma ve makaslama test verilerinin ve ayrılma tipi dağılımlarının istatistiksel analizleri Ege Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyoistatistik ve Tıbbi Bilişim Ana Bilim Dalı'nda, SPSS 16.0 (SPSS, IBM, New York, NY, ABD) yazılım programı kullanılarak yapıldı. Ortalama makaslama ve soyulma test verilerine Kolmogorov-Smirnov normalite testi uygulanırken ayrılma tipi dağılımının değerlendirilmesinde Ki-kare (Chi-Square) testi uygulandı ( $P= 0,05$ ). Veriler normal dağılış gösterdiği için tek yönlü varyans analizi (ANOVA)  $\alpha= 0,05$  önem düzeyinde uygulandı.



## 4. BULGULAR

### 4.1. Makaslama Testi Bulguları

Çalışmadaki örneklerden elde edilen ortalama makaslama bağlantı gücü (SG (N/mm<sup>2</sup>)) , gruptaki örnek sayısı, standart sapma, %95 güven aralığında alt ve üst sınır, minimum ve maksimum değerler Tablo 2’de görülmektedir.

	ÖRNEK SAYISI	ORTALAMA	STANDART SAPMA	%95 GÜVEN ARALIĞINDA ALT SINIR	%95 GÜVEN ARALIĞINDA ÜST SINIR	MİN	MAKS
O	15	0,66	0,09297	0,6085	0,7115	0,54	0,8
U	15	0,5993	0,08623	0,5516	0,6471	0,47	0,7
F	15	0,682	0,09980	0,6267	0,7373	0,44	0,88

**Tablo 2:** Makaslama testi uygulanan O, U ve F gruplarının ortalama makaslama bağlantı gücü (N/mm<sup>2</sup>), standart sapma, %95 güven aralığında alt ve üst sınırlar, minimum ve maksimum değerler

1-way ANOVA testine göre alt yapı faktörünün makaslama kuvveti üzerine etkisi O,U ve F grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (P=.052).

Bonferroni Post Hoc testine göre alt yapılar arasındaki makaslama bağlantı gücü farkı O(0,660±0,09297), U(0,5993±0,08623) ve F(0,6820±0,0998) arasında O/U (P=.245), O/F (P=1.000) ve U/F (P=.058)’dir.

## 4.2. 180° Soyulma Testi Bulguları

Çalışmadaki örneklerden elde edilen ortalama soyulma bağlantı gücü (PG (N/mm) ), standart sapma, %95 güven aralığında alt sınır ve üst sınır, minimum ve maksimum değerler Tablo 3’de görülmektedir.

	ÖRNEK SAYISI	ORTALAMA	STANDART SAPMA	%95 GÜVEN ARALIĞINDA ALT SINIR	%95 GÜVEN ARALIĞINDA ÜST SINIR	MİN	MAKS
<b>O</b>	15	0,3267	0,17191	0,2315	0,4219	0,19	0,87
<b>U</b>	15	0,8953	0,34255	0,7056	1,0850	0,37	1,67
<b>F</b>	15	0,8807	0,40779	0,6548	1,1065	0,44	1,68

**Tablo 3:** Soyulma testi uygulanan O, U ve F gruplarının ortalama soyulma bağlantı gücü (N/mm), standart sapması, %95 güven aralığında alt ve üst sınırlar, minimum ve maksimum değerler

1-Way ANOVA testine göre alt yapı faktörünün makaslama kuvveti üzerine etkisi O, U ve F ve grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( $P<.001$ ).

O grubu, U ve F gruplarından istatistiksel olarak anlamlı oranda düşük bulunmuştur ( $p<0,05$ ).

Dunnett T3 Post Hoc testine göre alt yapı materyalleri arasındaki 180° soyulma testi bağlantı gücü farklılıkları O ( $0.327 \pm 0,17191$ ), U ( $0.895 \pm 0,34255$ ), ve F ( $0.881 \pm 0,40779$ ) arasında O/U ( $P<.001$ ), O/F ( $P<.001$ ), ve U/F ( $P=.999$ )’dur.

## 4.3. Ayrılma Tiplerinin Dağılımı

Makaslama testi ve 180° soyulma testi sonrası 10 büyütme büyüteç ile incelenen örneklerin ayrılma tipi dağılımına ilişkin tablolar (Tablo 4,5) aşağıdadır.

		AYRILMA TİPİ		
		ADEZİV	MİKS	KOHEZİV
<b>O</b>	SAYI	3	9	3
	YÜZDE	%20	%60	%20
<b>U</b>	SAYI	0	2	13
	YÜZDE	%0	%13,3	%86,7
<b>F</b>	SAYI	1	1	13
	YÜZDE	%6,7	%6,7	%86,7
<b>TOPLAM</b>	SAYI	4	12	29
	YÜZDE	%8,9	%26,7	%64,4

**Tablo 4:** Makaslama testi örneklerinin ayrılma tiplerinin dağılımı (adeziv, koheziv, miks)

		AYRILMA TİPİ		
		ADEZİV	MİKS	KOHEZİV
<b>O</b>	SAYI	15	0	0
	YÜZDE	%100	%0	%0
<b>U</b>	SAYI	15	0	0
	YÜZDE	%100	%0	%0
<b>F</b>	SAYI	12	3	0
	YÜZDE	%80	%20	%0
<b>TOPLAM</b>	SAYI	42	3	0
	YÜZDE	%93,3	%6,7	%0

**Tablo 5:** Soyulma testi örneklerinin ayrılma tiplerinin dağılımı (adeziv, koheziv, miks)

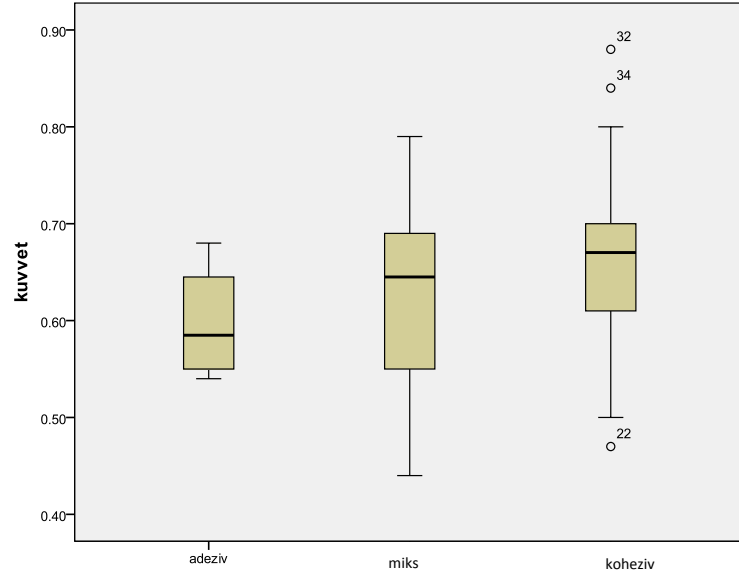
Makaslama testi alt grupları arasındaki fark, ayrılma tipi bakımından istatistiksel olarak anlamlıdır ( $p < 0,05$ ). O grubunda %20 adeziv, %60 miks ve %20



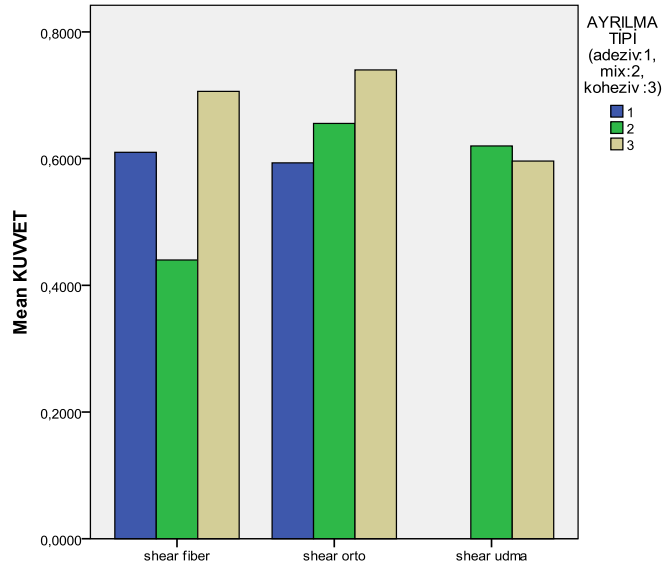
koheziv ayrılma, U grubunda %13,3 miks ve % 86,7 koheziv ayrılma, F grubunda ise % 6,7 adeziv, %6,7 miks ve %86,7 koheziv ayrılma gözlenmiştir.

Tüm makaslama test alt gruplarında %4 adeziv, %26,7miks ve %64,4 koheziv ayrılma gözlenmiştir.

Makaslama test örneklerinde kuvvete ve ayrılma tipine bağlı dağılımı Grafik 1 ve 2'de görülmektedir.



**Grafik 1:** Makaslama ayrılma gücü (N/mm<sup>2</sup>) ve ayrılma tipi (adeziv,miks, koheziv) arasındaki ilişki



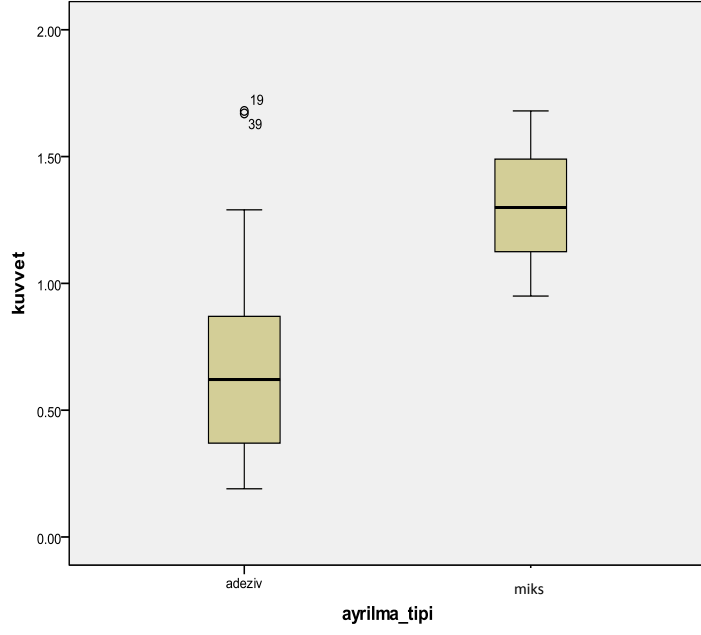
**Grafik 2:** Makaslama testi grupları arasında ayrılma tipleri (adeziv, koheziv, miks) ve makaslama ayrılma gücü ( $N/mm^2$ ) ortalaması arasındaki ilişki.

180° soyulma testi alt grupları arasında ayrılma tipi açısından fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ( $p>0,05$ ).

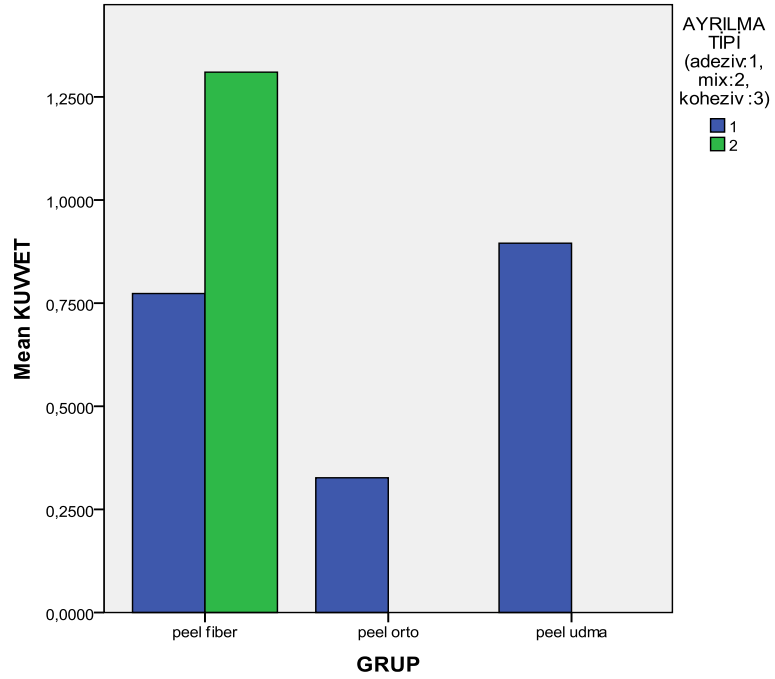
O grubunda %100 adeziv ayrılma, U grubunda %100 adeziv ayrılma, F grubunda ise %80 adeziv, %20 miks ayrılma gözlemiştir.

