

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

**ÜÇ FARKLI ÇENE YÜZ PROTEZİ SİLİKON ELASTOMERİNİN FİZİKSEL
ÖZELİKLERİNİN KARŞILAŞTIRMALI OLARAK İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Emre ÖZTÜRK

Tez Danışmanı
Prof. Dr. Cemal AYDIN

ANKARA
TEMMUZ 2009

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

**ÜÇ FARKLI ÇENE YÜZ PROTEZİ SİLİKON ELASTOMERİNİN FİZİKSEL
ÖZELİKLERİNİN KARŞILAŞTIRMALI OLARAK İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Emre ÖZTÜRK

Tez Danışmanı
Prof. Dr. Cemal AYDIN

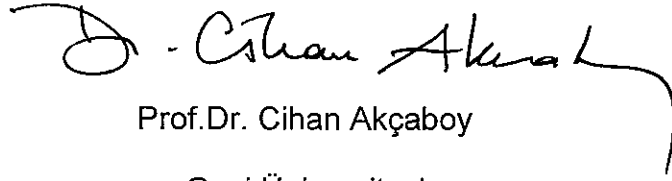
Bu tez Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından SBE-03/2006-06 proje numarası ile desteklenmiştir.

ANKARA
TEMMUZ 2009

Sağlık Bilimleri Enstitüsü

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

Tez Savunma Tarihi : 03/07/2009



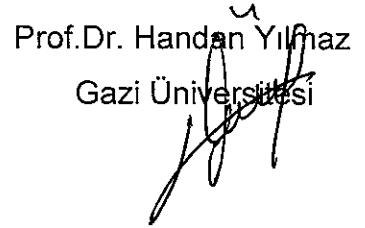
Prof.Dr. Cihan Akçaboy

Gazi Üniversitesi

Jüri Başkanı



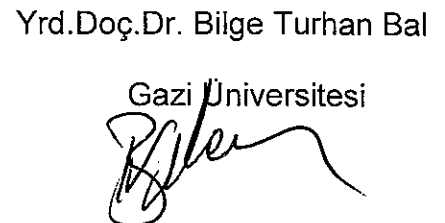
Prof.Dr. Cemal Aydın
Gazi Üniversitesi



Prof.Dr. Handan Yılmaz
Gazi Üniversitesi



Prof.Dr. İbrahim Tulunoğlu
Hacettepe Üniversitesi



Yrd.Doç.Dr. Bilge Turhan Bal
Gazi Üniversitesi

İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	I
İçindekiler	II
Şekiller, Resimler, Grafikler	V
Tablolar	VI
1-GİRİŞ VE AMAÇ	1
2-GENEL BİLGİLER	3
2.1 İdeal çene yüz protezi materyalinde bulunması gereken özellikler	6
2.1.1 İdeal fiziksel ve mekanik özellikler	6
2.1.2 İdeal uygulama özellikleri	7
2.1.3 İdeal biyolojik özellikler	8
2.2 Çene yüz protezlerinde kullanılan başlıca materyaller	9
2.2.1 Akrilik rezinler	9
2.2.2 Akrilik kopolimerler	10
2.2.3 Polivinil klorit ve kopolimerleri	10
2.2.4 Poliüretan esaslı elastomerler	11
2.2.5 Silikon elastomerler	12
2.3 Polimerler	14
A. Kimyasal yapısı	14
B. Moleküler ağırlık	15
C. Uzaysal yapı	15
C.1 Doğrusal (çizgisel) polimerler	15
C.2 Dallanmış polimerler	15
C.3 Çapraz bağlı polimerler	15
D. Polimerlerin hazırlanması	16
D.1 İlave tip polimerizasyon	16
D.1.1 Başlama	17
D.1.2 Çoğalma	18

D.1.3 Zincir transferi	19
D.1.4 Sonlanma	19
D.2 Kondenzasyon tip polimerizasyon	20
2.4 Fiziksel özellikler	21
2.4.1 Mekanik özellikler	22
2.4.1.a Gerilim	22
2.4.1.b Gerilme	22
2.4.1.c Elastikiyet modülü	23
2.4.1.d Oranlilik sınırı ve Deformasyon sınırı	24
2.4.1.e Kopma dayanıklılığı	24
2.4.1.f Uzama yüzdesi	24
2.4.1.g Elastikiyet	25
2.4.1.h Katılık, Tokluk	25
2.4.1.i Sertlik	25
2.5. Q.U.V (Accelerated Weathering Tester) eskitme cihazı	25
2.6. Konu ile ilgili çalışmalar	27
3-GEREÇ VE YÖNTEM	32
3.1 Araştırmamızda kullanılan çene yüz protezi materyalleri	32
3.2 Mum örneklerin elde edilmesinde kullanılan kalıpların özellikleri	33
3.3 Mum örneklerin hazırlanması ve alçı kalıpların elde edilmesi	36
3.4 Eskitme test cihazı ve örneklerin eskitilmesi	41
3.5. Fiziksel testlerin uygulanması	42
3.5.1 Çekme testi uygulanması	42
3.5.2 Uzama yüzdesi	43
3.5.3 Yırtılma testi	44
3.5.4 Sertlik testi	46
4- BULGULAR	47
4.1.a Çekme testi	47
4.1.b İstatistik analiz	48

4.2.a Uzama yüzdesi	52
4.2.b İstatistik analiz	53
4.3.a Yırtılma gerilimi	57
4.3.b İstatistik analiz	58
4.4.a Sertlik testi	62
4.4.b İstatistik analiz	63
5- TARTIŞMA	68
6- SONUÇ	82
7- ÖZET	84
8- SUMMARY	86
9- KAYNAKLAR	88
10-EKLER	98
11-ÖZGEÇMİŞ	99

Şekil 1: Gerilim tipleri

Şekil 2: Çekme testinin örneklerin boyutları

Şekil 3: ISO 34-1 yırtılma testi örnek boyutları

Resim 1: Silikon Episil

Resim 2: Silikon Multisil

Resim 3: Silikon Cosmesil

Resim 4: Çekme testi için kullanılan metal kalıp

Resim 5: Yırtılma testi için kullanılan metal kalıp

Resim 6: Sertlik testi için kullanılan metal kalıp

Resim 7: Üç farklı tip mum örnekler

Resim 8: Yırtılma testi mum örneklerinin mufladaki görüntüsü

Resim 9: Çekme testi mum örneklerin mufladaki görüntüsü

Resim 10: Sertlik testi mum örneklerin mufladaki görüntüsü

Resim 11: Yırtılma testi örnek kalıbının mum atımı sonrası

Resim 12: Çekme testi örnek kalıbının mum atımı sonrası

Resim 13: Sertlik testi örnek kalıbının mum atımı sonrası

Resim 14: Üç farklı tipteki silikon örnekler

Resim 15: Q.U.V eskitme cihazı

Resim 16: Çekme testi için cihaza bağlanmış silikon örnek

Resim 17: Çekme ve yırtılma testi için kullanılan test cihazı

Resim 18: Yırtılma testi için cihaza yerleştirilmiş silikon örnek

Resim 19: Shore A sertlik ölçme cihazı

Grafik 1; Gerilim – Gerilme grafiği

Grafik 2; Ortalama çekme gerilimi değerleri

Grafik 3; Ortalama uzama yüzdesi değerleri

Grafik 4; Ortalama yırtılma gerilimi değerleri

Grafik 5; Ortalama sertlik değerleri

Tablo 1: Bir materyal için gerekli örnek sayısı

Tablo 2: Maddenin fiziksel özellikleri

Tablo 3: Örneklerin çekme gerilimi değerleri N / mm^2

Tablo 4: Çekme gerilimi iki yönlü varyans analizi sonuçları

Tablo 5: Çekme gerilimi için materyaller içerisinde eskitme süreleri arasındaki çoklu karşılaştırmalar, tanımlayıcı değerler

Tablo 6: Sertlik testi için eskitme süreleri içerisinde materyaller arasındaki çoklu karşılaştırmalar, tanımlayıcı değerler

Tablo 7: Örneklerin uzama yüzdesi değerleri

Tablo 8: Uzama yüzdelerin iki yönlü varyans analizi sonuçları

Tablo 9: Uzama yüzdesi için materyaller içerisinde eskitme süreleri arasındaki çoklu karşılaştırmalar, tanımlayıcı değerler

Tablo 10: Uzama yüzdesi için eskitme süreleri içerisinde materyaller arasındaki çoklu karşılaştırmalar, tanımlayıcı değerler

Tablo 11: Örneklerin yırtılma gerilimi değerleri

Tablo 12: Yırtılma gerilimi iki yönlü varyans analizi sonuçları

Tablo 13: Yırtılma gerilimi için materyaller içerisinde eskitme süreleri arasındaki çoklu karşılaştırmalar, tanımlayıcı değerler

Tablo 14: Yırtılma gerilimi için eskitme süreleri içerisinde materyaller arasındaki çoklu karşılaştırmalar, tanımlayıcı değerler

Tablo 15: Örneklerin sertlik testi sonuçları

Tablo 16: Sertlik testinin iki yönlü varyans analizi sonuçları

Tablo 17: Sertlik için materyaller içerisinde eskitme süreleri arasındaki çoklu karşılaştırmalar, tanımlayıcı değerler

Tablo 18: Sertlik testi için eskitme süreleri içerisinde materyaller arasındaki çoklu karşılaştırmalar, tanımlayıcı değerler

1- GİRİŞ VE AMAÇ

Çene yüz protezleri travma, konjenital bozukluklar, ve kötü huylu tümöral oluşumların cerrahisi sonrasında oluşan defektlerin kapatılmasında kullanılan protezlerdir. Çene yüz bölgesindeki defektler, bulundukları yer açısından hastada yarattığı estetik ve fonksiyonel problemlerden dolayı endişe, güven eksikliği, değersiz hissetme, sosyal yetersizlik, psikolojik bozukluk ve toplumdan uzaklaşma gibi sorunlar meydana getirir. Bu sebeple yapılan protez estetik ve fonksiyon açısından yeterli, biyouyumlu olmalı ve özelliklerini uzun süre koruyabilmelidir. Literatürlerde maksillofasiyal protezler olarak geçen bu protezlerin karşılığı çene yüz protezi, sadece yüzle ilgilenen bölümü olan epitez teriminin karşılığı ise yüz protezidir.