Tüm 180° soyulma testi alt gruplarında adeziv ayrılma %93,3, miks ayrılma %6,7 oranında görülmüş, koheziv ayrılmaya rastlanmamıştır.

180° soyulma test örneklerinde kuvvete ve ayrılma tipine bağlı dağılımı Grafik 3 ve 4'te görülmektedir.



**Grafik 3:** Soyulma ayrılma gücü (N/mm) ve ayrılma tipi (adeziv, miks) arasındaki ilişki.



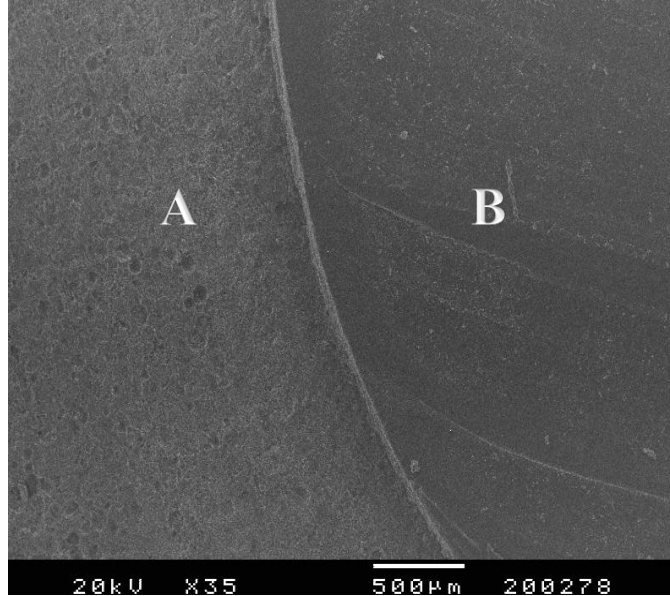
**Grafik 4:** 180° soyulma testi grupları arasında ayrılma tipleri (adeziv, koheziv, miks) ve soyulma ayrılma gücü (N/mm) ortalaması arasındaki ilişki.

#### 4.4. SEM Bulguları

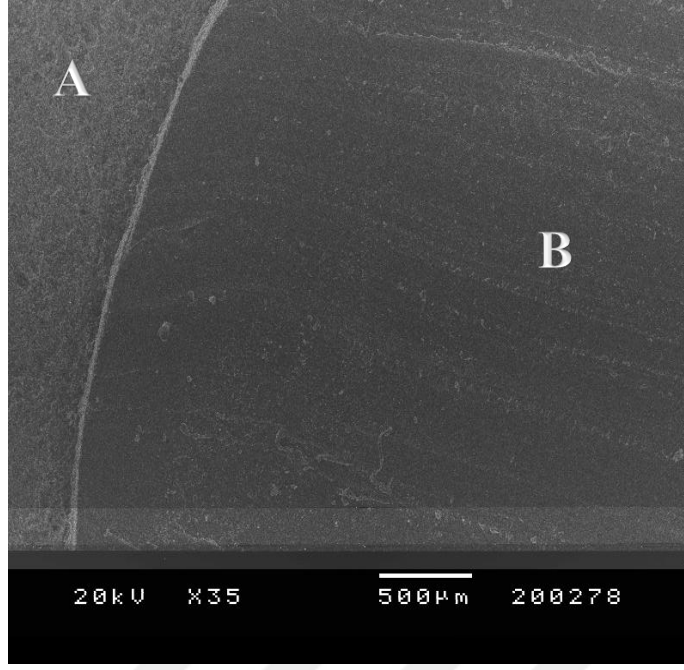
Universal test cihazında yapılan testler sonrasında oluşan adeziv, miks ve koheziv kopma yüzeyleri Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi SEM laboratuvarında taramalı elektrom mikroskobu (JSM-5200, JEOL, Tokyo, Japonya) ile çeşitli büyütmelerle incelendi. Tüm makaslama örnekleri arasından adeziv, miks ve koheziv özellik gösteren 3 örnek seçildi. Görüntüleme öncesinde makaslama test örneklerinin incelenecek yüzeylerine altın kaplama cihazıyla (Fisons Instruments, Polaron C502, Uckfield, İngiltere) iletken altın kaplama işlemi uygulandı.

##### 4.4.1. Adeziv Kopma Örneği

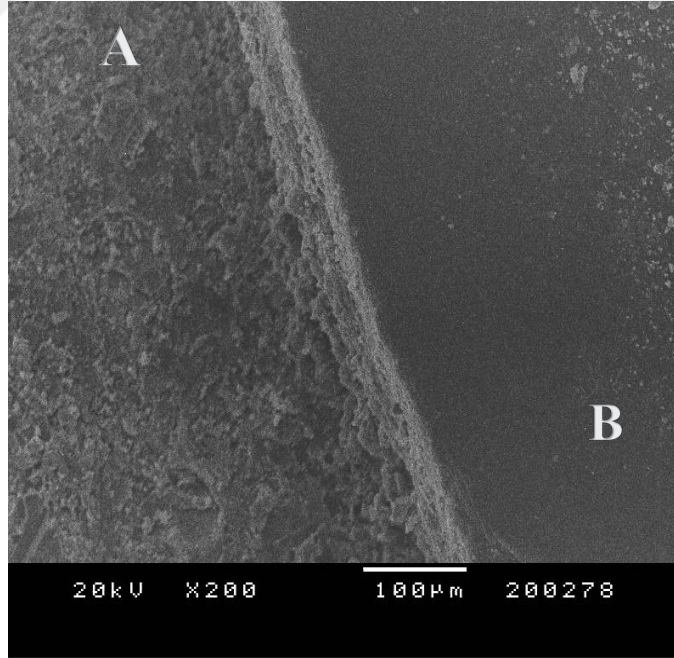
Ortoakrilik grubundan seçilen adeziv kopma örneği 35 ve 200 büyütmelerde incelendi. Alınan görüntülerde ortoakrilik yüzeyinde silikon kalıntısı olduğu düşünülen yüzey düzensizliklerine ve örneklerin silikon ile bağlantısı için yapılan yüzey hazırlığının izlerine rastlandı (Resim 70,71,72)



**Resim 70:** Ortoakrilik grubu adeziv kopma örneği (x35 büyütme), A: Ankastre yüzeyi, B: Ortoakrilik yüzeyi



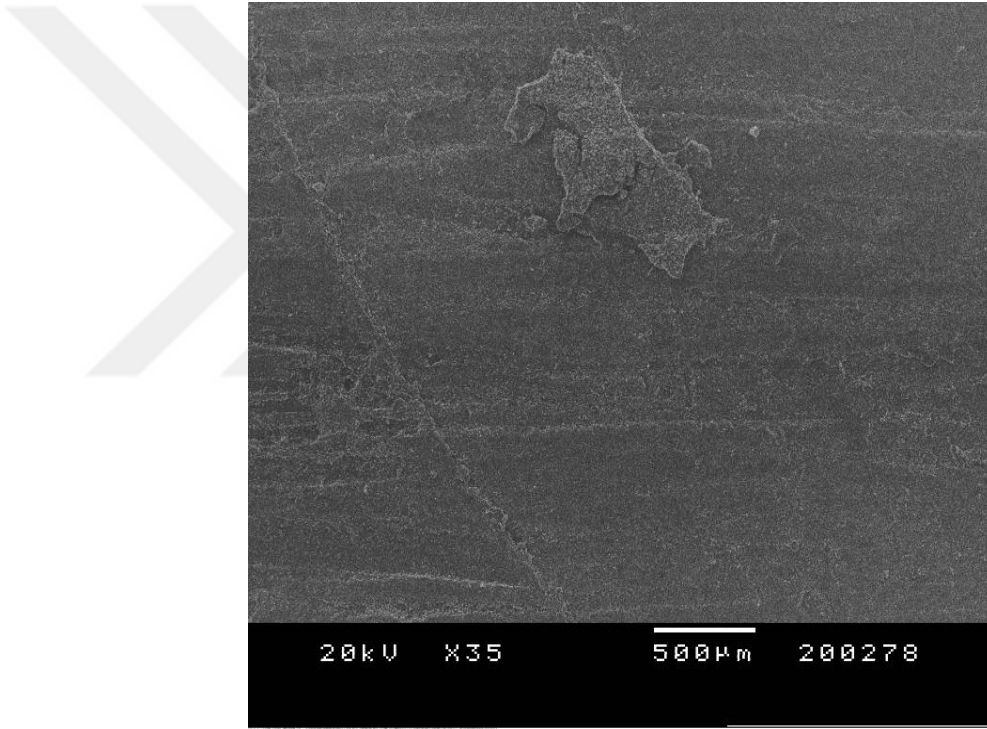
**Resim 71:** Ortoakrilik grubu adeziv kopma örneği (x35 büyütme), A: Ankastre yüzeyi, B: Ortoakrilik yüzeyi



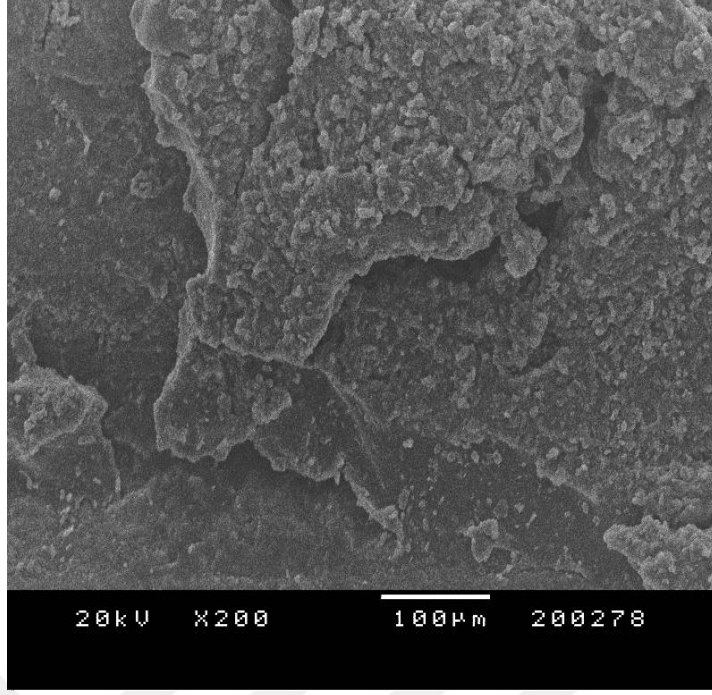
**Resim 72:** Ortoakrilik grubu adeziv kopma örneği (x200 büyütme) A: Ankastre yüzeyi, B: Ortoakrilik yüzeyi

#### 4.4.2. Miks Kopma Örneği

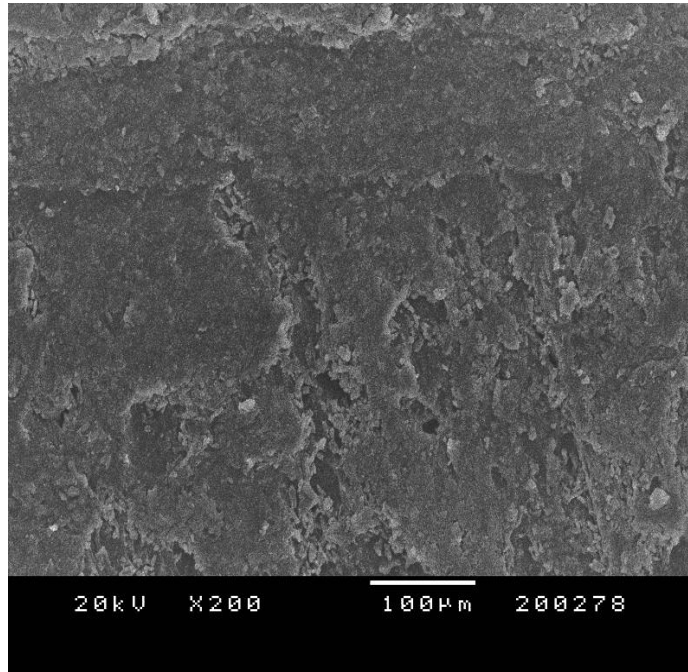
Işık ile sertleşen kaide materyali grubundan seçilen miks kopma örneği 35 ve 200 büyütmede incelendi. Örneklerden elde edilen görüntülerde ışık ile sertleşen kaide materyali yüzeyi üzerinde yapışık olarak kalmış silikon kalıntılarına rastlanmaktadır. Rezidüel silikonun yüzey özelliği oldukça pürüzlü bir yapıdadır. Silikon ile ışık ile sertleşen kaide materyalin adeziv olarak koptuğu bölümlerde, ışık ile sertleşen kaide materyalin 60 grit zımpara ile yapılan yüzey hazırlığı net bir biçimde görölmektedir (Resim 73,74,75)