Çene yüz protezleri uygulandıkları hareketli dokulara temas halindeyken uyum gösterebilmeli, ideal fiziksel ve mekanik özelliklere sahip olmalıdır. Malzeme toksik, karsinogenik olmamalı ve kalan dokulara zarar vermemelidir. Uzun ömürlü, uygulanması kolay olmalı, iç ve dış renklendirme yapılabilmesi, temizlenebilmesi ve doğal görünmelidir.

Çene yüz protezlerinde zamanla çevresel faktörlerin etkisiyle renk değişimi, yapısındaki statik ve dinamik özelliklerdeki azalmaya bağlı olarak kısa sürede bozulmalar ve yırtılmalar meydana gelmektedir. Meydana gelen hasarların tamirleri zordur. Kullanım süreleri çevre, iklim ve kişiye bağlı alışkanlıklar nedeniyle bir yıldan daha azdır. Bu yüzden ideal materyali bulabilmek için araştırmalar devam etmektedir. Yüz protezlerinin başarısı materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerine bağlıdır. Bu özellikler hakkındaki temel bilgiler hekimin doğru malzeme seçmesini sağlar. Özellikle çene yüz protezi materyallerinde en önem verilmesi gereken özellikler sertlik, çekme gerilimi, yırtılma direnci, yoğunluk gibi mekanik özelliklerdir.

Çalışmanın amacı eskitme işleminin, üç farklı çene yüz protezi silikon elastomerinin fiziksel özelliklerine etkisinin incelenmesi ve değerlendirilmesidir.

2- GENEL BİLGİLER

Çene yüz protezi konjenital, patolojik, travmatik nedenlerle oluşan defektlerin restorasyonunda kullanılmaktadır^{1,2,3,4,5}. Arkeolojik çalışmalarda ilk olarak ne zaman yapıldığına dair bir kanıt olmasa da temeli eski Mısırlılara ve Çine kadar uzanmaktadır. Arkeoloji uzmanları eski Çin’de mum, kil, ağaçtan yapılmış göz, burun, kulak protezlerine rastlamışlardır. Mısır’da mumyalarda göz protezleri bulunmuştur. İlk protezlerin yapımında ağaç, mum, reçine gibi değişik materyaller kullanılmıştır^{1,6,7}.

İlk olarak kayıtlara geçmiş yüz protezi Fransız ordusunda bir cerrah olan Ambroise Pare (1510-1590) tarafından yapılmıştır. Bu dönemde yüksek oranda kol bacak amputasyonu yapılmış hastalar bulunmaktadır^{1,8}. McKinstry⁶’nin belirttiğine göre, Opera isimli kitabında birçok kol ve bacak protezi tasarımı göstermiştir. Aynı zamanda kulak, burun, göz protezi tasarımlarına da yer vermiştir. Bu tanımlamalarından dolayı yüz protezlerinin babası olarak bilinmektedir. Ancak tarif ettiği bu protezleri gerçekte uygulamaya geçirip geçirmediğiyle ilgili yeterli belge bulunmamaktadır⁶.

Yüz protezleriyle ilgili kayıtlara geçmiş bir sonraki bilgi gökbilimci Tycho Brahe’nin kendisi için tasarladığı, gümüşten yapılan burun protezidir⁷.

McKinstry⁶’nin bildirdiğine göre, 1678-1761 yılları arasında modern bilimsel diş hekimliğinin öncüsü sayılan Pierre Fauchard yüz protezleri üzerine araştırmalar yapmıştır. Palatinal defektler için palatal protezler tasarlamış ve hastalarda denemiştir. Alt ve üst çene protezlerde tutuculuk için yaylar kullanmıştır. Çalışmaları yüz protezlerinin gelişiminde bir basamak olmuştur. Özellikle ağız içi ve ağız dışı defektlerin bir arada olduğu vakalar önemlidir. Bu vakalardan bir tanesi gümüş maskeli savaşçı

olarak anılan Fransız askere yapılan protezdir. Alphonse Louis adlı bu asker savaşta alt yüz bölümünü kaybetmiş ve mandibulanın ramusunun yükselen kısmı kalmıştır. Dr.Forjet'in gümüşten yaptığı bu protez deri kayışlarla boynuna bağlanmıştır. Mandibular parçanın üzerine altından dişler yerleştirmiştir. Protezi yağlı boya ile boyayıp, yüze tüylerle bıyık ve favori yaparak doğal bir görünüm kazandırmaya çalışmıştır⁶.

Beumer¹ ve arkadaşlarının belirttiğine göre, William Morton (1819-1868), hastanın derisine uyum sağlamak için mine porseleni kullanarak burun protezi yapmıştır. 1880' de Kingsley ağız deformitelerinde incelemeler isimli kitabında, yaptığı obturator kısmın burun protezinin iç parçası olduğu nasal-palatal kombinasyonu protezleri tanımlamıştır. Malzeme olarak o dönemin önemli malzemelerinden biri olan vulkanit lastik kullanmıştır¹. 1889' da Claude Martin seramikten burun protezi yapmıştır⁸.

19.yy sonlarına doğru plastikler çene yüz protezlerinin yapımında kullanılmaya başlamıştır. Daha sonra selüloz nitrat ve vulkanit yüz protezlerinin yapımında kullanılmıştır. 1913' te jelatin, gliserin karışımlarının insan derisinin yumuşaklık ve esnekliğini taklit etmek amacıyla yüz protezlerinde kullanımı tanıtılmıştır. Bercowitsh suda çözünebilen boyalarla jelatin-gliserin yüz protezlerinin yapımı ve renklendirilmesini tanımlamıştır. Böylece sert materyallerden yumuşak materyallerin kullanımına başlanmıştır. Ancak bu materyaller başlangıçta yumuşak ve doğal olmalarına rağmen zamanla ve kullanımla birlikte renk değişimi ve sertleşme gibi sorunlara sahiptir. 1930' larda Clark ve Bulbain prevulkanize sıvı lateksi epitez yapımında kullanmışlardır. Bu materyalin en önemli dezavantajı aşırı büzülmesi ve renk değiştirmesidir⁸. 1940' ların başlarında akrilik rezin (reçine) diş hekimliğinde tercih edilmeye başlanan bir materyal olmuştur. Akrilik rezinin sert bir materyal olmasına rağmen şeffaflık, renklendirilebilme ve kullanım kolaylığı hekimlerin tercih nedeni

olmuştur. 2. dünya savaşı sırasında gözlerini kaybeden askerlere göz protezi yapımında kullanılmıştır. Akrilik rezinle yapılan protezleri kullanan hastalarda hem alerjik hem de lokal kimyasal irritasyonlar tespit edilmiştir. Bu nedenle hekimlerin malzemeyi kullanma oranı azalmıştır^{6,8}.

Vinil klorit ve platisol kopolimer 1940' larda akriliklerin yerine yumuşak ve esnek olmaları nedeniyle çene yüz protezi yapımında kullanılmıştır⁸.

İlk defa Bulbain⁸ 1945' te silikon bir materyalde bulunması gereken özellikleri tanımlamıştır. Onu takiben birçok araştırmacı kendine göre değerlendirip ideal bir yüz protezi materyalinde bulunması gereken özellikleri yayınlamıştır.

McKinstry⁶ nin bildirdiğine göre, silikon elastomerler 1960' da ilk olarak Barnhart tarafından çene yüz protezi materyali olarak kullanmıştır. Dayanıklılık, kimyasal inertlik ve kolay uygulanabilmeleri, esnek olmaları, su emmemeleri nedeniyle tercih edilen bir malzeme olmuştur. 1970-1980' lerde poliüretan elastomerler Gonzales ve Goldberg tarafından yüz protezlerinin yapımında esnek, yırtılma gerilimi yüksek, iç ve dış boyamaya elverişli materyaller olduğundan kullanılmaya başlamıştır. 1980' de isopropan poliüretan tanıtılmıştır.

Uyan' ın bildirdiğine göre MDX 4-4210 1979' da, Episil 1981' de, Cosmesil 1982' de piyasaya sürülmüştür⁹.

Udagama¹⁰ 1987' de silikon yüzey üzerine ince prefabrike poliüretan bir tabaka yapıştırarak, yırtılma direnci ve adeziv tutulumunu artırmıştır. Polliüretanla beraber birçok madde test edilmiş ancak transparan olması, yüksek yırtılma direnci, şekillendirilebilmesi ve su bazlı adezivlerle uyumlu olması tercih edilmesine sebep olmuştur. Ancak bağlayıcı ajanın yırtılmasıyla ilerleyen dönemlerde silikon-poliüretanın ayrılmasına sebep

olduğu görülmüştür. Kiat-amnuay ve arkadaşları¹¹ farklı adezivlerin çoklu tabakalama ile birlikte kullanımları üzerinde çalışmış ve iki farklı adeziv kullandığında adezyonun arttığını tespit etmişlerdir.

Çene yüz protezleri için istenilen fiziksel ve mekanik özelliklere sahip, toksik, karsinojenik olmayan, kalan dokulara zarar vermeyen, uygulanması kolay, iç ve dış renklendirme yapılabilen, temizlenebilen ve doğal görünümlü ideal materyaller elde etmek amacıyla çalışmalar hala devam etmektedir^{12,13}.

Günümüzde çene yüz protezlerinde en yaygın olarak kullanılan materyal silikonlardır. Silikonların zaman içerisinde güneş ışınları, temizleyici ajanlar, hava kirliliği gibi nedenlerle renk değiştirmesi, kullanım sırasında ince kenarlarda meydana gelen yırtılmalar, boyutsal değişimler ve kullanım süresinin kısa olmasından dolayı ideal çene yüz protezi materyali üzerine araştırmalar devam etmektedir^{14,15,16,17,18,19}

2.1 İdeal çene yüz protezi materyalinde bulunması gereken özellikler

Çene yüz protezinde bulunması gereken ideal özellikleri farklı şekillerde ifade edilmiştir^{1,20,21}. Beumer ve arkadaşları¹ aşağıdaki biçimde sınıflandırmıştır.