**Resim 73:** Işık ile sertleşen kaide materyali grubu miks kopma örneği (x35 büyütme)



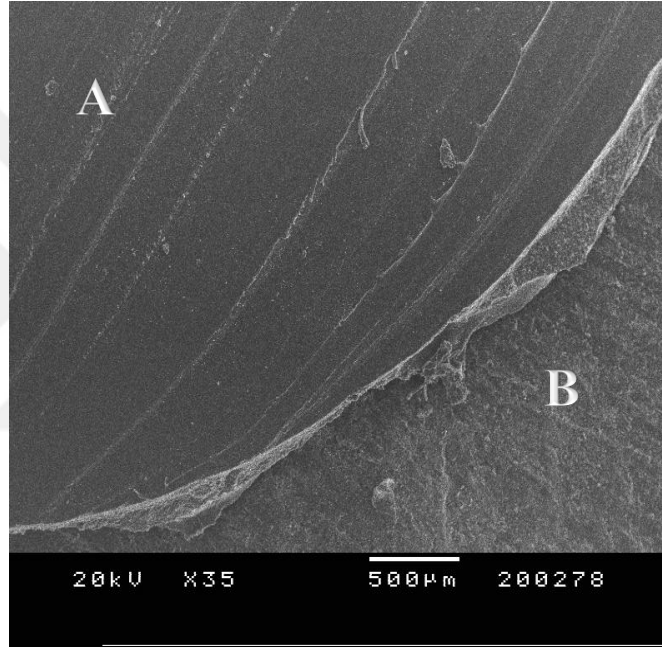
**Resim 74:** Işık ile sertleşen kaide materyali grubu miks kopma örneği (x200 büyütme)



**Resim 75:** Işık ile sertleşen kaide materyali grubu miks kopma örneği (x200 büyütme),

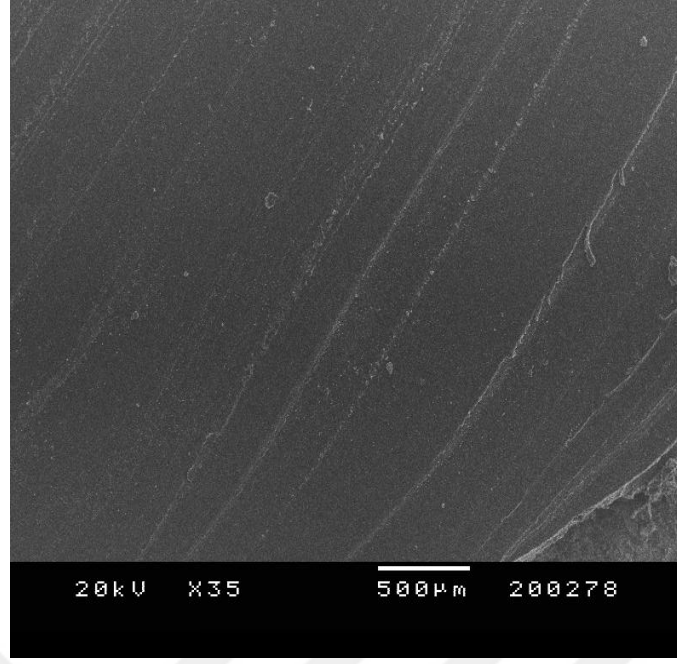
#### 4.4.3. Koheziv Kopma Örneği

FRC grubundan seçilen koheziv kopma örneği 35 ve 150 büyütmele incelendi. Silikon yüzeyindeki koheziv kopmanın düzgün biçimli olduğu, örneğin hiçbir yüzeyinde FRC'nin açıkta olmadığı, tamamının silikonla kaplı olduğu gözlemlendi (Resim 76,77,78).

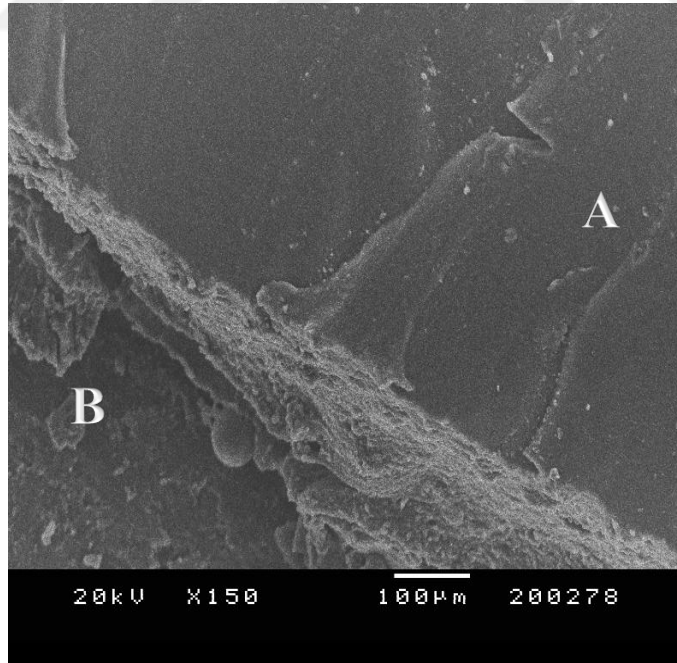


**Resim 76:** FRC grubu koheziv kopma örneği (x35 büyütme), A: Koheziv kopma gösteren silikon yüzeyi, B: Bağlantı sağlanmamış yüzey hazırlıklı FRC yüzeyi





**Resim 77:** FRC grubu koheziv kopma örneği (x35 büyütme)



**Resim 78:** Ortoakrilik grubu koheziv kopma örneği (x150 büyütme), A: Koheziv kopma gösteren silikon yüzeyi, B: Bağlantı sağlanmamış yüzey hazırlıklı FRC yüzeyi

## 5. TARTIŞMA

Geçmişte yüz protezi malzemeleri üzerine birçok araştırma yapılmış ve ideal protetik materyalin özellikleri belirlenmiştir. Hiçbir protetik materyal, idealde olması gereken tüm özellikleri taşımasa da, mevcut materyaller arasında en uygun olanının belirlenmesi ve ideale yaklaştırılması üzerine çalışmalar yürütülmüştür.

Parel ve ark. 1986'da çene-yüz protezlerinde implant kullanımının son 25 senedeki en belirgin gelişme olduğunu belirtmiştir (131).

1970'li yıllarda çene-yüz protezlerinde implant kullanımının başlamasıyla protetik rehabilitasyonda önemli avantajlar elde edilmiştir. Yüz protezlerinde ekstraoral implant kullanımı ve protezlerin yapım aşamalarında, bilgisayar teknolojisindeki gelişmelerin, alana uygulanması ile protetik rehabilitasyonda hasta ve hekim açısından tatminkar sonuçlar elde edilmeye başlanmıştır.

Çene-yüz bölgesinin protetik rehabilitasyonu, uzun süren, hem hekim hem de hasta açısından zor ve emek isteyen bir süreçtir. Oldukça pahalı bir tedavi çeşididir. Bu emek ve maddi imkan isteyen süreç sonunda, arayüzdeki ayrılma sonucu hastanın protezini kısa bir süre sonra kullanamaz duruma gelmesi, istenmeyen bir durumdur. Bu sebeple, alt ve üst yapı arasındaki bağlantı problemine çözüm arayan çalışmaların artırılmasına ihtiyaç duyulmaktadır.

Ekstraoral implant destekli çene-yüz protezlerinde tutucu olarak barlar ve magnetler kullanılmaktadır. Barların üzerine oturan klipsler veya magnetlerin sekonderleri birbirine ve silikona retantif bir altyapı (matriks) yardımıyla sabitlenirler (72). Çalışmamızda implant destekli çene-yüz protezlerindeki alt yapı materyallerinin silikon ile olan bağlantısı incelenmiştir.

Retantif alt yapıların, sekonderleri stabil bir şekilde yerinde tutma görevini yerine getirmesi yanında, üst yapı materyali olan silikonlar ile de etkin bir bağ sağlaması gerekmektedir. Protezi takıp çıkartırken altyapı-üstyapı arayüzüne gelen kuvvetlere, protezin ömrü boyunca, arayüzde hiç ayrılma olmadan dayanabilmelidir. Alt ve üst yapı arasındaki bağın bozulmaması, protezin kullanılabilir ve fonksiyonel olması açısından oldukça önemlidir (72).

Alt yapılar otopolimerizan akrilik, sıcaklıkla polimerize olan akrilik, fotopolimerizan üretan dimetakrilat içerikli rezin gibi materyallerden olabildiği gibi (72), son çalışmalar fiber destekli kompozitlerin de bu amaçla kullanılabileceğini göstermektedir (14,82).

Çalışmamızda alt yapı materyali olarak bir çeşit ortoakril olan, klinikte sıklıkla kullandığımız, şeffaf renkteki Duracryl Ortho (Dura Dent, Erk Dental), ışıkla sertleşen, bireysel kaşık yapımında kullanılan, manuplasyonu oldukça basit olan Cavex LC Dental Tray (Cavex, Hollanda) ve tarafımızdan üretilen deneysel FRC kullanılmıştır. Materyal seçiminde özellikle klinikte kullandığımız materyallerin seçimine özen gösterilmiştir. Böylece sık yaşadığımız bağlantı probleminin nedenleri ayrıntılı olarak araştırılmış olacaktır.

Aziz ve ark. (36) çalışmamızda kullandığımız silikon elastomerin (Cosmesil M511, Principality Medical, UK) yırtılma direncini  $4,87 \pm 0,25$  N/mm, gerilme direncini  $4,24 \pm 0,48$  N/mm<sup>2</sup>, uzama yüzdesini  $577,1 \pm 58,1$  ve sertliğini de  $44,99 \pm 0,91$  (I.R.H.D) olarak belirtmiştir .

Hatamleh ve ark. (5) yaptıkları çalışmada ise Cosmesil M511 için gerilme direncini 1,86 MPa, gerilme modülüsünü %100 strain limitinde 0,54 MPa, uzama yüzdesini %580,93, yırtılma direncini 6,52 kN/m ve Shore A sertliğini ise 12,64 bulmuştur.

Waters ve ark. (39) akrilik rezinlere göre elastomerlerin zayıf ıslanabilirliğe sahip olduğunu bulmuşlar ve hasta konforunu arttırmak için gelişmelere ihtiyaç olduğunu belirtmişlerdir. Yüzey enerjisi ölçümleri sonucu akrilik rezin materyaline göre, silikon elastomerlerin bakteriyel ataşmana daha az yatkın oldukları bulunmuştur.

Polyzois ve ark. (38) Cosmesil'in ıslanma özelliklerini incelemişler ve kontak açısını  $81^\circ$  olarak bulmuşlardır.

Cosmesil M511'in tüm bu özellikleri sayesinde klinikte oldukça geniş kullanım alanı bulması nedeniyle, çalışmamızda üst yapı materyali olarak seçilmiştir.

Silikon elastomerlerin alt yapı ile olan bağlantıları makaslama (103), soyulma (115,132) ve çekme (99,101) testleri ile araştırılmıştır. Makaslama bağlantı testlerinin stresleri kenarlarda biriktirdiği söylenir ve seçilen deformasyon oranından (133), test edilen materyallerden ve test aranjmanından etkilenirler (134). Soyulma testi klinik durumları simüle etse de sonuçları materyalin sertliği ve kalınlığından etkilenir ve soyulma testine tabi olan materyallerde çoğunlukla koheziv kopma olur (115,135). Çekme testi hassas bir metottur. Ancak materyalin alt yapıya bağlantısından çok kendi iç dayanımını gösterir (136). Ayrıca Hatamleh ve ark.'nın (72) yaptığı çalışmada makaslama ve  $180^\circ$  soyulma testlerinin çene-yüz silikon

elastomerlerinin otopolimerizan akrilik rezine bağlantılarını araştırmak için uygun oldukları belirtilmiştir.