- 1- Fiziksel ve mekanik özellikler
- 2- Uygulama özellikleri
- 3- Biyolojik özellikler

2.1.1. İdeal fiziksel ve mekanik özellikler

- 1- Yüksek yırtılma direnci
- 2- Yüksek çekme kuvveti
- 3- Yüksek uzama katsayısı
- 4- Yüksek kenar direnci
- 5- Abrazyona karşı direnç
- 6- Çevre dokulara uygun dinamik özelliklere sahip olmalı
- 7- Düşük sürtünme katsayısı
- 8- Düşük cam geçiş ısısı
- 9- Düşük özgül ağırlık
- 10- Kokusuz olmalı
- 11- Yanmamalı
- 12- Su emmemeli
- 13- Saydam olmalı
- 14- Düşük yüzey gerilimi
- 15- Düşük ısısal iletkenlik¹

2.1.2 İdeal uygulama özellikleri

- 1- Kolay şekillendirilebilmeli
- 2- Uygulamadan sonra kimyasal olarak inert olmalı
- 3- Uygulama esnasında ve sonrasında boyutsal stabiliteye sahip olmalı
- 4- Piyasadaki iç ve dış renklendiricileri ajanlarla kolaylıkla boyanabilmeli
- 5- Kolay kalıplanabilmeli

- 6- Kolay uygulanabilmeli
- 7- Tamir edilebilmeli
- 8- Detay verilebilmeli
- 9- Renklendirici maddelerin homojen dağılımına izin verecek yeterlilikte yüksek viskoziteye sahip olmalı
- 10- Uzun raf ömrü
- 11- Uzun çalışma zamanı
- 12- Viskozitesi kolay uygulamaya olanak verecek kadar düşük olmalı
- 13- Yanıcı olmamalı
- 14- Bileşenleri toksik olmamalı
- 15- Uygulamadan sonra pöröz olmamalı
- 16- Uygulama sonrası renk kaybı olmamalı
- 17- Uygulama öncesi ve sonrası kokusuz olmalı
- 18- Kullanım süresince iç ve dış boyamasını koruyabilmeli
- 19- Kısa uygulama zamanı
- 20- Düşük uygulama ısısı¹

2.1.3. İdeal biyolojik özellikler

- 1- Destek dokularla uyumluluk
- 2- Allerjen olmamalı
- 3- Toksik olmamalı
- 4- Renk stabilitesi
- 5- Boyutsal stabilite
- 6- Dokulara uyumlu esneklik
- 7- Aşırı yüksek ve düşük ısılarda (-4.5 °C, 60 °C) esnekliğini koruyabilmeli
- 8- Çözücü ve adezivlere karşı inert olmalı
- 9- Ucuz olmalı

- 10- Altta kalan dokuların salgılarına geçirgenlik
- 11- Çevresel renk değiştirmeye karşı direnç
- 12- Mikroorganizma üremesine karşı direnç
- 13- Kullanım süresince yumuşaklık
- 14- İki yıl veya daha uzun süre kullanılabilirmeli¹

2.2 Çene yüz protezi yapımında kullanılan başlıca materyaller

- 1- Akrilik rezinler
- 2- Akrilik kopolimerler
- 3- Polivinil klorit ve kopolimerleri
- 4- Poliüretan esaslı elastomerler
- 5- Silikon elastomerler¹

2.2.1 Akrilik rezinler (Polimetilmetakrilat)

Akrilik rezinler ağız içi ve ağız dışı protezlerin yapımında kullanılmaktadır. Akrilik rezinler yapısal formülünde vinil grup içeren etilenden türerler. Diş hekimliğinde kullanılan rezinler metakrilik asitlerden türerler ve ilave tip reaksiyonla polimerize olurlar. En sık kullanılan tip metil metakrilattır^{22,23}.

Metil metakrilat, oda ısısında şeffaf bir sıvı olup, moleküler ağırlığı 100 g/mol, erime noktası -48 °C, kaynama noktası 100,8 °C, yoğunluğu 20 °C' de 0,945 g/cm³, polimerleşme ısısı ise 53,9736 kJ/mol'dür. Metil metakrilat yüksek buhar basıncı sergiler ve mükemmel bir organik çözücüdür²³.

Likit yapıda monomerin (metil metakrilat), toz halindeki polimerle (polimetilmetakrilat) karıştırılması sonucu oluşur. Monomer polimer yapının hacmini artırır ve plastik bir yapıya dönüşmesine yardımcı olur. Plastik yapı daha sonra polimerize olur. Monomer olarak kullanılan

metil metakrilat oda ısısında açık şeffaf renklidir. Yüksek buharlaşma eğilimi gösterir ve mükemmel bir organik çözücüdür²³.

Dayanıklılığı, renk stablitesinin iyi olması, iç ve dış renklendirmeye uygun olması olumlu özelliklerindendir. Yüzey yenilemesi için uygundur. Doku yapıştırıcıları ile uyum içinde kullanılabilir ve yapıştırıcı maddeler yüzeyden kolayca temizlenebilir¹. Sert olması, yüz hareketlerinde esnememesi ve deri hissi göstermemesi dezavantajlarındandır²⁴. Ayrıca ısısal iletkenliğinin yüksek olması nedeniyle soğuk ortamlarda rahatsızlık hissi vermesi de olumsuz özelliklerindendir¹.

2.2.2 Akrilik kopolimerler

Yumuşak ve esnek bir materyal olmasına rağmen istenmeyen özelliklerinden dolayı yaygın olarak kullanılmamıştır¹. Metilmetakrilat ve akrilat rezinlerin plastizerler ile kombinasyonu sonucu oluşurlar²². Plastizerlerin kullanılmasındaki amaç daha esnek bir materyal elde etmektir. Fakat bir süre sonra bu materyaller sertleşme göstererek ilk özelliklerini kaybederler. Ağız içinde kullanılan yumuşak astar materyalleri bu gruba örnektir.

Çene yüz protezleri için kullanılan plastizerli metakrilat materyaller yumuşak ve elastiktir. Dayanıklılıkları düşük, yapım ve renklendirilebilmeleri zor, kenar uyumları ve kenar dayanıklılığı kötüdür. UV (ultraviole) ışınlarından etkilenirler¹.

2.2.3 Polivinil klorit (PVC) ve kopolimerleri

Bir dönem vinil polimer ve kopolimerleri yaygın olarak çene yüz protezlerinin yapımında kullanılmışlardır^{1,25}. Uygun plastizerler içerisinde etilenin iki değişik türevi olan PVC ve polivinil asetatın kopolimerlerinin çözünmeleri ile elde edilirler^{3,15}. PVC şeffaf, tatsız, kokusuz

ve sert bir rezindir. UV ışığında ve sıcakta kararır^{3,15}. Polivinil asetat ise ışığa karşı dirençlidir. Bu materyaller esneklik, güneş ışığına direnç, eskime yönlerinden doğal kauçuklardan daha iyidirler^{1,3}.

Çene yüz protezlerinin yapımında en çok tercih edilen kopolimerler plastisol ve organosoldür. Plastisol, polivinil kloritin plastizer içerisinde dispersiyonudur. Organosol ise plastisolün aromatik ve alifatik hidrokarbonlar uçucu incelticiler ile olan kombinasyonudur^{3,15}. Materyale esnekliği veren kullanılan plastizerin cinsi ve miktarıdır. Plastizer ve rezin arasında kimyasal bir birleşme yoktur. Zamanla materyal içerisindeki plastizer yapıdan uzaklaşır. Bu uzaklaşma buharlaşma şeklinde olduğu gibi vücutla temas halindeyken vücut sıvılarına geçiş şeklinde olabilir. Plastizer yapının kaybıyla materyal esnekliğini yitirir ve sertleşir^{1,15}. Fiziksel özellikleri değişen ve sertleşen materyal vücut dokularında iritasyon yapmaya başlar. Kenarları kolay yırtılabilir ve yüzey yapışkanlığından dolayı çabuk kirlenirler. UV ışık, ozon ve peroksitlerle temas ettiklerinde rengini yitirirler. Zamanla deri üzerinde yağ bezlerinden, kozmetiklerden ve çözücülerden sıvı emerek doğal görüntüsünü kaybederler. Termoplastik materyallerdir. Metal kalıplar gerektirirler ve yüksek sıcaklıkta sertleşirler¹. Kullanım süreleri ise kısa olup 3-6 aydır^{1,15}.

2.2.4. Poliüretan esaslı elastomerler

Bir başlatıcı varlığında isosiyonatla biten bir polimerle ve hidroksil grubla biten bir polimerin birleşmesi sonucu meydana gelir. İsosiyonat miktarındaki değişim oluşan ürünün fiziksel özelliklerini değiştirecektir. Üretan zincirleri içerdikleri için poliüretanlar olarak adlandırılırlar^{1,26}.

Oda ısısında sertleşen bu materyallerin polimerizasyonu çok özel şartları gerektirir. Sıcaklığın kontrolü dikkatli bir şekilde yapılmalıdır.

Nem kontaminasyonundan kaçınılmalıdır. Nemli ortamda karbondioksit ortaya çıkacak ve pöröz yapıda bir elastomer oluşacaktır. Diizosiyonat materyali oldukça toksik olup dikkat edilmelidir. Uygulama ısısı 100 °C olup alçı kalıplar kullanılabilir^{24,22}. Elastikiyeti canlı dokularla uyumludur ve dokunulduğunda canlılık hissi verir. Boyutsal stabilitesi iyi, alerjik olmayan bir materyaldir. Plastizerler kullanılmaksızın yüksek yırtılma gerilimi, düşük elastik modülü ve iyi bir uzama yüzdesine sahiptir. Kullanım dayanıklılıkları PVC'den üstündür. Derideki girinti ve çıkıntılara kolayca yerleşebildikleri için görünümleri estetikdir. Dış ve iç boyamaya imkan veririler^{1,27}. Bütün bunlara rağmen bu maddeyle çalışmak zor ve hassasiyet gerektirir. UV ışığından etkilenirler. Adeziv sistemlerle biyoyumluluğu zayıf ve adezivlerin protezlerden temizlenmesi zordur. Kullanım ömrü ise oldukça kısa olup 3-6 aydır. Piyasada birçok marka mevcut olup kullanılmakta olan sadece Epithane-3 tür¹.

Poliüretanlarda daha iyi renk stabilitesi, kullanım süresinin uzatılması ve kolay uygulanabilmesi için çalışmalar devam etmektedir. Alifatik bir poliüretan olan prepolimer isoforon poliüretan çene yüz protezlerinin yapımında son zamanlarda kullanılan en yeni malzemelerden biridir^{1,24,28}. Beumer ve arkadaşlarının¹ bildirdiğine göre Turner ve arkadaşları eskitme işlemin poliüretan elastomerlerinin mekanik özelliklerine etkisini değerlendirmişlerdir. Sonuçta isoforon poliüretanın eskitme işleminden etkilenmediğini belirtmişlerdir. Çalışmalar materyalin çene yüz protezleri için istenilen özellikte bir malzeme olmasını sağlasa da biyoyumluluk ve klinik değerlendirmeler açısından yeterli veriler mevcut değildir¹.

2.2.5 Silikon Elastomerler

Polidimetilsiloksanlar olarak adlandırılan çeşitli özelliklerdeki silikonlar klinikte özellikle çene yüz protezlerinin yapımında en yaygın olarak kullanılan malzemelerdir²⁹. Silikonlar tamamen yapay maddelerden meydana gelmişlerdir. Doğada bulunmazlar. Bu malzeme organik ve inorganik bileşimlerin karışımından oluşur. Üretiminde ilk adım silikanın elemental silikona indirgenmesidir. Daha sonra çeşitli reaksiyonlarla, silikon metil kloritle kombine edilerek, su ile reaksiyona girdiğinde polimeri oluşturan dimetil diklorosiloksan meydana gelir. Oluşan polimerler transparan, sıvı ve beyaz akışkan tiptedir. Polidimetilsiloksan bu akışkan silikon polimerlerinden meydana gelir. İlave olarak doldurucular eklenerek dayanıklılık artırılır. Katkı maddeleri eklenerek renk sağlanır. Antioksidanlar ve vulkanize ajanlar plastik formdan lastik yapıya geçişi sağlamak için kullanılır. Uzun zincirli polimerler çeşitli bölgelerden birbirine bağlanarak (çapraz bağlanma) sağlam bir iskelet yapı meydana getirir. Bu şekilde polimerlerin çapraz bağlanmasına vulkanizasyon denir¹.

Polimerizasyon polimer zincirlerin çapraz bağlanması sonucu oluşur. Basınç, ısı, kimyasal ajanlar gibi katalizörler reaksiyonun gerçekleşmesi için kullanılır^{28,30,31}. Uygulanan katalizörlerde iki tipe göre farklılık gösterir. Silikon elastomerler polimerizasyon için uygulanan sıcaklığa göre ısı ile polimerize olan silikonlar (HTV) ve oda ısısında polimerize olan silikonlar (RTV) olarak ikiye ayrılırlar.^{6,22,32}.

a) Yüksek ısıda vulkanize (HTV) silikon elastomerler

Dayanıklılıkları ve translüsens özellikleri yönünden RTV silikon elastomerlerden üstündür²². Biyouyumluluğu iyi bir materyaldir. Renk stabiliteyi iyi ve UV ışığından etkilenmezler. Yeterli esnekliğe sahip bu materyaller donuk ve cansız görünürler^{1,8}. Oldukça visküz, beyaz, opak bir

materyaldir. Yüksek yırtılma gerilimine sahip bu tip HTV elastomer, RTV elastomerle kıyaslandığında pigmentasyon ve gerekli katalistin katılması için daha zor bir şekillendirme ve uygulama özelliğine sahiptir. Polimerizasyon ısı altında ve metal kalıplarda basınç uygulanarak elde edilir^{1,33,34}. İşlem ısıları 220 derecedir²⁸. RTV elastomerlerle kıyaslandığında daha çok tercih edilmektedir^{8,22}. Ancak yapımında RTV'lere göre daha fazla malzeme gerektirir ve uzun sürer. Opak olması, iç renklendirmedeki zorluk, yüzey sertliğinin yüksek olması istenmeyen özelliklerindendir¹.

Polimerizasyon mekanizması ilave tip polimerizasyon reaksiyonu ile olup çapraz bağlanma şeklindedir. HTV tip silikonlar silika doldurucular, diklorobenzol peroksit başlatıcı, % 0.5 vinil yan zincirleri polidimetilvinil siloksan bileşiminden oluşur. Polimerizasyon için gerekli serbest radikaller, ısı yoluyla başlatıcı ajanın ayrışması sonucu oluşur²⁸.

b) Oda ısısında vulkanize (RTV) silikon elastomerler

Çene yüz protezlerinin yapımında en çok kullanılan malzemelerden biridir. Fiziksel özelliklerinin iyi olması ve işlenmesinin kolay olması bu popüleriteyi kazandırmıştır²⁸. İç boyama tekrarlanabilir⁸. HTV'lere göre daha rezilienttir. Laboratuvarlarda normal uygulama yöntemleriyle kullanılabilirler. Kimyasal ve fiziksel özelliklerini yüksek ısı farklılaşmalarında koruyabilirler^{3,16,35}. Katalizörle mevcut elastomerin karıştırılması sırasında hava kabarcıkları ortaya çıkar. Bu kabarcıklar yırtılmaya ve deri üzerindeki sıvıların oluşan boşluklarda birikmesine neden olur. Yırtılma ilk olarak çentik ve boşlukların olduğu alanlarda başlar ve protez boyunca ilerler. Tamir edilmeleri oldukça zordur. Çekme gerilimini arttırmak, sararma, renk bozulmasını engellemek için silika doldurucular ilave edilir²². HTV silikonlara göre daha dayanıksızdır⁸.

2.3 Polimerler

A. Kimyasal yapısı

Polimer terimi birçok kısımda oluşan anlamında kullanılmaktadır (poli-çok, mer-kısım). 'Mer' eki molekülü oluşturan yapıdaki en çok tekrar en basit kısım demektir^{28,31}.

Polimeri oluşturan moleküllere 'monomer' denir. Polimer molekülleri aynı monomerden meydana gelebileceği gibi birçok farklı monomerin karışımından da meydana gelebilir. Eğer iki farklı monomerin karışımından meydana geliyorsa 'kopolimer' , üç farklı monomerden meydana geliyorsa 'terpolimer' denilmektedir³¹.

B. Moleküler ağırlık

Polimer molekülünün ağırlığı, fiziksel özellikleri etkileyen bir birimdir. Yüksek molekül ağırlıklı bir polimer yüksek yumuşama ve erime noktasına sahiptir. Genel olarak bir polimerin molekül ağırlığı tekrar eden molekülün ağırlığı bir molekülden diğerine değişebileceğinden ortalama değer olarak verilir. Kimyasal yapı aynı olmasına rağmen yüksek ağırlıklı molekül içeren polimer ve düşük ağırlıklı molekül içeren polimerin fiziksel özellikleri farklıdır^{28,30,31}.

C. Uzaysal yapı

Moleküler ağırlık ve kimyasal yapı gibi uzaysal yapıda bir polimeri değerlendirirken önem verilmesi gereken özelliklerden biridir. 3 tip ana yapı mevcuttur³¹.

C.1. Doğrusal (çizgisel) polimerler

C.2. Dallanmış polimerler

C.3. Çapraz bağlı polimerler

Çizgisel ve dallanmış moleküller, çapraz bağlı moleküllerden ayrı ve farklıdır. Çapraz bağlı moleküller daha hacimli polimer yapılar oluşturur. Polimerin uzaysal yapısı akma özelliklerini etkiler. Genel olarak çapraz bağlı yapı çizgisel ve dallanmış yapıya göre daha yüksek sıcaklıkta akma eğilimine sahiptir. Çapraz bağlı yapının bir diğer özelliği ise diğerlerine göre daha az su emebilmesidir. Ayrıca çapraz bağlı yapı daha dayanıklı ve çözünürlüğü daha iyidir³¹.

Polimerleri sınıflandırırken kullanılan bir diğer yöntem termoset ve termoplastik özelliklerine göre yapılmaktadır^{28,31}.

Termoplastik terimi; madde ısıtıldığında yumuşayan, soğutulduğunda katılaşabilen ve bu işlemin tekrar edilebildiği maddeler için kullanılır.

Ör: polimetilmetakrilat, polietilen, polisitiren, polivinilasetat

Termoset terimi ise; Yapımı sırasında katılaşan ve tekrar ısıtıldığında yumuşamayan maddelerdir. Madde eski haline geri dönemez ve farklı bir yapı oluşur.

Ör: çapraz bağlı polimetilmetakrilat, silikonlar, cis-polisopren^{28,30,31}

D. Polimerlerin hazırlanması

Polimerler monomer birimlerinin polimerizasyon adı verilen bir reaksiyonla meydana getirdiği daha yüksek molekül ağırlıklı bileşimlerdir. Polimerizasyon reaksiyonu birçok mekanizmayla meydana gelmektedir. Bunlardan en çok tercih edilen iki tanesi ilave tip ve kondanse tip polimerizasyonlardır³¹.

D.1. İlave tip polimerizasyon

Birçok dental rezin büyüyen zincirin sonuna monomerlerin arka arkaya eklenmesiyle polimerize olur. İlave polimerizasyon bir merkezden zincir oluşturmak için monomer eklenmesiyle başlar. Ortamdaki monomer bitene kadar hiç durmadan devam eder. Uygulaması basittir. Ancak tepkimeyi kontrol etmesi kolay değildir³⁰.

Kondenzasyon polimerizasyonu ile kıyaslandığında, ilave polimerizasyon daha büyük moleküller meydana getirir. İlave polimerizasyonda bileşikte değişiklik yoktur. Makromoleküller bileşimin yapısını değiştirmeyecek, polimerle aynı kimyasal yapıya sahip monomerlerden oluşmaktadır³⁰.

İlave polimerizasyon dört ayrı aşamada gerçekleşir;

D.1.1. Başlama

D.1.2. Çoğalma (Uzama)

D.1.3. Zincir transferi

D.1.4. Sonlanma^{28,30,31}

D.1.1. Başlama

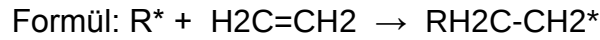
Başlama aşaması iki adımda gerçekleşir;

a) Aktivasyon

b) Başlangıç

İlave polimerizasyonun başlaması için serbest radikal kaynağı ve serbest radikal (R^*) gerekmektedir. Serbest radikaller radikal kaynağı moleküllerden ısı, görünür ışık, ultraviyole ışık, kimyasal veya başka bir aktive olmuş maddeden enerji transferi yoluyla elde edilirler. Aktive edici madde katalizör değildir. Çünkü bu madde reaksiyona girip meydana gelen ürünün bir parçası olmaktadır. Bu maddeyi başlatıcı olarak nitelemek daha

doğru olur. İlave polimerizasyonun gerekliliklerinden birisi serbest radikal kaynağı olarak çift bağlı doymamış gruplardır. Teorik olarak R* herhangi bir serbest radikal olabilir. Serbest radikal eşlememiş elektrona sahip atom ya da atom gruplardır. Doymamış elektron serbest radikale elektron çekme yeteneği verir. Bir serbest radikal ve doymamış elektronu yüksek yoğunluktaki çift bağlı monomerle karşılaştığında bir elektron çekilir ve serbest radikale monomer birleşir. Böylece serbest radikal monomerin bir tarafına bağlanırken diğer tarafında ise yeni serbest radikal meydana gelerek reaksiyon başlar³⁰.