Ağız içi hareketli protezlerde de çene-yüz protezlerindeki alt üst yapı arasındaki bağlantı problemi gibi, besleme materyali olarak kullanılan yumuşak astar malzemeleri ile protez kaidesi arasında bağlantı sorunu yaşanmaktadır. Yapılan literatür taramasında çene-yüz protezleri alanında çalışan bazı araştırmacıların, araştırmalarında yumuşak astar malzemeleri ile ilgili yapılan çalışmalardan yararlandıkları görölmektedir (5). Bu yaklaşım, çene-yüz protezlerinde kullanılan silikon elastomerleri ile alt yapı malzemeleri arasındaki bağlantıyı araştırırken çalışmamızda yol gösterici olmuştur. Ancak ene-yüz protezlerine gelen kuvvet eşitleri ile intraoral bir proteze gelen kuvvet eşitleri arasında fark vardır. Bu sebeple, yapılan literatür taramasında, yumuşak astar malzemelerinin protez kaidesi ile olan bağ kuvvetlerinin araştırıldığı çalışmalarda ağırlıklı olarak soyulma ve çekme testlerinin yapıldığı gözlenmiştir (76,111). Literatürde de hastaların genel olarak implant destekli yüz protezleri, protezin bir parçasını tutarak (özellikle silikon kısmı), rotasyona uğratarak veya deriden soyarak çıkarttıkları belirtilmiştir (72). İmplant destekli bir çene-yüz protezinin özellikle yerinden çıkarırken arayüzünün maruz kaldığı kuvvetlerin soyulma ve makaslama testleri ile daha iyi simüle edilebileceği düşünölmektedir.

Literatürde ekme testinin daha çok maddenin i dayanımıyla ilgili bilgi verdiği ve çene-yüz protezlerine gelen kuvvetler dikkate alınarak araştırmamızda örnekler üzerinde 180° soyulma testi ve makaslama testi uygulanmıştır.

Mc Cabe ve ark. (115) yumuşak astar malzemelerinin akrilik rezine bağlanmasını araştırdıkları çalışmalarında, örnekler üzerinde 180° soyulma testi ve çekme testi uygulanmıştır. 180° soyulma testi için önce 80×40×3 mm boyutlarında sıcak akrilden bloklar hazırlamışlardır. Daha sonra 75×30×3 mm boyutlarında belirledikleri alanın yarısına silikon elastomer bağlamışlar ve 30 mm'lik kısmını üç bölmüşlerdir. Sonuç olarak her örnek için 37,5×10 mm'lik bir bağlantı alanı elde etmişler, serbest silikonu ise 180° ters çevirip, universal test cihazında bağlantı testini gerçekleştirmişlerdir. Hatamleh ve ark. (72) ene-yüz silikonlarının alt yapıya bağlantısını araştırdıkları çalışmalarında, 180° soyulma testi örneklerinin alt yapı boyutunu 75×10×3 mm olarak belirlemişler ve bu örnekleri önce 75×65×3 mm'lik büyük plakalar halinde elde etmişlerdir. Daha sonra bu alt yapıların 75 mm'lik kısmının 50 mm'sini silikonun alt yapıya bağlanmayan serbest bir uç yaratması için

teflon bant ile kaplamışlardır. Üzerlerine 3 mm kalınlığında silikon elastomer üst yapı hazırlamışlar, ince bir testere ile her örnek bloğunu 6 parçaya ayırmışlardır. Sonuç olarak 75×10×6 mm'lik örnekler elde etmişlerdir. Lai ve ark. (129), doku adezivlerinin çene-yüz silikon elastomerlerine bağlantısını 180° soyulma testi ile incelemişlerdir. Adezivlerin çene-yüz silikon elastomerlere olan bağlantı kuvveti soyulma testi ile karakterizedir (138,139). Lai ve ark. (137) çalışmalarında dört adet adeziv test etmişlerdir. Örnek boyutlarını 75×25×3 mm olarak belirlemişler ve 25×25 mm'lik alan adeziv kullanarak bağlanmış, serbest uç 180° geriye doğru çevrilerek 12 inç/dk çene hızı ile QTest 1 aletinde teste tabi tutulmuştur. Çalışmamızda taranan literatür dikkate alınarak soyulma test örnekleri 75×10×3 mm alt yapı, 75×10×3mm üst yapı olacak şekilde 75×10×6 mm olarak tek tek hazırlanmıştır. 75 mm'lik boyun 25 mm'lik kısmı silikona adeziv olarak bağlanmış, 50 mm'lik kısmı ise serbest uç olarak bırakılmıştır.

Hatamleh ve ark (5,72) akrilik rezin ile çene-yüz silikon elastomerleri arasındaki bağın makaslama kuvvetini ölçmek için dış çapı 18 mm, iç çapı 14,4 mm, derinliği 25 mm olan içi boş silindirlerin içine, otopolimerizan akrilik doldurarak, 14,4 mm çaplı 25 mm boyunda akrilik rezin silindirler elde etmişlerdir. Bağlantı yüzeyini 60 numara su zımparasıyla hazırlamışlar ve bu yüzeyi teflon disklerle izole ederek, 8 mm çaplı, 3mm kalınlıkta silikon silindirlerin yüzey üzerinde polimerize olmasını sağlamışlardır. Elde edilen örnekler makaslama testine tabi tutulmuştur. Test, universal test aletinde, 10 mm/dk çene hızı ile gerçekleştirilmiştir. Hatamleh ve ark (140), yaptıkları diğer bir çalışmada, akrilik ve yumuşak astar materyali arayüzündeki makaslama kuvvetini 3D-FE analizi ile incelemiş ve örnekler yukarıda belirtilen boyutlarda hazırlanmıştır (140). Arayüzler, pürüzsüz ve pürüzlü şekilde bilgisayarda simüle edilmiştir. Sonuç olarak makaslama testinde örneklerle uygulanacak olan kuvvetlerin, arayüze yakın olması gerektiği, arayüze uzak uygulanan kuvvetlerin, makaslamadan çok çekme kuvveti oluşturduğu tespit edilmiştir. Ara yüze yakın uygulanan kuvvetlerle daha uniform bir stres dağılımı ve daha düşük eğilme momenti elde edilir (140). Literatürde yumuşak astar malzemelerinin akrilik rezine bağlantısını inceleyen bazı çalışmalarda, farklı bir makaslama test metodu kullanılmıştır. 8×1×0,2 cm büyüklüğünde hazırlanan akril bloklar Z şeklinde yerleştirilmiş ve kaydırılmış şekilde yerleştirilmiş iki akril blok arasında kalan 3×3×2 mm'lik mesafeye yumuşak astar malzemesi yerleştirilmiştir (141). Ancak çene-yüz protezlerde iki alt yapı arasında üst yapı bulunmamaktadır.

Alt yapı üzerine adeziv yapışan üst yapı şeklindeki protezleri simüle etmesi için çalışmamızda 10 cc'lik enjektör içine pembe otopolimerizan akrilik dökülerek 25 mm boyunda, 16 mm çapında ankastreler hazırlandı. Hazırlanan bu ankastrelerin içine torna makinasında 5 mm derinliğinde, yüzeydeki kısmı  $11\pm 1$  mm çapında, dibe doğru  $15^\circ$ 'lik açıyla genişleyen tersine konik delikler hazırlandı. Bu şekilde çalışmada kullanılan altyapı materyalinin maliyeti azaltıldı. Tersine konik delikler sayesinde altyapı malzemesi ve ankastre arasında fiziksel bir kilit oluşturuldu. Yüzey hazırlığı literatürdeki şekilde 60 numara su zımparası ile zımparalanarak yapıldı ve yüzey alanının silikon retansiyonu için pürüzlendirilerek artırılması sağlandı. Üzerine silikon üst yapılar muflalanarak örnekler elde edildi.

Frangou ve ark. silikon elastomerler (Cosmesil ve İdeal) ve akrilik rezin arasındaki bağlantı kuvvetini değişik primer ve primer karışımları kullanarak ölçmüşler ve değerleri 0,026-0,22 MPa arasında bulmuşlardır (98). Etkili bir bağlantı için primer ve silikon elastomer arasındaki uyumun önemli olduğunu vurgulamışlardır. Test yöntemi olarak overlap joint modelini kullanmışlardır. Çalışmamızda elde edilen 0,44-0,88 MPa değer aralığının farklı olmasının test yönteminin ve kullanılan malzemelerin farklılığından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Çene-yüz protezi yapım malzemelerinden silikonlar ile alt yapı materyalinin bağlantısını inceleyen çalışmalarda, makaslama test düzeneği ISO/TR 11405:1994 (E) standardına göre hazırlanmıştır. Test universal test cihazında 10 mm/dk çene hızı ile gerçekleştirilmiştir (5,72). Bağlantı gücü ise  $SG=F/A$  formülüne göre hesaplanmıştır (5,72). Bu test düzeneğinde ve aynı örnek dizaynı üzerinde yapılan bir çalışmada (140) arayüze daha yakın olan kuvvetlerin arayüzde makaslama kuvveti oluşturduğu, arayüzden uzaklaşan kuvvetlerin ise arayüzde makaslama kuvveti oluşturduğu belirtilmiştir. Çalışmamızda da örnekler, arayüzde sadece makaslama kuvveti oluşturmayı amaçlayan bu test dizaynının modifikasyonu ile test edilmiş ve bağlantı gücü aynı formül ile hesaplanmıştır.

Fiber destekli kompozitler uzun senelerdir dental alanda kullanılmaktadır. Fiber destekli sabit restorasyonlar, fiberle güçlendirilmiş hareketli bölümlü ve total protezler, ortodontik ve periodontal splintler fiberlerin dental kullanım alanlarıdır (86). Son yıllarda çene-yüz protezleri alanına da giren FRC'lerin bu alanda kullanımına ilişkin araştırmalar sayılıdır.

FRC'lerin ıslatılmış ve dental kullanıma hazır olan tipleri piyasada bulunmaktadır. Ancak ücretleri oldukça fazladır. Çene-yüz protezlerindeki alanın büyüklüğü ve altyapı olarak gerekli olan FRC'nin miktarı düşünüldüğünde, kliniğimize başvuran çene-yüz hastalarımızın çoğunun bu maliyeti karşılayamayacağı görülmektedir. Bu sorunu çözmek için maliyeti düşürme yolları aranmıştır ve FRC'nin tarafımızdan imal edilmesine karar verilmiştir.

Kurunmaki H. ve ark.(82), lateral midfasiyal bir defekti fiberle güçlendirilmiş kompozit ve silikon elastomer ile restore ettikleri bir vakada fiberle güçlendirilmiş silikon bir protezin marjinlerinin daha stabil olma eğiliminde olduğunu, fiber ile silikon arasında yeterli bir bağ olduğunu ve defekt bölgesi ile temasta olan silikon protezin deri ile benzer bir his yarattığını bildirmişlerdir. Orbital 4 adet implant üzerine yapılan protez için tek yönlü silanlanmış e-cam fiber (Stick C&B, Stick Tech Ltd, Turku, Finland) kullanılmış, yüzeyi kompozit (Sinfony, 3M ESPE) ile kaplanmış ve magnetlerin yüzeyleri de 110 µm boyunda alüminyum oksit ile kumlanarak (Rocatec Plus, 3M ESPE) hazırlanmıştır. Hazırlanan altyapının yüzeyi ise 30 µm gren ile kumlanmış (Rocatec soft, 3M ESPE, Seefeld, Germany) ve silan (ESPE Sil, 3M ESPE) uygulanmıştır. Altyapının uç kısımları T şeklinde hazırlanarak silikonun sonlanma bölgelerinde dokudan ayrılması engellenmeye çalışılmıştır. Kontrol seansları 6. haftada, 8. ayda ve 6. sene sonunda yapılmıştır. Kontrol seanslarında protezin hala kullanılabilir olduğu ve hastanın protezinden memnun olduğu bildirilmiştir. Esnek FRC, protez marjinleri ve deri arasında yüz mimikleri sırasında bile kontakt sağlamaktadır. 6 sene sonunda protez kenarlarında marjinal uyum kaybı saptanmıştır.