Etilen, ilave polimerizasyon yeteneği olan en basit moleküldür^{28,30}.

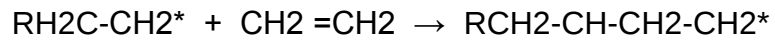
Dental rezin metil metakrilatın başlaması aşağıda gösterilmiştir. Serbest radikal bir katalist değil, başlatıcı olarak adlandırılır. Diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan polimetilmetakrilat ve diğer akrilat rezinlerin polimerizasyonunda güçlü başlatıcılardır. En yaygın kullanılan başlatıcı benzoil peroksittir. 50 -100 °C' de aktive olur ve serbest Per benzoil peroksit molekülü oluşur. Başlangıç aşaması başlatıcı moleküllerin enerji transferi yapması ve serbest radikallere ayrılarak aktivasyon olması, daha sonra bu serbest radikallerin zincir büyümesini başlatmak için monomer molekülleriyle reaksiyona girerek başlama işleminin meydana gelmesidir^{28,30}.

Bu peryot monomer molekülün saflığından ve ortamdaki ısıdan etkilenir. Saf olmayan monomer yapıdaki moleküller serbest radikallerle reaksiyona girerek reaksiyonu yavaşlatırken, ortamdaki ısının artırılması daha hızlı serbest radikal oluşmasına neden olacağından reaksiyonu çabuklaştırır³⁰.

Dental rezinlerin polimerizasyonunda ısı birincil tercih olmakla beraber kimyasal ve ışık olarak üç enerji kaynağı kullanılmaktadır³⁰.

D.1.2. Çoğalma

Serbest radikalli monomer kompleks başka bir monomerle karşılaştığında serbest radikal gibi davranır. Monomer radikalle birleşir ve diğer tarafta yeni bir serbest radikal meydana gelir.



Bu şekilde yeni bir büyüme merkezi meydana gelerek yeni monomerlerin ilavesiyle çoğalma devam eder. İlk birleşme olduktan sonra zincir büyümesi için daha düşük enerji gereklidir. Reaksiyon sırasında ısı açığa çıkar ve saniyeler içinde büyük polimer molekülleri oluşur. Çoğalma istenilen büyüklükte polimer elde edilene kadar devam eder. Çoğalma reaksiyonu, büyüme merkezi sonlandırma reaksiyonu ile ortadan kaldırılırsa biter. Ancak polimerizasyon asla tam olarak bitmez^{28,30}.

D.1.3. Zincir transferi

Zincir aktarımında aktive olmuş bir radikalın aktif hali, aktif olmayan başka bir moleküle aktarılır. Böylece yeni bir büyüme merkezi meydana gelir. Aktif halini kaybeden molekülde aynı şekilde zincir transferi yoluyla tekrar aktif hale gelerek büyüme merkezine dönüşebilir²⁸.

D.1.4. Sonlanma

Zincir sonlanması zincir transferiyle oluşmasına rağmen, ilave polimerizasyon reaksiyonları sıklıkla iki tane serbest radikal içeren zincirin birinden diğerine hidrojen atomu transferiyle veya birbirleriyle direkt birleşmesiyle oluşur. Böylece ortada büyüme merkezi yaratacak serbest radikal içeren bir molekül kalmamıştır^{28,30}.

Polimerizasyon tüm monomer bitene kadar devam eder. Monomer içerisindeki artıklar serbest radikallerle reaksiyona girerek polimerizasyonu engeller. Hidrokinon gibi bir inhibitör, bir miktar eklenirse kullanım ömrünün ve dental rezinin çalışma süresinin uzatılmasına yardımcı olur. Bunun dışında oksijen, sıcaklık, ışık, yoğunlaşma polimerizasyonun hızını ve derecesini etkiler³⁰.

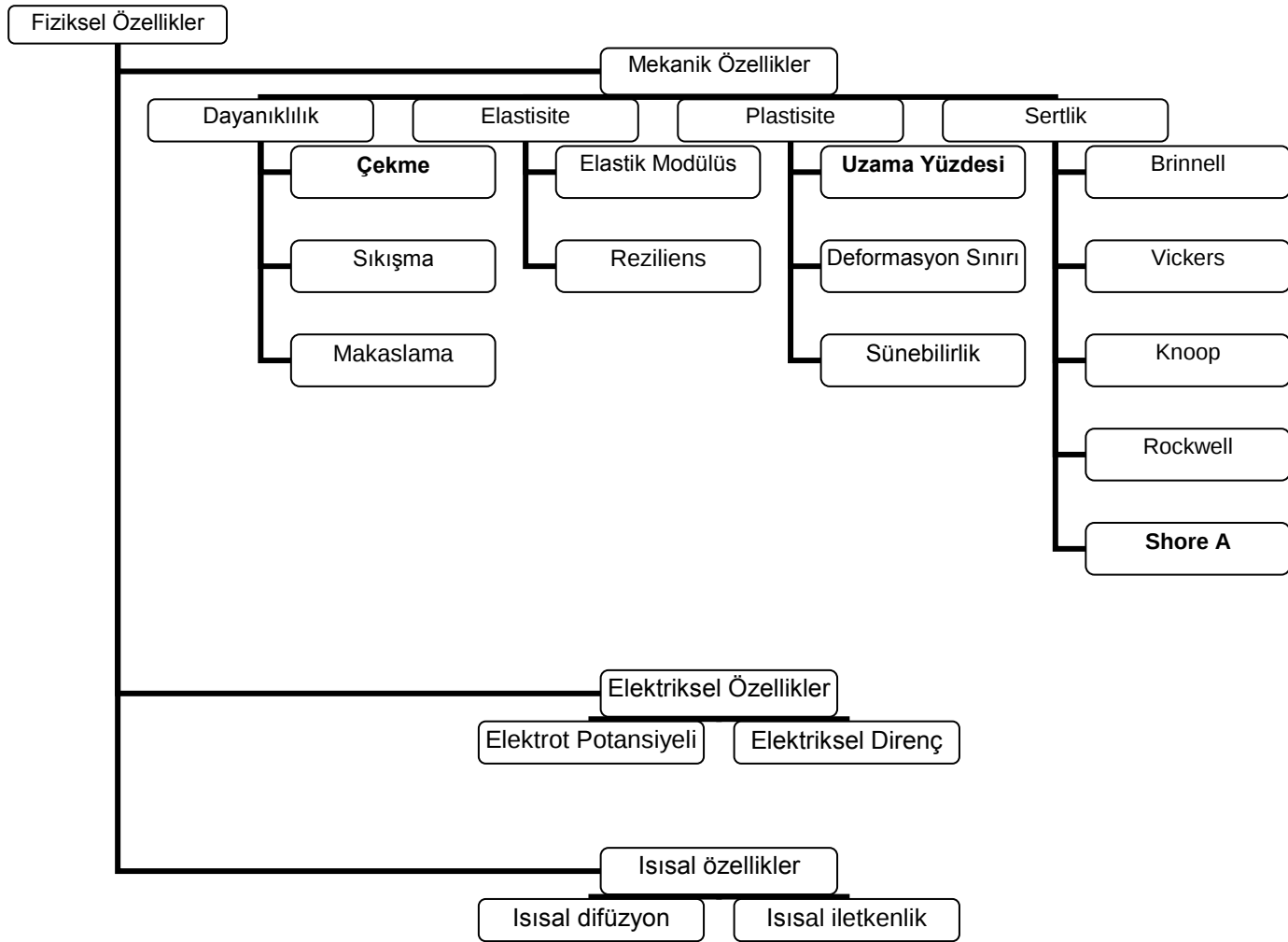
D.2. Kondenzasyon Tip Polimerizasyon

İki veya daha çok molekülün kimyasal reaksiyonla daha büyük bir makromolekül oluşturması kondanse tip reaksiyon olarak tanımlanır. Bu tip polimerizasyonun ilave tip polimerizasyondan farkı, ana bileşimin farklı moleküllerden oluşması ve sonuç olarak ana ürünün yanında su, alkol, halojen asitleri veya amonyak gibi yan ürünler ortaya çıkmasıdır. Günümüzde dental restorasyon ve protetik uygulamalarda kullanılmamaktadır²⁸.

2.4. Fiziksel Özellikler

Fiziksel özellikler bir materyalin çevre koşullarındaki değişikliklere karşı nasıl bir tepki vereceğini gösterir. Birçok materyal arasındaki çeşitli özellikler aşağıda sınıflandırılmıştır³⁶.

Tablo 1 : Maddenin Fiziksel Özellikleri



2.4.1 Mekanik özellikler

2.4.1.a Gerilim (stress);

Bir materyale kuvvet uygulandığında, materyal doğal olarak dış kuvvetlere direnç gösterir. Kuvvet bir alan üzerinde dağılır. Bölgeye uygulanan kuvvetin alana oranı gerilim değerini verir^{37,38}

$$\text{Gerilim} = \text{Kuvvet/Alan} \quad (1 \text{ Pa} = 1\text{N/m}^2 = 1\text{MN} / \text{mm}^2)$$

$$S = F/A$$

Gerilim çoğunlukla megapascal veya N / mm² birimleri ile ifade edilir.

$$(1 \text{ MPa} = 10^6 \text{ Pa} = 150 \text{ psi})$$

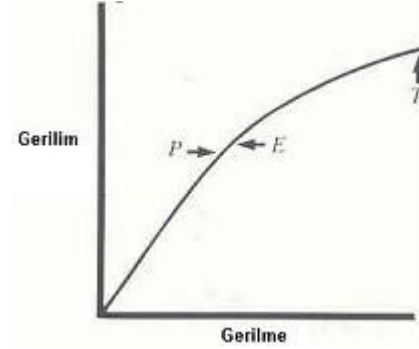
$$(1 \text{ MPa} = 1\text{N} / \text{mm}^2 = 10.197 \text{ kg/cm}^2)$$

Materyale kuvvet uygulandığında 3 tip gerilim oluşur. Bu gerilim sıkışma tarzındaysa sıkıştırma gerilimi-basma gerilimi (Compressive stress), çekme tarzındaysa çekme-uzama gerilimi (tensile stress), makaslama tarzındaysa makaslama-kayma gerilimi (shear stress) denir. Materyale gelen gerilim bu değerleri aşarsa yapı başarısız olacaktır. Bu yüzden dayanıklılık değerlerinin bilinmesi önemlidir^{36,37,38}.