Hatamleh ve ark.'ın (14) içine fiber gömülen silikon çene-yüz protezlerinde primerlerin bağlantıya etkisini inceledikleri çalışmalarında rezin ile ıslatılmış 1,5 mm çaplı, 20 mm boyundaki fiber demetlerini ( C&B Fibers, StickTech, Turku, Finland) silikon elastomer (Cosmesil M511) içine gömerek 80 örnek elde etmişlerdir. 20 örnekte yüzeye primer uygulaması yapılmamış, diğer 60 örnek ise 20'şerli gruplar halinde 3 ayrı primer uygulaması yapılmıştır (G611 Principality Medical, A-304 Factor II, A-330-Gold Factor II). 20 örnek içeren gruplardan 10'ar tanesine 360 saat süresince yaşlandırma odasında yaşlandırma uygulanmıştır. Yaşlandırma siklusu quartz filtreli gün ışığı altında 18 dk ıslak, 102 dk kuru eskitme şeklindedir. Eskitme sonunda örneklere universal test aletinde 1 mm/dk çene hızıyla pull-out testi uygulanmıştır. Testlerin sonucunda bütün primerlerin eskitme yapılmadığında

bağlantıyı kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde arttırdığı bildirilmiştir. Bağlantının yaşlandırma yapılan gruplarda yapılmayan gruplara göre anlamlı şekilde düşük olduğu belirtilmiştir. Yaşlandırma yapılan gruplarda ortalama pull-out kuvvetleri (standart sapma) (N) sırasıyla primer uygulanmayan, G611, A-304, A-330-G uygulanan gruplarda 13,58 (2,61), 6,17 (2,89), 6,95 (2,61), 11,72 (3,03) dir. Yaşlandırma yapılan gruplarda bağlantı başarısızlıkların hepsinin adeziv olduğu gözlenmiştir. Çalışmamızdaki örnek dizaynı ve uygulanan testler farklıdır. Çalışmamızda yaşlandırma uygulanan ve sonrasında makaslama testine tabi tutulan fiber alt grubunda %6,7 adeziv, %6,7 miks ve %86,7 koheziv ayrılma, soyulma teste tabi tutulan fiber alt grubunda ise %80 adeziv, %20 miks kopma gözlenmiş, hiç koheziv kopma görülmemiştir. Sonuçlar arasındaki bu farkın test tipi, örnek dizaynı farkından kaynaklandığı düşünülmektedir.

FRC'lerin hazırlanmasında, fiber liflerinin matriks ile çok iyi ıslatılması gereklidir. Islanmanın tam ve doğru bir şekilde gerçekleştirilmesi, FRC'nin kuvvetlere karşı dayanımını artırır ve daha uzun ömürlü kullanımını sağlar. Matriks ile iyi ıslanmamış fiber lifleri arasında kalan boşluklar, malzemenin ömrünü kısaltmaktadır. Rezin matriks ile iyi ıslanmamış fiber lifleri arasında kalan boşluklara su absorpsiyonu olur ve bu da mekanik özelliklerin bozulmasına neden olur (90). Ayrıca bu boşluklar oksijen rezervuarlarıdır (91) ve polimer rezin matriksin polimerizasyonunu bozarlar. Bu sebeplerden, çalışmamızda FRC hazırlanırken fiber liflerinin rezin matriksle tam olarak ıslanmasına dikkat edilmiştir. Rezinle iyi bir şekilde ıslanmış fiberlerin daha şeffaf bir görüntüye sahip olduğu ve iyi ıslanmamış kısımlardaki boşlukların ise opak şekilde görüldüğü gözlenmiştir.

FRC'lerin güçlendirici etkisinde unidirectional fiberlerin yönü çok önemlidir. Bu sebeple çalışmamızda fiber yönü kuvvete dik olacak şekilde hazırlanmış ve bu şekilde güçlendirme etkin biçimde sağlanmaya çalışılmıştır.

Konvansiyonel yüz protezlerin ömürleri, literatürde implant desteklilerden daha az olarak belirtilmektedir (64,142). Ömürlerindeki bu sınırlılık silikon elastomerlerin UV ışınları (63), temizleme solüsyonları, sıvı absorpsiyonları, deriye yapışmayı sağlayan adeziv ajanların etkileri, renk ve fiziksel özelliklerindeki diğer değişimler nedeniyle degradasyona uğramalarından (36) kaynaklıdır.

Haug ve ark. (64) yaptıkları çalışmada protezlerin fiziksel özelliklerindeki ve rengindeki bozulmalar nedeniyle her 6 ay yenilenmeleri gerektiğini belirtmişlerdir.



Goiato ve ark. (63) yüz protezlerinin hızlı bozulma, retansiyon eksikliği, sertlikte ve renk bozunmasında artma ve dayanıklılıkta azalma nedenleriyle ömürlerinin 6 ay ile 1 sene arasında sınırlı olduğunu belirtmişlerdir.

Extraoral implant destekli yüz protezleri de bozunmaya uğrar. Ancak degradasyondan sorumlu ana faktörlerden biri olan adeziv kullanımı ve bu adezivi temizlemek için kullanılan solventlerin proteze verdiği zararlar, implant destekli olanlarda elimine edilmiştir. İmplant destekli yüz protezlerindeki ana felsefe, kemik desteği sağlayarak protezin adeziv yüz protezlere oranla çok daha iyi retansiyon sağlaması ve bozunmasının önlenmesidir.

Karakoca ve ark., çalışmalarında implant destekli çene-yüz protezlerin ömrünün 1-1,5 sene arasında olduğunu belirtmişlerdir (142). Bu süre adezivler ile dokuya tutunan protezlerden fazladır.

Hatamleh ve ark. (14) yaptıkları çalışmada yapay yaşlandırma için Heraeus Suntest Chamber CPS ( Atlas Material Testing Solutions Gmbh, Linsengericht, Germany) kullanmışlardır. Xenon lambasından gelen ışık quartz filtreden geçirilmiştir. 120 dk.'lık sikluslar halinde gerçekleştirilen yaşlandırma prosedüründe 18 dk. distile su püskürtmesi ile ıslak eskitme ( $29\pm 2^{\circ}\text{C}$ ), 102 dk kuru yaşlandırma ( $36\pm 2^{\circ}\text{C}$ ) yapılmıştır. Rölatif nem yaklaşık %70 tutulmuştur ve toplan 360 saat yaşlandırma uygulanmıştır. Hatamleh ve ark (72) yaptıkları diğer bir araştırmada yine aynı parametreler kullanılmıştır.

Yu ve ark.'ın (143) çalışmasında yapay yaşlandırma cihazı olarak Weather-Ometer kullanılmıştır. 2500 watt Xenon lambasına borosilikat filtre bağlanmıştır. Her 102 dk.'da 18 dk distile su püskürtmesi kullanılmış, nem %90'da tutulmuştur. Örnekler 600 ve 900 saat sonra değerlendirilmiştir. Bu çalışmada çene-yüz protez taşıyan bir kişinin günde 1 saat direkt gün ışığına maruz kaldığı varsayılmış ve 3 sene sonunda 1095 saat güneşe maruz kalacağı hesaplanmıştır. Craig ve ark.(136) yaptıkları çalışmada da bu çalışmada kullanılan parametreleri kullanmışlardır.

Han ve ark. (145) yaptıkları çalışmada ultraviyole ışığın, güneş ışığının küçük bir fraksiyonu olmasına rağmen, polimerlere ve renklendiricilere gelen zararın büyük bir kısmından sorumlu olduklarını belirtmişlerdir. UV radyasyon 100 nm ile 400 nm arasındadır. Bunun için güneş ışığı spekturumunu taklit etmek için, yapay ışık kaynaklarının yapay yaşlandırmada oldukça büyük önemi vardır. Han ve ark.'ları çalışmalarında, gün ışığıyla çok iyi eşleşen Xenon ark lambası kullanmışlardır. İrradyansı  $450 \text{ kg/m}^2$ dir. Borosilikat filtre kullanmışlardır. Test siklusu 40 dk sadece

ışık, 20 dk ışık ve önden spreyleme, 60 dk sadece ışık ve 60 dk karanlıkta arkadan spreyleme şeklindedir. Siyah panel sıcaklığı ışıktaki  $70\pm 3^{\circ}\text{C}$ , karanlıkta ise  $38\pm 3^{\circ}\text{C}$ 'dir.

Goiato ve ark.'ın (63) yaptığı çalışmada hızlandırılmış yaşlandırma prosedürü yaşlandırma odasında (Equilam, Diadema, SP, Brazil) gerçekleştirilmiştir. 12 saat süren yaşlandırma siklusunda ilk 8 saatte UV ışık ve  $60\pm 3^{\circ}\text{C}$  sıcaklığa maruz kalan örnekler daha sonraki 4 saat ise  $45\pm 3^{\circ}\text{C}$ 'de ışıksız ortamda distile suya maruz bırakılmıştır. Toplamda eskitme 1008 saat sürdürülmüştür ve bu eskitmenin 1 seneye eşit olduğu belirtilmiştir. Ancak bu çalışmada 1008 saatlik eskitme sürecinin sadece 672 saati UV ışık altında gerçekleşmektedir.

Bu yapılan çalışmaların bazıları silikonların özelliklerini ve renk değişimlerini hesaplamak için yapılmıştır. Yaşlandırma süresini fazla tutmak, fiziksel özellik ölçümü için mantıklıdır. Ancak çalışmamızda kullanacağımız eskitme cihazının diğer çalışmalardakilerden farklı olması, amacımızın bağ dayanımını ölçmek olması ve makaslama test örneklerinin ışık kaynağına, standart uzaklıktan 28 mm daha yakın olması nedeniyle, %90 nem 120 dk'lık sikluslar (18 dk distile su spreylili, 102 dk kuru UV) halinde  $43^{\circ}\text{C}$  sıcaklık parametreleri seçilmiştir. Toplam süre 200 saat olarak ayarlanmıştır.

Hatamleh ve ark.'ın (72) çene-yüz silikon elastomerlerin akrilik substrata bağlantısının araştırıldığı çalışmalarında, akrilik rezin alt yapıya (Skillbond, Skillbond Direct Ltd, Bucks, UK), 3 farklı primer (G611, Principality Medical, Newport, UK, A304 platinum primer, Factor II, Inc, Lakeside, AZ, USA, A-330-G primer, Factor II, Inc, Lakeside, AZ, USA) kullanarak iki farklı silikon elastomer üst yapıyı (Cosmesil M511, Cosmesil Z004, Principality Medical, Newport, UK) bağlamışlardır. Test yöntemi olarak  $180^{\circ}$  soyulma testi ve makaslama testi uygulamışlardır. Test örnekleri üzerinde 360 saat eskitme odasında (Suntest Chamber CPS, Heraeus Instruments, Hanau, Germany) 120 dk'lık sikluslar halinde 18 dk distile su püskürtmesi altında ıslak yaşlandırma ve 102 dk kuru yaşlandırma yapılmıştır. Xenon lamba kullanılan eskitme odasında nem %70'e ayarlanmıştır ve sıcaklık  $27-38^{\circ}\text{C}$  arasında değişken kullanılmıştır. Makaslama ve 180 soyulma testleri 10mm/dk çene hızı ile universal test cihazında (Zwick Roell Z020) gerçekleştirilmiştir. Makaslama testi sonuçlarında makaslama bağlantı gücü  $BS=F/A$  formülüne göre hesaplanmıştır (BS bağlantı gücü, F(N) maksimum kuvvet, A ( $\text{mm}^2$ ) bağlantı yüzeyinin kesit alanı). Makaslama bağlantı gücü ortalaması Z004-G611 grubunda  $1,00\text{N}/\text{mm}^2$ , Z004-A304 grubunda  $0,90\text{N}/\text{mm}^2$ , Z004-A330-G

grubunda 0,89 N/mm<sup>2</sup>, M511-G611 grubunda 0,59 N/mm<sup>2</sup>, M511-A304 grubunda 0,66 N/mm<sup>2</sup>, M511-A330-G grubunda 0,64 N/mm<sup>2</sup>, S25-G611 grubunda 0,56 N/mm<sup>2</sup>, S25-A304 grubunda 0,54 N/mm<sup>2</sup> ve S25-A330-G grubunda ise 0,48 N/mm<sup>2</sup> olarak bulunmuştur. Yaşlandırma sonrası bağlantı kuvveti üzerinde primer farkının bir etkisi olmadığı (p=0,184), bağlantı kuvveti üzerine silikon üst yapı farklılığının etkili olduğu (p<0,001) belirtilmiştir. Primerler ve silikonlar arasında istatistiksel olarak belirgin bir ilişki olmadığı (p=0,107) bildirilmiştir. Bonferroni post hoc testine göre primerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur (p>0,05). Silikon elastomerlerden Z004, M511'den (p=0,00) ve S25'ten (p=0,00) istatistiksel olarak farklıdır. M511 S25'ten istatistiksel olarak anlamlı şekilde farklıdır (p=0,011). Çalışmamızda ise makaslama bağlantı testi ortalamaları O grubunda 0,66 N/mm<sup>2</sup>, U grubunda 0,59 N/mm, F grubunda ise 0,68 N/mm olarak bulunmuştur. Ortalama SG değerleri incelendiğinde alt yapılar arasındaki makaslama bağlantı gücü farkı O(0,6600±0,0515), U(0,5993±0,5516) ve F(0,6820±0,0553) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (p>0,05)