2.4.1.b Gerilme (strain) ;

Materyale kuvvet uygulandığında boyutlarda meydana gelen uzama veya değişim miktarıdır^{36,37}.

$$\text{Gerilme} = \frac{\text{Son Boyut} - \text{İlk Boyut}}{\text{İlk Boyut}}$$



Grafik 1: Gerilim – Gerilme grafiği

Şekil 2’ deki gerilim-gerilme grafiğinde, P noktasına kadar gerilim ve gerilme arasında doğrusal bir ilişki vardır. Gerilimdeki daha fazla bir artış T noktasında materyal kırılana kadar gerilmeye büyük miktarlarda orantısız bir artışa neden olur. T noktasına eşlik eden gerilim “kırma gerilimi”dir. Çekme (germe) testinde “çekme gerilimi”ni sıkıştırma testinde ise “sıkıştırma gerilimi” değerini verir. Gerilim veya gerilmenin orantılı olduğu en yüksek gerilim miktarı (P) “oranlılık sınırı” olarak tanımlanır. E noktası “elastik sınırı (deformasyon sınırı)”dır. Bir malzemeye uygulanan kuvvetler ortadan kalktığında tekrar orijinal boyutuna döndüğü en yüksek gerilime “elastik sınır” adı verilmektedir. Bu, materyalin daimi deformasyon olmaksızın dayandığı maksimum gerilimdir^{28,38}.

2.4.1.c Elastikiyet Modülü

Elastik sınırlar içerisinde gerilimin / gerilmeye oranı elastikiyet modülünü verir. Materyalin sertliğinin ölçümünde kullanılır. Materyalin esnek olabilmesi elastikiyet modülünün düşük olmasına bağlıdır^{36,37,38}.

$$E.M = \frac{\text{Gerilim}}{\text{Gerilme}}$$

2.4.1.d Oranlılık Sınırı ve Deformasyon Sınırı

Oranlılık ve deformasyon sınırı materyalin elastik yapısının bozulup kalıcı deformasyonun başladığı andaki gerilim değerlerini verir. Materyal bu değerlerin altında eski haline dönebilirken, üstünde kalıcı değişiklik olur. Oranlılık sınırı oransallığın bozulduğu ilk an olup, deformasyon sınırı ise oransallığın bozulup kalıcı deformasyonun elde edildiği ilk andır. Oransal sınırın değeri deformasyon sınırı değerine çok yakın ama daha azdır^{36,37}.

2.4.1.e Kopma Dayanıklılığı

Materyale uygulanan kuvvet fazlalaştıkça kırılma ve kopmalar meydana gelir. Bu noktadaki değer kopma dayanıklılığını verir. Oluşan gerilim çekme şeklindeyse gerilme direnci (tensile strength), sıkıştırma şeklindeyse sıkma direnci (compressive strength), makaslama şeklindeyse makaslama direnci (shear strength) olarak adlandırılır^{36,37}.

2.4.1.f Uzama Yüzdesi

Materyal çekme veya sıkışma gerilimine maruz kaldığında, ilk boyutuna göre meydana gelen değişim miktarının yüzde olarak ifadesidir³⁶.

$$\text{Uzama yüzdesi} = \frac{\text{Son Boyut} - \text{İlk Boyut}}{\text{İlk Boyut}} \times 100$$

2.4.1.g Elastikiyet

Bir maddeyi daimi deformasyona uğratmak için gerekli enerji miktarıdır^{36,37}.

2.4.1.h Katılık, Tokluk

Bir maddenin koparılması için gerekli enerji miktarıdır^{36,37}.

2.4.1.i Sertlik

Bir materyal elmas gibi sert materyallerin delmesi ve çizmesine karşı direnç gösteriyorsa o materyal sert olarak nitelendirilir. Sertlik materyalin delmeye karşı gösterdiği dirençtir^{36,37,38,39}.

Yüzey sertliğinin ölçülmesinde kullanılan birçok yöntem mevcuttur. Bunlar; Brinnell, Rockwell, Vickers, Knoop, Shore ve Borcol 'dur. Kullanılacak yöntem materyalin cinsine bağlıdır^{37,38,39}.

Shore A testi lastiklerin ve yumuşak plastiklerin sertlik ölçümünde kullanılır. Shore A skalası 0-100 arasında değerler içerir. Delici uç tamamen geçmişse 0, hiç delmemişse 100 değerini gösterir ve sert bir materyal olarak düşünülür. Yumuşak astar materyalleri ve çene yüz protezi silikonlarının sertlik ölçümünde kullanılırlar^{6,37,39}.

2.5 Eskitme Cihazı Q.U.V (Accelerated Weathering Tester)

Q.U.V test cihazı iç ve dış ortamlarda ışık ve neme maruz kalan materyallerin dayanıklılığını belirlemeye yarar^{40,41}.

Q.U.V test cihazı materyallere farklı sikluslarda ısısal şok, nem, UV ve kontrollü olarak yükselen sıcaklıklar uygulayarak araştırılmasını sağlar. Cihaz materyal üzerinde birkaç ay ve yılda meydana gelecek hasarı birkaç gün veya haftada oluşturur. Oluşan hasarlar renk solması, renk değişimi, saydamlık kaybı, matlaşma, çatlak oluşumu, puslu görünüm, su emmesi, direnç kaybı, oksitlenme şeklinde olabilir. Bu test verileri yeni madde seçiminde, mevcut maddelerin geliştirilmesinde ve ürün

dayanıklılığını etkileyen formülasyonda nasıl değişiklikler yapılacağının bulunmasında bize yardımcı olur^{40,41}.

Materyallerde iklim etkisiyle oluşan eskimenin nedenleri güneş ışınları, sıcaklık ve nemdir. Materyalin maruz kaldığı güneş ışınlarının, sıcaklığın ve nemin oranına göre meydana gelen etkiler değişmektedir. Q.U.V test cihazı bu üç etkiyi yaratacak özelliğe sahiptir⁴².

Q.U.V test cihazın çerisinde güneş ışınlarını taklit etmek için ona en yakın olan UV lambalar kullanılmıştır. Görünüş itibariyle floresan lambalara benzerler. Işığın dalga boyu spektrumu 280-315 arasındadır. Sıcaklık direkt güneş ışığına maruz bırakılan materyallerin maksimum sıcaklığıyla eşleştirilmiştir. Sıcaklık 90 °C' ye kadar ayarlanabilir^{40,41}.

Q.U.V test cihazının kondenzasyon mekanizması neme maruz kalan materyallerde bu etkiyi oluşturur. Testin yapıldığı odanın tabanında bulunan su haznesi buhar oluşturmak için kullanılır. Sıcak buhar test odasını % 100 nemli ve yüksek sıcaklıkta tutar. Test örnekleri, test odasının yan duvarlarını oluşturacak şekilde yerleştirilir. Böylece örneklerin arka tarafı oda sıcaklığında bırakılmış olur. Test örneklerin yüzeylerindeki sıcaklık dış ortamla temas eden yüzeyden dolayı birkaç derece aşağı düşer. Bu ısı farkı, kondenzasyon siklusu boyunca örnek üzerinde suyun sürekli kondense olmasına neden olur. Kondenzasyon sıcaklığı 40 °C, 45 °C, 50 °C'ye (104 F, 113 F; 122 F) ayarlanabilir^{40,41}.

Q.U.V 'nin sprej mekanizması; materyal üzerinde ısısal şok oluşturmak için materyal üzerine direkt su püskürtür. Her bir kondenzasyon siklusunun başlangıcında birkaç dakika uygulanarak ani ısı değişikliğine neden olup şok etkisi yaratır^{40,41}.

Q.U.V haftanın yedi günü 24 saat olarak otomatik olarak kontrol edilebilir. Sıcaklık ve siklusların seçimi farklı şartları yaratacak şekilde programlanabilir^{40,41}.

2.6 Konu İle İlgili Çalışmalar

Polyzois ve Andreopoulos⁴³, UV ışınlarıyla yapılan eskitme işleminin, üç farklı silikon elastomerinin fiziksel özelliklerine etkisini değerlendirmişlerdir. Sonuçta eskitme işleminin silikon elastomerlerinin çekme gerilimi, uzama yüzdesi, elastikiyet modülü, yırtılma gerilimi, sertlik gibi özelliklerini istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde değiştirdiğini bildirmişlerdir. Eskitme işlemi değerlendirilen testlerden en çok yırtılma gerilimi üzerinde etki göstermiştir.

Mohite ve arkadaşları⁴⁴, çevre koşullarının iki silikon elastomer ve bir poliüretanın yırtılma direnci ve yırtılma yayılımına etkisini araştırmışlardır. Araştırmanın sonucunda silikon elastomerlerin ve poliüretanların yırtılma karakterlerinin farklı olduğunu ve uygulanan çevresel faktörlerin yırtılma özelliklerinde azalmaya sebebiyet verdiğini tespit etmişlerdir.

Wolfaardt ve arkadaşları⁴⁵, beş farklı silikon elastomerin çekme gerilimi, uzama yüzdesi, yırtılma gerilimi, sertlik değerlerini karşılaştırmışlardır. Araştırmacılar Cosmesil silikonun mekanik özelliklerinin diğer silikonlara göre anlamlı bir şekilde daha iyi olduğunu belirtmişlerdir.

Waters ve arkadaşları⁴⁶, beş farklı silikon elastomere dinamik, mekanik, ısısal analiz yaparak deformasyon özelliklerini değerlendirmişlerdir. Analizlerin sonucunda Cosmesil ve A-2186 materyali en rezilant materyal olarak bulunurken Silbione en yüksek enerji absorpsiyon kapasitesine sahip çıkmıştır. Araştırmacılar dinamik, mekanik,

ısısal analizlerin silikonların viskoelastik özelliklerinin tespitinde hızlı, güvenilir ve uygun olduklarını göstermişlerdir.

Lai ve arkadaşları⁴⁷, iki silikon elastomer ; A-2186 ve MPDS-MF (polidimetilsiloksanla sonlanan metakriloksipropil) 'in fiziksel özelliklerini karşılaştırmışlardır. Araştırmacılar, sertlik değerlerinin birbirleriyle benzer sonuçlar verdiğini ve MPDS-MF materyalinin çekme gerilimi, uzama yüzdesi, yırtılma gerilimi, bağlanma kuvveti yönünden A-2186'dan yüksek olduğunu belirtmişlerdir.

Yu ve arkadaşları⁴⁸, eskitme işleminin pigment ilave edilmiş silikon elastomerin fiziksel özelliklerine etkilerini incelemişlerdir. A-2186 silikon elastomerine 11 çeşit renk pigmenti ilave edilmiştir. Wheter-Ometer eskitme test cihazında örnekler 900 saat eskitilmiştir. İşlem sonucunda eskitme işleminin materyalin fiziksel özelliklerinde değişiklik yapmadığı görülmüş ve renk pigmenti ilavesinin materyalin fiziksel özelliklerini belirgin şekilde değiştirdiği tespit edilmiştir.