Aynı araştırmadaki soyulma bağlantı gücü  $PS = F/W \cdot ((1 + \lambda)/2 + 1)$  (PS soyulma gücü, F (N) kaydedilen maksimum kuvvet, W(mm) örneklerin eni,  $\lambda$  silikon elastomerin uzama katsayısı) formülüne göre hesaplanmıştır. Soyulma testi sonucunda Z004-G611 grubunda bağlantı gücü ortalaması 1,64N/mm, Z004-A304 grubunda 0,94 N/mm, Z004-A330-G grubunda 8,22 N/mm, M511-G611 grubunda 0,51 N/mm, M511-A304 grubunda 2,12 N/mm, M511-A330-G grubunda 2,30 N/mm, S25-G611 grubunda 1,49 N/mm, S25-A304 grubunda 0,76 N/mm ve S25-A330-G grubunda ise 6 N/mm olarak bulunmuştur. Yaşlandırma yapılan gruplarda silikonlardan M511 (p=0,00) ve Techsil, S25' ten (p=0,042) istatistiksel olarak farklı bulunmuştur. M511 elastomer ise S25' ten farklı bulunmuştur (p=0,004). Primerlerde post hoc testi sonucu A330-G'nin G611'den (p=0,00) ve 304'ten (p=0,00) istatistiksel olarak farklı olduğu bulunmuştur. Çalışmamızda ise 180° soyulma testinde soyulma bağlantı gücü sonuçları O grubunda 0,32 N/mm, U grubunda 0,89 N/mm ve F grubunda ise 0,88 N/mm olarak bulunmuştur. Ortalama PG değerleri incelendiğinde; alt yapılar arasındaki soyulma bağlantı gücü farkı U (0,8953±0,1897) ve F (0,8807±0,2259) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (p>0,05). O (0,3267±0,0952) grubu, U (0,8953±0,1897) ve F (0,8807±0,2259) gruplarından istatistiksel olarak anlamlı oranda düşük bulunmuştur (p<0,05). Çalışmamızdaki sonuçların literatürdeki çalışmadan farklı olmasının kullanılan

materyallerdeki farklılık ve maksimum kuvvet hesaplanmasında bağlantı başarısızlığının başladığı noktadaki maksimum kuvvetin alınmasına bağlı olduğu düşünülmektedir. Literatürde 180° soyulma testinde yaşlandırma sonrası genel olarak adeziv ayrılmanın gözlendiği (%79,5) ve koheziv ayrılmanın ise %20,5 oranında görüldüğü bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda da literatürle tutarlı olarak genelde adeziv ayrılma (%93,3) ve az oranda da miks ayrılma (%6,7) gözlenmiştir. Koheziv ayrılmaya rastlanmamıştır.

Çalışmamızdaki sonuçların literatürdeki çalışmadan farklı olmasının kullanılan materyallerdeki farklılık ve maksimum kuvvet hesaplanmasında bağlantı başarısızlığının başladığı noktadaki maksimum kuvvetin alınmasına bağlı olduğu düşünülmektedir. Literatürde eskitilen makaslama test örneklerinde büyük oranda koheziv başarısızlık (%84,4) bildirilmiştir. Adeziv başarısızlık %8,9 ve miks başarısızlık ise %6,7 oranında bulunmuştur. Çalışmamızda da literatürle tutarlı olarak en çok koheziv başarısızlık (%64,4) gözlenmiştir. Adeziv başarısızlık %8,9 oranında bulunurken miks başarısızlık ise %26,7'dir.

SEM ile ilgili yapılan literatür taramasında maksillofasiyal silikonlar ve yumuşak astar malzemeleri üzerinde yapılan çeşitli çalışmalara rastlanmıştır. Han ve ark.'ın yaptığı ve nanooksit konsantrasyonunun maksillofasiyal silikon elastomerlerin mekanik özelliklerine etkisinin incelendiği çalışmada, çekme ve yırtma testlerine tabi tutulan örnek yüzeyleri SEM ile incelenmiştir (146). Zayed ve ark., silikon dioksit nano partiküllerinin maksillofasiyal silikon elastomerlerin mekanik özellikleri üzerine olan etkisinin araştırıldığı çalışmada, elastomer matris içindeki nano silisyum dioksit dağılımını belirlemek için görüntüleme yöntemi olarak SEM kullanmışlardır (147). Literatürde maksillofasiyal silikonlar üzerine olan candida albicans tutulumunu belirlemek için SEM kullanılan, Kurtulmuş ve ark.'ın yaptığı bir çalışmaya da rastlanmıştır (148).

Yumuşak astar materyalleri üzerinde yapılan çalışmalar tarandığında, bağlantı kuvvetinin (149,150), viskoelastik özelliğin (151) ve mikrobiyal tutulumun (152) araştırıldığı çalışmalarda, görüntüleme yöntemi olarak SEM kullanıldığı görülmektedir.

Çalışmamızda, tüm makaslama örnekleri arasından adeziv, miks ve koheziv özellik gösteren 3 örnek seçilmiştir. Alınan görüntülerde, adeziv kopma gösteren ortoakrilik grubu örneğinin, 35 büyütmede yüzeyde silikon kalıntısı gözlenmezken, 200 büyütmede silikon kalıntısı olduğu düşünülen, 50 µm'den küçük çaplı, yüzey

düzensizliklerine rastlandı. Ortoakrilik olan kısımların oldukça düz olduğu, yüzey hazırlığıyla ilişkili olduğu düşünülen zımpara izleri gözlemlendi. 50 µm'den küçük silikon partikülleri, büyüteç ile saf adeziv kopma olduğuna karar verilen örneklerin de mikron düzeyinde miks özellik gösterdiğini ortaya koymuştur.

Işık ile sertleşen kaide materyali grubunda seçilen miks kompa örneğinin, 35 ve 200 büyütmedeki görüntülerinde, rezidüel silikon parçalarının yüzeyinde düzensiz bir kopma olduğu görülmüştür.

FRC grubundan seçilen koheziv kopma örneğinin 35 ve 150 büyütmelelerdeki incelemelerinde, silikon yüzeyinin düzensiz bir şekil gösterdiği görülmüştür.

Literatürde verilerin karşılaştırılacağı, malzeme ve yöntemin benzer olduğu bir çalışmaya rastlanmamıştır. Adeziv kopma gösteren örnekler, mikron düzeyinde miks özellik gösterse bile, klinik kullanımda silikon-altyapı arayüzünde ayrılma gösteren protezler başarısız sayılmaktadır.

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada elde edilen verilerin değerlendirilmesi neticesinde aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır:

1. Ön çalışmada deneysel fiber destekli kompozit grubunun hazırlanmasında örneklerdeki fiberin arttırılması ve kompozitin sadece yüzeye ince bir tabaka halinde uygulanması gerektiği görülmüştür. Klinik kullanımdaki alt yapı dizaynı hazırlığında dikkate alınması gereken bir husus olduğu düşünülmektedir.

2. Test yöntemi olarak 180° soyulma testi ve makaslama testi yöntemleri birim alan başına düşen kuvvet hesaplanabildiği için maksillofasiyal silikonların alt yapı materyalleri ile bağlantılarını araştırmak için uygun olduğu düşünülmektedir.

3. Ortoakril grubunda görülen zayıf bağlantının polimerizasyon sonrası ortamda kalan artık monomere bağlı olduğu düşünülmektedir. Bu konunun ayrıntılı incelenmesi gerekmektedir.

4. Deneysel fiber destekli kompozit grubu ile silikonun bağlantısı taranabilen literatürde ilk kez araştırmamızda incelenmiş ve ışık ile sertleşen kaide materyali grubu ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Ortoakril grubu, deneysel fiber destekli kompozit ve ışık ile sertleşen kaide materyali gruplarına göre silikona bağlantı açısından zayıf bulunmuştur.

5. Deneysel fiber destekli kompozit grubu, klinikte sıklıkla kullanılan ışık ile sertleşen kaide materyali grubu ile benzer sonuçlar verdiği için başarılı alternatif bir alt yapı materyali olarak kabul edilebilir.

6.  $H_0$  hipotezi bağ dayanımı açısından makaslama testi için kabul edilmiş ancak 180° soyulma testi için reddedilmiştir. Ayrılma tipleri değerlendirildiğinde ise, makaslama testi için reddedilmiş ancak 180° soyulma testi için kabul edilmiştir.

7. Deneysel fiber destekli kompozit grubu yaşlandırma sonrası bağlantı kuvveti açısından tatmin edici sonuç vermiştir. Ancak sonucun klinik uygulamalarla desteklenmesi gerekmektedir.

8. 10 büyütme büyüteç ile adeziv olarak değerlendirilen örneklerin, mikron düzeyinde silikon parçaları ihtiva ettiği, yani miks kopma gösterdiği görülmüştür. Bu sonuç ile klinik uygulamadaki başarısızlık açısından bir fark olmadığı düşünülmektedir. Ancak, adeziv kopma gösteren örneklerdeki mikron düzeyindeki bağlantı, geliştirilmesi sonucunda arayüzdeki bağlantı sorunlarına bir çözüm olabilir.

## 7. KAYNAKLAR

1. Goiato MC, Ribeiro PP, Pellizzer EP, Garcia Junior IR, Pesqueira AA, Haddad MF. Photoelastic analysis of stress distribution in different retention systems for facial prosthesis. *J Craniofac Surg* 2009; 20 (3): 757-761.
2. Leonardi A, Buonacorsi S, Pellachia V, Moricca LM, Indrizzi E, Fini G. Maxillofacial prosthetic rehabilitation using extraoral implants. *J Craniofac Surg* 2008; 19(2):398-405.
3. Sousa AA, Mattos BS. Magnetic retention and bar-clip attachment for implant-retained auricular prostheses: a comparative analysis. *Int J Prosthodont* 2008; 21(3):233-236.
4. Goiato MC, Haddad MF, Sinhoreti MAC, Santos DM, Pesqueira AA, Moreno A. Influence of opacifiers on dimensional stability and detail reproduction of maxillofacial silicone elastomer. *Biomed Eng Online* 2010; 9:85.
5. Hatamleh MM, Watts DC. Mechanical properties and bonding of maxillofacial silicone elastomers. *J Dent Mat* 2010; 26: 185-191.
6. Allen PF, Watson G, Stassen L, McMillan AS. Peri-implant soft tissue maintenance in patients with craniofacial implant retained prostheses. *Int J Prosthodont* 2010; 29(2): 99-103.
7. Chung RW, Siu AS, Chu FC, Chow TW. Magnet retained auricular prosthesis with an implant-supported composite bar: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2003; 89(5):446-449.
8. Brent B. A personal approach to total auricular reconstruction: Case study. *Clin Plast Surg* 1981; 8: 211-221.
9. Furnas DW. *Clinical plastic surgery*, WB Saunders Co., Philadelphia 1978; 315-498.
10. Tanzer RC, Edgerton MT. (1974). *Symposium on reconstruction of the auricle*, CV Mosbyn Co., St. Louis 1974; 47.
11. Brenner P, Berger A. Epitheses of the face. *Handchir Microchir Plast Chir* 1992; 24: 88-92.
12. Wolfaardt JF, Cleaton-Jones P, Lownie J, Ackermann G. Biocompatibility testing of a silicone maxillofacial prosthetic elastomer: soft tissue study in primates. *J Prosthet Dent* 1992; 68: 331-338.
13. Chang TL, Garret N, Roumanas E, Beumer J. Treatment satisfaction with facial prostheses. *J Prosthet Dent* 2005; 94: 275-280.
14. Hatamleh MM, MPhil, Watts DC. Effects of bond primers on bending strength and bonding of glass fibers in fiber-embedded maxillofacial silicone prostheses. *J Prosthodont* 2011; 20:113-119.

15. Kiat-Amnuay S, Waters PJ, Roberts D, Gettleman L. Adhesive retention of silicone and chlorinated polyethylene for maxillofacial prostheses. *J Prosthet Dent* 2008; 99: 483-488.
16. Beumer J, Curtis T, Marunick M. *Maxillofacial Rehabilitation. Prosthodontic and Surgical Considerations*, St. Louis 1996; 377-455.
17. Rahn AO, Boucher LJ. *Maxillofacial prosthetics principles and concepts*, W. B. Saunders Company, Philadelphia 1970.
18. İhsanoğlu E, Günergün F. *Bilim Tarihi: Dünya kültürlerinde bilimin tarihi ve gelişmesi*, Tahtalı Yayıncılık, Ankara 2003; 374-395.
19. Valauri AJ. *Maxillofacial prosthetics*, *Aesth Plast Surg* 1982; 6: 159-162.
20. Controy B, Hulterstrom A. The history and development of facial prosthetics. *Dent Technol* 1978; 3: 11-12.
21. Dreyer JLE. *Tycho Brache*, The Macmillan Company, New York 1890; 74-95.
22. Barnhart GW. A new material and technic in the art of somato prosthesis. *J Dent Res* 1960; 39:836-844.
23. Bulbulian AH. *Maxillofacial prosthetics. Evolution and practical application in patient rehabilitation*. *J Prosthet Dent* 1965; 15:554.
24. Bulbulian AH. *Facial prosthesis*. WB Saunders Co, Philadelphia 1945; 157-176.
25. Bulbulian AH. An improved technic for prosthetic restoration of facial defects by use of a latex compound, *Prof Staff Meet, Mayo Clin* 1939; 14:433-439.
26. Upham RH. *Artificial noses and ears*, Boston MA 1901; 522-523.
27. Kazanjian VH, Converse JM. *The surgical treatment of facial İnjuries*, Williams&Wilkins Co, Baltimore, MD 1959; 30:1041-1070.
28. Chalian VA, Philips RW. *Materials in maxillofacial prosthetics*. *J Biomed Mat Res* 1974; 5(2): 349-363.
29. Keskin H, Özdemir T. *Çene -Yüz Protezleri*, İ.Ü. Basımevi, İstanbul 1995; 147-175.
30. Lewis DH, Castelberry DJ. An assessment of recent advances in maxillofacial prosthetic materials. *J Prosthet Dent* 1980; 43: 426-432.
31. McFall J. Market perspective of materials for extraoral maxillofacial prosthetics. *Trans Acad Dent Mater* 1992; 5: 83-92.
32. Polyzois GL, Tarantili PA, Frangou MJ, Andreopoulos AG. Physical properties of a silicone prosthetic elastomer stored in simulated skin secretions. *J Prosthet Dent* 2000; 83: 572-577.
33. Conroy B, Haylock C, Hulterstrom AK, Pratt G, Winter RW. Report of a four year research and development programme involving the Institute of Maxillofacial Technology and the University of Wales Institute of Science and Technology aimed



- at the production of a new facial prosthetic system. Proc Inst Maxillofac Technol 1979; 218-245.
34. Roberts AC. Silicones for facial prostheses. Dent Practitioner 1971; 21: 267-284.
  35. Wolfaardt JF, Chandler HD, Smith BA. Mechanical properties of a new facial prosthetic material. J Prosthet Dent 1985; 53: 228-234.
  36. Aziz T, Waters M, Jagger R. Analysis of the properties of silicone rubber maxillofacial prosthetic materials. J Dent 2003; 31: 67-74.
  37. Waters MGJ, Jagger RG, Winter RW. Effect of surface-modified fillers on the water-absorption of a RTV silicone denture soft lining material. J Dent 1996; 24: 297-300.
  38. Polyzois GL, Winter RW, Stafford GD. Boundary lubrication and maxillofacial prosthetic polydimethylsiloxanes. Biomaterials 1999; 12: 79-82.
  39. Waters MGJ, Jagger RG, Polyzois GL. Wettability of silicone rubber maxillofacial prosthetic materials. J Prosthet Dent 1999; 81: 439-443.
  40. Veres EM, Wolfaardt JF, Becker PJ. An evaluation of the surface characteristics of a facial prosthetic elastomer. Part I: Review of the literature on the surface characteristics of dental materials with maxillofacial prosthetic application. J Prosthet Dent 1990; 63: 193-197.
  41. Veres EM, Wolfaardt JF, Becker PJ. An evaluation of the surface characteristics of a facial prosthetic elastomer. Part II: The surface texture. J Prosthet Dent 1990; 63: 325-331.
  42. Veres EM, Wolfaardt JF, Becker PJ. An evaluation of the surface characteristics of a facial prosthetic elastomer. Part III: Wettability and hardness. J Prosthet Dent 1990; 63:466-471.
  43. Maller US, Karthik KS, Maller SV. Maxillofacial Prosthetic Materials- Past and Present Trends. JIADS 2010; 1:25-30.
  44. Mugan N, Tuncer EB, Keskin H, Özdemir T. İki burun epitezi. İÜDHF Dergisi 1979; 12: 281-283.
  45. Pişkin T, Günay Y. Yüz protezi (epitezi) materyallerindeki gelişmeler. MUDHF Dergisi 1983; 1: 33-36.
  46. Kurtoğlu C, Uzel İ. Geçmişten bugüne yüz protez materyalleri. CÜDHFD 2008; 11:2.
  47. Bellamy K, Limbert G, Waters MG, Middleton J. An elastomeric material for facial prostheses: synthesis, experimental and numerical testing aspect. Biomat 2003; 24:5061-5066.

48. Uyan D. Yüz protezleri yapımında kullanılan iki farklı tip silikon elastomerin in vivo implantasyon tekniği ile biyolojik uyumuluk açısından kıyaslanması, Doktora tezi , İ.Ü. Diş hekimliği fakültesi 2006.
49. Aydınatay K, Korkmaz T, Coşkun A, Yılmaz C, Yaluğ S. Renklendirilmiş ve renklendirilmemiş maksillofasiyal elastomerlerine ultraviyole ışığı verilmesi ile oluşan renk değişikliklerinin incelenmesi. CÜDHFD 2004; 7:2.
50. Aziz T, Waters M, Jagger R. Development of a new polydimethylsiloxane maxillofacial prosthetic material. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2003; 65(2): 252-261.
51. Dootz ER, Koran A, Craig RG. Physical properties of three maxillofacial materials as a function of accelerated aging. J Prosthet Dent 1994; 71: 379-383.
52. Hatamleh MM, Haylock C, Watson J, Watts DC. Survey about attitudes, opinions and experience of maxillofacial prosthetists and technologists in the UK toward maxillofacial silicone prostheses. Int J Oral Maxillofac Surg 2010; 39(12):1186-1192
53. Hulterstrom AK, Berglund A, Ruyter IE. Wettability, water sorption and water solubility of seven silicone elastomers used for maxillofacial prostheses. J Mater Sci Mater Med 2008; 19: 225-231.
54. Hulterstrom AK, Ruyter IE. Changes in appearance of silicone elastomers for maxillofacial prostheses as a result of aging. Int J Prosthodont 1999; 12: 498-504.
55. Lassila LV, Nohrstrom T, Vallittu PK. The influence of short-term water storage on the flexural properties of unidirectional glass fiber-reinforced composites. Biomaterials 2002; 23: 2221-2229.
56. Goiato MC, Pesqueira AA, Santos DM, Dekon SF. Evaluation of hardness and surface roughness of two maxillofacial silicones following disinfection. Braz Oral Res 2009; 23(1): 49-53.
57. Mancuso DN, Goiato MC, Santos DM. Color stability after accelerated aging of two silicones, pigmented or not, for use in facial prostheses. Braz Oral Res 2009; 23(2): 144-148.
58. Goiato MC, Haddad MF, Santos DM, Pesqueira AA, Moreo A. Hardness evaluation of prosthetic silicones containing opacifiers following chemical disinfection and accelerated aging. Braz Oral Res 2010; 24(3):303-308.
59. Dexter SC, Sullivan JD, Williams J, Watson SW. Influence of substrate wettability on the attachment of marine bacteria to various surfaces. Appl Microbiol 1975; 30: 298-308.
60. Sönju T, Rölla G. Pellicle formation on mylar strips and other artificial surfaces. J Periodont Res 1972; 10: 20-21.

61. Van Dijk J, Herkstroter F, Busscher H, Weerkamp A, Jansen H, Arends J. Surface-free energy and bacterial adhesion: an in vivo study in beagle dogs. *J Clin Periodontol* 1987; 14: 300-304.
62. Waters MG, Williams DW, Jagger RG, Lewis MA. Adherence of candida albicans to experimental denture soft lining materials. *J Prosthet Dent* 1997; 77: 306-312.
63. Goiato MC, Pesqueira AA, Moreno A, Santos DM, Haddad MF, Bannwart LC. Effects of pigment, disinfection and accelerated aging on the hardness and deterioration of a facial silicone elastomer. *Polymer Deg Stability* 2012; 97: 1577-1580.
64. Haug SP, Moore BK, Andres CJ. Color stability and colorant effect on maxillofacial elastomers. Part II: Weathering effect on physical properties. *J Prosthet Dent* 1999; 81: 423-430.
65. Tjellstrom A, Jacobsson M. The bone anchored maxillofacial prostheses. In: Albrektsson T, Zarb G. *The Branemark Osseointegrated Implant*, Quintessence Books, Chicago 1989; 235.
66. Goiato MC, Pesqueira AA, Silva CR, Filho HG, Santos DM. Patient satisfaction with maxillofacial prosthesis. Literature review. *J Plast Recons Aesth Surg* 2009; 62: 175-180.
67. Shoen PJ, Raghoebar GM, Van RP, Reintsema H, Laan BF, Burlage FR, et al. Treatment outcome of bone-anchored craniofacial prostheses after tumor surgery. *Cancer* 2001; 92: 3042-3050.
68. Goiato MC, Fernandes AUR, Santos DM, Barao VAR. Positioning magnets on a multiple/sectional maxillofacial prosthesis. *J Contemp Dent Pract* 2007; 7: 101-107.
69. Markt JC, Lemon JC. Extraoral maxillofacial prosthetic rehabilitation in the M.D. Anderson Cancer Center: a survey of patient attitudes and opinion. *J Prosthet Dent* 2001; 85: 608-613.
70. Rieger J, Wolfaardt J, Seikaly H, Jha N. Speech outcomes in patients rehabilitated with maxillary obturator prostheses after maxillectomy: a prospective study. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 139-144.
71. Wolf BH, Reitemeier BK, Schmidt AE, Richter GH, Duncan G. In vitro testing of the bond between soft materials used for maxillofacial prostheses and cast titanium. *J Prosthet Dent* 2001; 85: 401-408.
72. Hatamleh MM, Watts DC. Bonding of maxillofacial silicone elastomers to an acrylic substrate. *Dent Mater* 2010; 26: 387-395.
73. Kennedy KC, Chen T, Kusy RP. Behaviour of photopolymerized silicate-glass-fiber reinforced dimethacrylate composites subjected to hydrothermal aging. *J Mater Sci* 1998; 9: 243-248.

74. Ramakrishna S, Mayer J, Wintermantel E, Leong KW. Biomedical applications of polymer-composite materials: A review. *Com Sci Tech* 2001; 61:1189-1224.
75. Krause WR, Park SH, Straup RA. Mechanical properties of BIS-GMA resin short glass fiber composites. *J Biomed Mater Res* 1989; 23: 1195-1211.
76. Abdulmajeed AA, Narhi TO, Vallittu PK, Lassila LV. The effect of high fiber fraction on some mechanical properties of unidirectional glass fiber-reinforced composite 2011; 27: 313-321.
77. Vallittu PK. Curing of a silane coupling agent and its effect on the transverse strength of autopolymerizing polymethylmethacrylate glass fiber composite. *J Oral Rehabil* 1997; 24: 124-130.
78. Friskopp J, Blomlof L. Intermediate fiberglass splints. *J Prosthet Dent* 1984; 51:334-337.
79. Körber HK, Körber S. Experimentelle untersuchungen zur passgenauigkeit von GFK Brückengerüsten 'Vectris'. *Quintessenz Zahntech* 1998; 24: 43-53.
80. Vallittu PK. Glass fiber reinforcement in repaired acrylic resin removable dentures: Preliminary results of a clinical study. *Quintessence Int* 1997; 28:39-44.
81. Vallittu PK. The effect of glass fiber reinforcement on the fracture resistance of a provisional fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1998; 79: 125-130.
82. Kurunmaki H, Kantola R, Hatamleh MM, MPHil, Watts DC, Vallittu PK. A fiber-reinforced composite prosthesis restoring a lateral midfacial defect: A clinical report. *J Prosthet Dent* 2008; 100:348-352.
83. Hatamleh MM, Watts DC. Effects of accelerated artificial daylight aging on bending strength and bonding of glass fibers in fiber-embedded maxillofacial silicone prostheses. *J Prosthodont* 2010; 19: 357-363.
84. Brown D. Fibre reinforced materials. *Dent Update* 2000; 27: 442-448.
85. Miettinen VM, Narva KK, Vallittu PK. Water sorption, solubility and effect of post-curing of glass fibre reinforced polymers. *Biomaterials* 1999; 20: 1187-1194.
86. Vallittu PK. Fibre-reinforced composites in minimal invasive prosthodontics, *Nordic Dentistry Year Book Quintessence Publishing Group* 2003; 153-159.
87. Vallittu PK. A review of methods used to reinforce polymethyl methacrylate resin. *J Prosthodont* 2005; 4: 183-187.
88. Vallittu PK. A review of fiber-reinforced denture base resins. *J Prosthodont* 1996; 5: 270-276.
89. Tsushima S, Gomi H, Shinya A, Yokoyama D, Vallittu PK. Effect of commercially available bonding agents impregnated with fibers on bending strength of hybrid resin. *Dent Mater* 2008; 27: 723-729.