Han ve arkadaşları⁴⁹, opaklaştırıcı olarak kullanılan küçük hacimli oksit partiküllerin çeşitli karışım ve kombinasyonlarının A-2186 silikon elastomerin fiziksel özelliklerine etkisini araştırmışlardır. % 0.5 - % 3 oranında Titanyum oksit (TiO_2), Çinko oksit (ZnO) ve Seryum oksit (CeO_2) farklı konsantrasyonlarda silikon elastomere ilave edilmiştir. % 2 ve % 2.5 oranında ilave edilen Ti, Zn ve Ce oksitler A-2186 tip elastomerin tüm mekanik özelliklerini geliştirdiğini belirtmişlerdir.

Hensten-Petersen ve Hultersröm⁵⁰, dört farklı RTV silikon elastomer; Siliastic 399, R&S330, MDX 4-4210, SK 43 'ün sitotoksitelerini değerlendirmişlerdir. Araştırma neticesinde kullanılan tüm RTV tip silikon elastomerlerin hücre kültürleri üzerinde sitotoksik etki gösterdiği saptanmıştır. Araştırmacılar hücre kültür testlerinin yüksek hassasiyetinden

dolayı bu sonuçların klinik olarak sitotoksik etki göstermeyebileceğini ve bu materyallerden yapılmış protezleri kullanan hastaların sonraki dönem takiplerinin yapılması gerektiği açıklamışlardır.

Haug ve arkadaşları⁵¹ farklı silikon elastomerlerin fiziksel özelliklerine renklendiricilerin ve eskitme işleminin etkileri değerlendirmişlerdir. Sonuçta renklendiricilerin ve çeşitli yöntemlerle yapılan eskitme işlemlerinin fiziksel özelliklerde değişikliğe neden olduğunu belirtmişlerdir.

Kouyoumdjian ve arkadaşları⁵², % 5, %10, % 15 oranında Dow-Corning 360 MF 100cs ilavesinin RTV tip silikon elastomer MDX 4-4210'un fiziksel özelliklerine etkisini değerlendirmişlerdir. Araştırmacılar RTV silikonun sertlik haricinde başlangıç mekanik özelliklerinin, modifiye edilmesinden sonraki mekanik özelliklerine göre daha üstün olduğunu bildirmişlerdir.

Haug ve arkadaşları⁵³, çeşitli çene yüz protezi materyallerinin optik özelliklerini ve çevre koşullarının etkilerinin araştırmışlar ve sonuç olarak etkenlere bağlı olarak tüm materyallerin optik özelliklerinde birtakım değişiklikler saptamışlardır.

Chang ve arkadaşları⁵⁴, beş farklı bağlayıcı ajanın, iki farklı silikon elastomerle poliüretan astarın bağlanma yapılarına etkisini araştırmışlardır. Sofreliner MS ve Sofreliner T bağlayıcı ajanların silikon-poliüretanın bağlanma kuvvetlerini anlamlı bir şekilde arttırdığı görülmüştür. A-2000 ve Sofreliner MS arasındaki bağlanma kuvveti en yüksek çıkmıştır. Bağlanma sonuçları Udagama¹⁸, nın tekniğiyle yapılanlardan anlamlı şekilde yüksektir. Bağlayıcı ajanın poliüretanın yüzeyine, silikona ilave edilmesinden 30 dk önce sürülmesini önermişlerdir.

Göre ve arkadaşları⁵⁵, üç farklı silikon elastomerin *Candida albicans* tutunumunu araştırmışlardır. Araştırmanın sonucunda tükrükle kaplanmadan önce materyaller arasında *Candida albicans* tutunumu açısından istatistiksel olarak bir farklılık görülmezken, tükrükle kaplama sonrasında materyaller arasında *Candida albicans* tutunumu yönünden istatistiksel anlamlı fark görülmüştür.

Aziz ve arkadaşları⁵⁶ silikon elastomarlara etilenoksi silanların kimyasal bağlanması sonucu oluşan argon plazma uygulanmasının ıslanabilirliğini arttırdığını bildirmişlerdir.

Polyzois ve arkadaşları⁵⁷, RTV tip silikon elastomerlerin biyouyumluluklarını in vitro olarak değerlendirmişlerdir. Değerlendirme sonucunda silikon elastomerlerin hücre kültürlerini kötü şekilde etkilediğini tespit etmişlerdir. Bu nedenle araştırılan tip silikonlardan yapılan protezleri kullanan hastaların uzun dönem takiplerinin yapılması ve biyouyumluluk açısından değerlendirilmesi gerektiğini açıklamışlardır.

Polyzois ve Frangou⁵⁸, silikon elastomerlerin protez akriliklerine bağlanma kuvvetini incelemişlerdir. Sonuçta bağlanma kuvvetinin silikon elastomer ve protez akriliklerinin tipine göre değiştiğini, Cosmesil silikonun değerlendirilen silikonlar arasında bağlanma kuvvetinin en yüksek olduğunu belirtmişlerdir.

Nikawa ve arkadaşları⁵⁹, farklı silikon elastomerin *Candida albicans* tutunumunu karşılaştırmışlardır. Araştırma neticesinde tüm materyallerin antifungal aktivite gösterdiklerini ancak eskitme işlemi ve materyal üzerindeki plak birikiminin bu etkiyi azalttığını açıklamışlardır.

Polyzois ve arkadaşları⁶⁰, üç farklı çene yüz protezi silikon elastomerin fiziksel özelliklerini araştırmışlardır. Değerlendirilen özellikler

yönünden RTV tip silikon elastomer A-2186 en iyi materyal olarak bulunmuştur.

Firtell ve arkadaşları⁶¹, klasik RTV silikon elastomeri RTV tip silikon süngerle (köpük) karıştırarak ağırlığını düşürüp silikonun özelliklerini kuvvetlendirmeye çalışmışlar ve elastomerin ağırlığının düşmesiyle beraber dayanıklılığının da düştüğünü bildirmişlerdir .

Abdelnnabi ve arkadaşları⁶², polidimetil siloksan silikon elastomerler ile MDX-4-4210 tip silikon elastomerin fiziksel özelliklerini karşılaştırmışlar ve iki materyal arasında değerlendirilen özellikler yönünden anlamlı farklılık bulmuşlardır.

An ve arkadaşları⁶³, eklenen katalist miktarının, sertleşme zamanının ve sıcaklığının poliüretan elastomerin fiziksel ve mekanik özelliklerine etkilerini değerlendirmişlerdir. Sonuçta fiziksel ve mekanik özelliklerin katalist oranına hassas olduğunu, sıcaklığın daha az etki gösterdiğini ve sertleşme zamanının herhangi bir etki göstermediğini tespit etmişlerdir.

Taylor ve arkadaşları⁶⁴, çapraz bağlayıcı / rezin oranının bir silikon elastomerin fiziksel özelliklerine ve mantar dağılımına etkilerini araştırmışlar ve bu oranın değerlendirilen özelliklere anlamlı bir şekilde etki ettiğini bildirmişlerdir.

Çalışmanın amacı eskitme işleminin üç farklı çene yüz protezi silikon elastomerinin fiziksel özelliklerine etkilerini değerlendirmek ve materyalleri birbirleriyle karşılaştırmaktır.

3- GEREÇ VE YÖNTEM

Araştırmamız Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, T.C Karayolları Genel Müdürlüğü Teknik Araştırma Birimi Fizik Laboratuvarlarında yapılmıştır.

Bu çalışmada, çene yüz protezlerinin yapımında kullanılan üç farklı çene yüz protezi silikon elastomerin eskitme işlemi yapılmadan önce ve eskitme işlemi yapıldıktan sonra çekme direnci (tensile strength) , uzama yüzdesi (elongation percent), yırtılma direnci (tear strength), sertlik (hardness) değerleri ölçülmüştür.

3.1 Araştırmamızda Kullanılan Çene Yüz Protezi Materyalleri

Araştırmada kullanılacak silikon elastomerler kliniğimizde çene yüz protezlerinin yapımında son dönemde sıklıkla kullanılan materyaller olan Episil (Dreve-Dentamid, Unna, Almanya), Cosmesil (Principality Medical, Newport, İngiltere) ve Multisil (Bredent, Almanya)'dır.



Resim1: Silikon Episil



Resim 2: Silikon Multisil

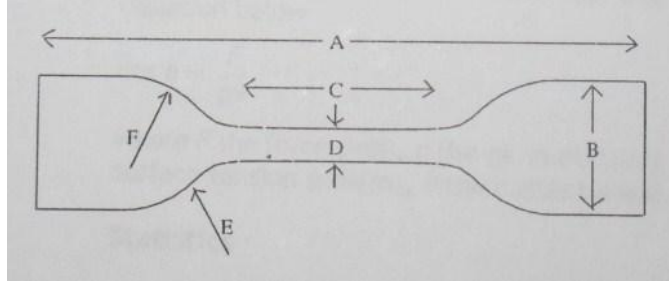


Resim 3: Silikon Cosmesil

3.2 Metal kalıpların özellikleri

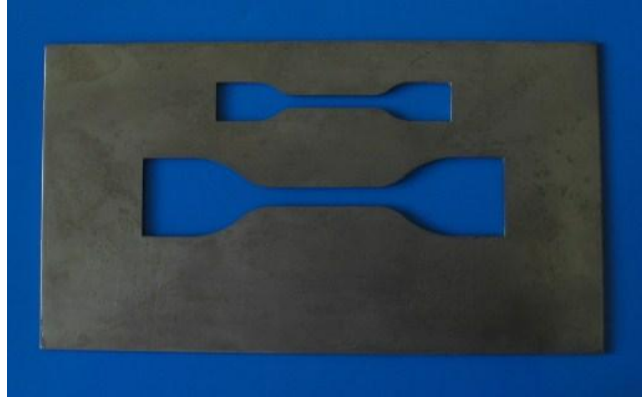
Deneylerin yapılacağı örneklerin boyutlarının standart ve düzgün yüzey özelliklerine sahip olabilmesi için Gazi Üniversitesi Teknik Eğitim Fakültesi Metal Bölümünde ISO (Uluslararası Standart Kurulu) ve ASTM (Amerikan Test ve Materyal Birliği) standartlarına göre metal kalıplar hazırlanmıştır.