90. Miettinen VM, Vallittu PK. Water sorption and solubility of glass fiber-reinforced denture polymethyl methacrylate resin. *J Prosthet Dent* 1997; 77: 531-534.
91. Vallittu PK. Experience of using glass fibers with multiphase acrylic resin systems: Theoretical background and clinical examples, The first symposium on fiber-reinforced plastics in dentistry 1999.
92. Hensten-Pettersen A. Skin and mucosa reactions associated with dental materials. *Eur J Oral Sci* 1998; 106:707-712.
93. Loza-Herrero MA, Rueggeberg FA. Time temperature profiles of post-cure composite oven. *Gen Dent* 1998; 46: 79-83.
94. Loza-Herrero MA, Rueggeberg FA, Caughman WF, Schuster GS, Lefebvre CA, Gardner FM. Effect of heating delay on conversion and strength of a post-cured resin composite. *J Dent Res* 1998; 77: 426-431.
95. Zanghellini G. Faserverstärkung-die festigkeit ist eine funktion des volumenanteils der fasern im FRC-werkstoff. *Philip J* 1997; 14: 390-393.
96. Dyer DR, Lassila LV, Jokinen M, Vallittu PK. Effect of fiber position and orientation on fracture load of fiber-reinforced composite. *Dent Mater* 2004; 20: 947-955.
97. Pantago CG, Carman LA, Warner S. Glass fiber surface effects in silane coupling, Silanes and other coupling agents 1992; 229-240.
98. Frangou MJ, Polyzois GL, Tarantili PA, Andreopoulos AG. Bonding of silicone extra-oral elastomers to acrylic resin: the effect of primer composition. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2003; 11: 115-118.
99. McMordie R, King GE. Evaluation of primers used for bonding silicone to denture base material. *J Prosthet Dent* 1989; 61: 636-639.
100. Minami H, Suzuki S, Ohashi H, Kurashige H, Tanaka T. Effect of surface treatment on the bonding of an autopolymerizing soft denture liner to a denture base resin. *Int J Prosthodont* 2004; 17: 297-301.
101. Polyzois G, Frangou M. Bonding of silicone prosthetic elastomers to three different denture resins. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 535-538.
102. Matinlinna JP, Lassila LV, Vallittu PK. The effect of five silane coupling agents on the bond strength of a luting cement to a silica-coated titanium. *Dent Mater* 2007; 23: 1173-1180.
103. Hatamleh MM, Watts DC. Fibre reinforcement enhances bonding of soft lining to acrylic dental and maxillofacial prostheses. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2008; 16: 116-121.
104. Hatamleh MM, Watts DC. Porosities and bonding of maxillofacial silicone elastomer with embedded glass fiber bundles. *Int J Anaplast* 2008; 2: 15-23.

105. Deng HY, Zwetchkenbaum S, Noone AM. Bond strength of silicone to polyurethane following immersion of silicone in cleaning solutions. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 582-585.
106. Huber H, Studer SP. Materials and techniques in maxillofacial prosthodontic rehabilitation. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am* 2002; 14: 73-93.
107. Eleni PN, Krokida MK, Frangou MJ, Polyzois GL, Maroulis ZB, Marinos-Kouris D. Structural damages of maxillofacial biopolymers under solar aging. *J Mater Sci Mater Med* 2007; 18: 1675-1681.
108. Lehmann KM, Arnim FV. Studies on the retention forces of snap-on attachments. *Quintess Dent Technol* 1978; 7: 45-48.
109. Wang R, Collard SM, Lemon J. Adhesion of silicone to polyurethane in maxillofacial prostheses. *Int J Prosthodont* 1994; 7: 43-49.
110. Al-Salehi SK, Calder ID, Lamb DJ. Magnetic retention for obturators. *J Prosthodont* 2007; 16: 214-218.
111. ASTM International. *Engineered Materials Handbook, Adhesives and Sealants* 1990; 3:391-405.
112. Saunders DEJ. A critical review of test methods for adhesively bonded joints, Unofficial NPL Report 1992.
113. Broughton WR, Mera RD. Review of durability test methods and standards for assessing long term performance of adhesive joints, National Physical Laboratory, Teddington, Middlesex, UK 1997.
114. ISO 8510-2. Adhesives- Peel test for a flexible-bonded-to-rigid test specimen assembly-180° peel test 1990.
115. McCabe JF, Carrick TE, Kamohara H. Adhesive bond strength and compliance for denture soft lining materials. *Biomater* 2002; 23: 1347-1352.
116. Eleni PN, Krokida MK, Polyzois GL, et al. Mechanical behaviour of a polydimethylsiloxane elastomer after outdoor weathering in two different weathering locations. *Poly Deg Stab* 2011; 96: 470-476.
117. Mohite UH, Sandrik JL, Land MF, et al. Environmental factors affecting mechanical properties of facial prosthetic elastomers. *Int J Prosthodont* 1994; 7: 479-486.
118. Haug SP, Andres CJ, Munoz CA, Byrne G. Effects of environmental factors on maxillofacial elastomers: Part III- Physical properties. *J Prosthet Dent* 1992; 68: 644-651.
119. Andres CJ, Haug SP, Munoz CA, Bernal G. Effects of environmental factors on maxillofacial elastomers: Part I- Literature review. *J Prosthet Dent* 1992; 68: 327-330.

120. Ying H, Yi-min Z, Long-quan S. Evaluation of mechanical properties of ZY-1 maxillofacial prosthetic materials. *J US- China Med Sci* 2007; 4: 30-33.
121. Yıldırım B. Zirkonya alt yapıya uygulanan farklı yüzey işlemlerinin zirkonya-siman arasındaki fiziksel bağlanma özelliklerine etkisinin araştırılması. Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora tezi 2014.
122. Mc Mullan D. Scanning electron microscopy 1928-1965. *Scanning* 1995; 17: 175-185.
123. Klaus D. Atomic force microscopy of biomaterials surfaces and interfaces. *Surface Science* 2001; 491: 303-332.
124. Zworykin VA, Hillier J, Snyder RL. A scanning electron microscope. *ASTM Bull* 1942; 117, 15-23.
125. Smith KCA, Oatley CW. The scanning electron microscope and its fields of application. *British Journal of Applied Physics* 1955; 6 (11): 391.
126. Wells OC. Effects of collector take-off angle and energy filtering on the BSE image in the SEM. *Scanning* 1979; 2 (4): 199-216.
127. Gökçe B. Effects of Er: YAG Laser Irradiation on Dental Hard Tissues and All-Ceramic Materials: SEM Evaluation Scanning electron microscopy, Edited by Viacheslav Kazmiruk 2012; s: 179-203.
128. Jeffree CE, Read ND. Electron Microscopy of Plant Cells, Ambient and low temperature scanning electron microscopy. Academic Press, Londra 1991; s: 313-413.
129. Faul F, Erdfelder E, Buchner A, Lang AG. Statistical power analyses using G\*Power 3.1: tests for correlation and regression analyses. *Behav Res Methods* 2009; 41(4):1149-60.
130. Xenotest Alpha Yapay Yaşlandırma Cihazı Dış Görünüm: <http://www.wotol.com>.
131. Parel SM, Branemark PI, Tjellstrom A, Gion G. Osseointegration in maxillofacial prosthetics. Part II: Extraoral applications. *J Prosthet Dent* 1986; 55: 600-606.
132. Taft RM, Cameron SM, Knudson RC, Runyan DA. The effect of primers and surface characteristics on the adhesion-in-peel force of silicone elastomers bonded to resin materials. *J Prosthet Dent* 1996; 76: 515-518.
133. Al-Athel MS, Jagger RG. Effect of test method on the bond strength of a silicone resilient denture lining material. *J Prosthet Dent* 1996; 76: 535-540.
134. Della Bona A, Van Noort R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded ceramic. *J Dent Res* 1995; 74: 1591-1596.
135. Kutay O. Comparison of tensile and peel bond strengths of resilient liners. *J Prosthet Dent* 1994; 71: 525-531.

136. Stamatacos- Mercer C, Hottel TL. The validity of reported tensile bond strength utilizing non-standardized specimen surface areas. An analysis of in vitro studies. *Am J Dent* 2005; 18: 105-108.
137. Lai JH, Wang LL, Ko CC, DeLong RL, Hodges JS. New organosilicon maxillofacial prosthetic materials. *Dent Mater* 2002; 18: 281-286.
138. ASTM Designation: D 903-93 Standard test method for peel or stripping strength of adhesive bonds.
139. Wright PS. Characterization and adhesion of soft lining materials to polymethyl methacrylate. *J Dent Res* 1982; 61(8): 1002-1005.
140. Hatamleh MM, Rodrigues FP, Silikas N, Watts DC. 3D-FE analysis of soft liner-acrylic interfaces under shear loading. *Dent Mater* 2011; 27: 445-454.
141. Elias CN, Henriques FQ. Effect of thermocycling on the tensile and shear bond strengths of three soft liners to a denture base resin. *J Appl Oral Sci* 2007; 15(1): 18-23.
142. Karakoca S, Aydın C, Yılmaz H, Bal BT. Retrospective study of treatment outcomes with implant-retained extraoral prostheses: Survival rates and prosthetic complications. *J Prosthet Dent* 2010; 103:118-126.
143. Yu R, Koran A, Craig RG. Physical properties of maxillofacial elastomers under conditions of accelerated aging. *J Dent Res* 1980; 59(6): 1041-1047.
144. Craig RG, Koran A, Yu R, Spencer J. Color stability of elastomers for maxillofacial appliances. *J Dent Res* 1978; 57(9-10): 866-871.
145. Han Y, Zhao Y, Xie C, Powers JM, Kiat-amnuay S. Color stability of pigmented maxillofacial silicone elastomer: Effects of nano-oxides as opacifiers. *J Dent* 2010; 38: 100-105.
146. Han Y, Kiat-Amnuay S, Powers JM, Yimin Z. Effect of nano-oxide concentration on the mechanical properties of a maxillofacial silicone elastomer. *J Prosth Dent* 2008; 100(6):465-473.
147. Zayed SM, Alshimy AM, Fahmy AE. Effect of surface treated silicon dioxide nanoparticles on some mechanical properties of maxillofacial silicone elastomer, *Int J Biomat* 2014 (ahead of pub).
148. Kurtulmuş H, Kumbuloglu O, Ozcan M, Ozdemir G, Vural C. *Candida albicans* adherence on silicone elastomers: Effect of polymerisation duration and exposure to simulated saliva and nasal secretion. *Dent Mater* 2010; 26:76-82.
149. Aydın AK, Terzioğlu H, Akınay AE, Ulubayram K, Hasırcı N. Bond strength and failure analysis of lining materials to denture resin. *Dent Mater* 1999; 15:211-218.
150. Mutluay MM, Ruytera E. Evaluation of bond strength of soft relining materials to denture base polymers. *Dent Mater* 2007; 23:1373-1381.



151. Santawisuk W, Kanchanavasita W, Sirisinha C, Harnirattisai C. Dynamic viscoelastic properties of experimental silicone soft lining materials. *Dent Mater J* 2010; 29(4):454-460.
152. Buegers R, Rosentritt M, Schneider-Brachert W, Behr M, Handel G, Hahnel S. Efficacy of denture disinfection methods in controlling *Candida albicans* colonization in vitro. *Acta Odont Scand* 2008; 66: 174-180.