Çekme testi örneklerinin elde edilmesi için kullanılacak kalıp ISO 37 Tip 2⁶⁵ standardına göre, yırtılma direnci için kullanılacak örneklerin elde edilmesi için kullanılacak kalıp ISO 34-1⁶⁶ standardına göre, sertlik testleri için kullanılacak kalıp ASTM D2240⁶⁷ standardına göre hazırlanmıştır.

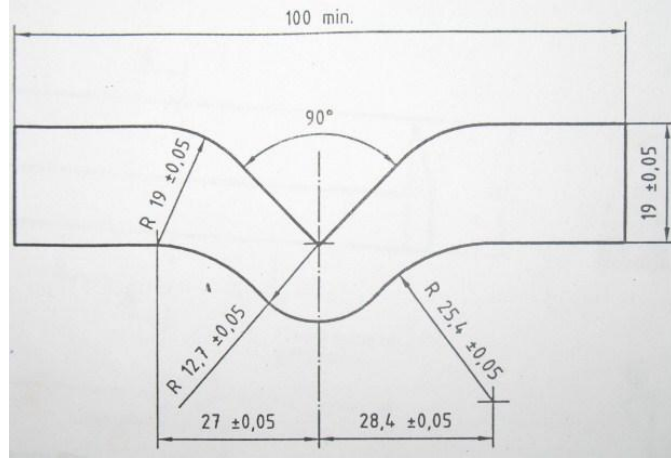


- | | |
|---------------------|---------------------|
| A) 75 mm (en az) | D) 4 ± 0.1 mm |
| B) 12.5 ± 1 mm | E) 8 ± 0.5 mm |
| C) 25 ± 1 mm | F) 12.5 ± 1 mm |

Şekil 3: Çekme testi örneklerin boyutları (ISO 37 Tip 2)⁶⁵

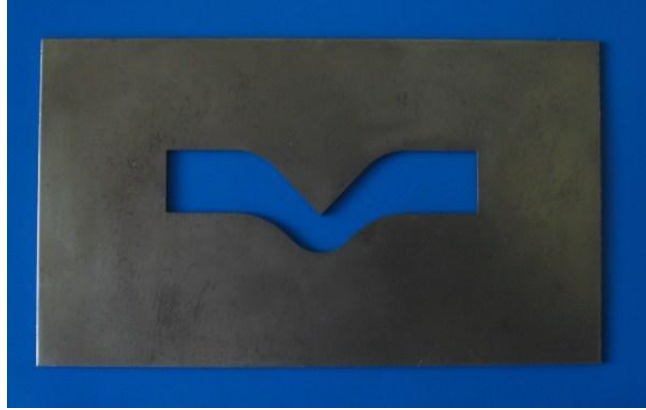


**Resim 4: Çekme testi için kullanılan metal kalıp
(ISO 37 tip 1 ve tip 2)⁶⁵**

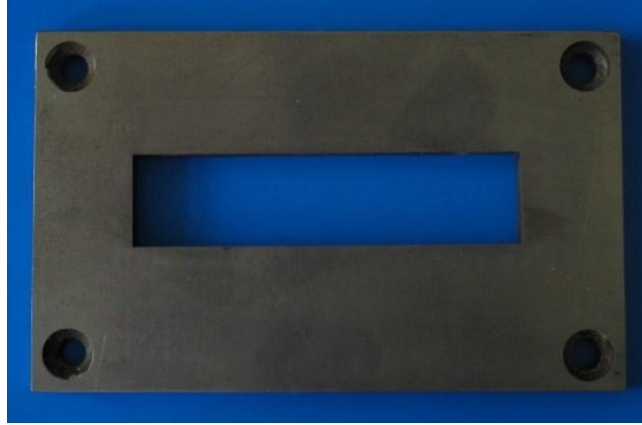


Kalınlık 1.8 mm ± 0.2 mm

Şekil 4: Yırtılma testi örnek boyutları (ISO 34-1)⁶⁶



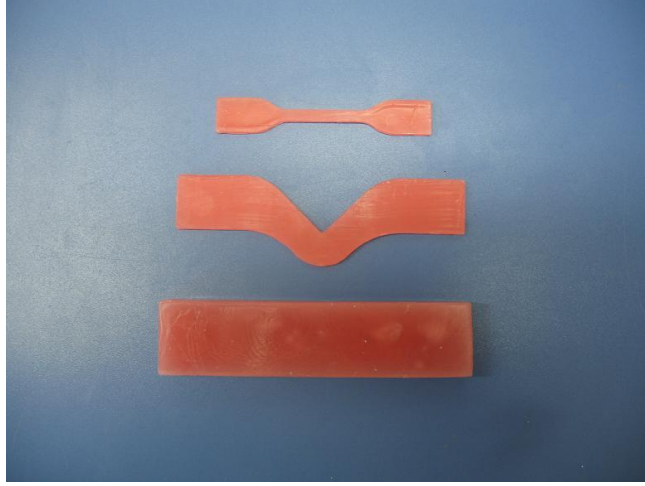
Resim 5: Yırtılma testi için kullanılan metal kalıp (ISO 34-1)⁶⁶



Resim 6: Sertlik testi için kullanılan metal kalıp (ASTM D2240)⁶⁷

3.3 Mum örneklerin hazırlanması ve alçı kalıpların elde edilmesi

Mum örneklerin elde edilmesi için hazırlanan metal kalıpların içerisine damlatma yöntemiyle mum yığılmış ve soğumaya bırakılmıştır. Daha sonra elde edilen mum örnekler tarafımızdan sanayide yaptırılan muflaların alt yarısına geliştirilmiş sert alçı (Fujirock, Belgium) kullanılarak yerleştirilmiştir. Alçı sertleştikten sonra alçı yüzeylere üst yarıya alçı döküldüğünde kolaylıkla ayrılabilmesi için ince bir tabaka lak (Kemdent, Swindon, Wiltshire, İngiltere) uygulaması yapılmıştır. Uygulanan lakın sertleşmesinden sonra muflanın üst yarısı yerleştirilmiş ve üst yarıya geliştirilmiş sert alçı dökülmüştür. Alçı sertleştikten sonra mum atımı yöntemiyle mum uzaklaştırılmış ve örneklerin elde edilmesi için kullanılacak alçı kalıplar hazır duruma getirilmiştir.



Resim 7: Üç farklı tip mum örnek



Resim 8: Yırtılma testi mum örneklerinin mufladaki görüntüsü



Resim 9: Çekme tipteki mum örneklerin mufladaki görüntüsü



Resim 10: Sertlik tipteki mum örneklerin mufladaki görüntüsü



Resim 11: Sertlik testi örnek kalıbının mum atımı sonrası



Resim 12: Çekme testi örnek kalıbının mum atımı sonrası

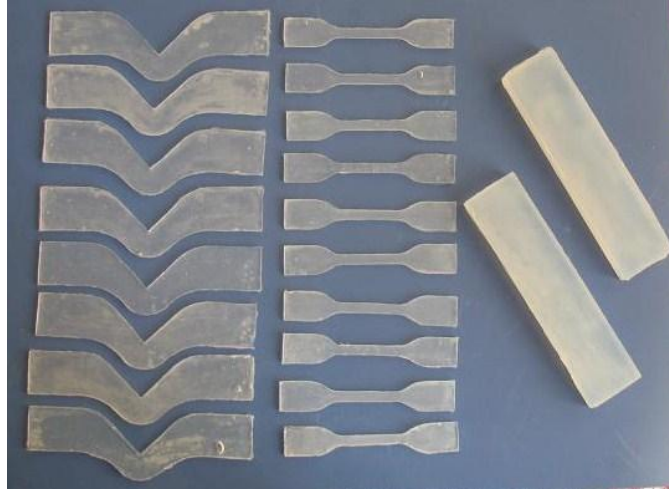


Resim 13: Yırtılma testi örnek kalıbının mum atımı sonra

Her bir testin uygulanması için 10'ar adet örnek içeren gruplar oluşturulmuştur. Eskitme uygulanmayan 10 adet örnek kontrol grubunda, 10 adet örnek 300 saat eskitilen grupta, diğer 10 adet örnekte 600 saat eskitilen grupta kullanılmak üzere toplam 30 adet örnek çekme testi için hazırlanmıştır. Yırtılma testi için 30 adet, sertlik testi için de 30 adet örnek üç grup yapılmıştır. Böylece her bir materyalden 90 adet olmak üzere üç farklı materyal için toplam 270 adet örnek hazırlanmıştır. Silikonlar üreticilerin tavsiyeleri doğrultusunda karıştırılarak alçı kalıpların içine yerleştirilmiştir. Silikonlar alçı kalıpların içinde karıştırmadan meydana gelen kabarcıkların uzaklaştırılması için 5 dakika bekletilmiştir. Muflanın üst parçası kapatılarak hava kabarcıkların uzaklaştırılması için otomatik preste 100 kg / cm² basınçta 5 dakika daha bekletilmiştir. Biritin içerisine yerleştirilen örnekler üreticilerin talimatlarına uygun olarak istenilen süre ve sıcaklıkta (Cosmesil 100 °C de 1 saat, Multisil 60 °C de 30 dk, Episil 100°C de 1 saat) kuru sıcak hava fırınında (FN500, Nüve A.Ş., Ankara, Türkiye) bekletilerek polimerize edilmiştir. Mufladan çıkarılan silikon örnekler, gerekli tesviye işlemi yapılarak fiziksel testlerin uygulanmasına hazır hale getirilmiştir.

Tablo 2: Bir materyal için gerekli örnek sayısı

Örnek sayısı	Kontrol grubu	300 saat eskitme	600 saat eskitme	Toplam
Çekme testi	10	10	10	30
Yırtılma testi	10	10	10	30
Sertlik testi	10	10	10	30
Toplam	30	30	30	90



Resim 14 : Üç farklı tipteki silikon örnekler

3.4 Eskitme test cihazı ve örneklerin eskitilmesi

İlk grup örnek Q-U-V Accelerated Weather Tester (The Q-Panel Company, Cleveland, Amerika) cihazında 300 saat, ikinci grup örnek ise 600 saat olarak eskitilmiştir. Eskitme cihazı içerisindeki silikon örnekler % 90 nem oranında, 120 dk periyotlarda 18 dk distile su püskürtmesi, 60 °C

$\pm 2'$ de 8 saat ışıma, $50\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 2$ de 4 saat kondenzasyon işlemi yapılarak eskitilmiştir.



Resim 15 : Q.U.V eskitme cihazı

3.5 Fiziksel testlerin uygulanması

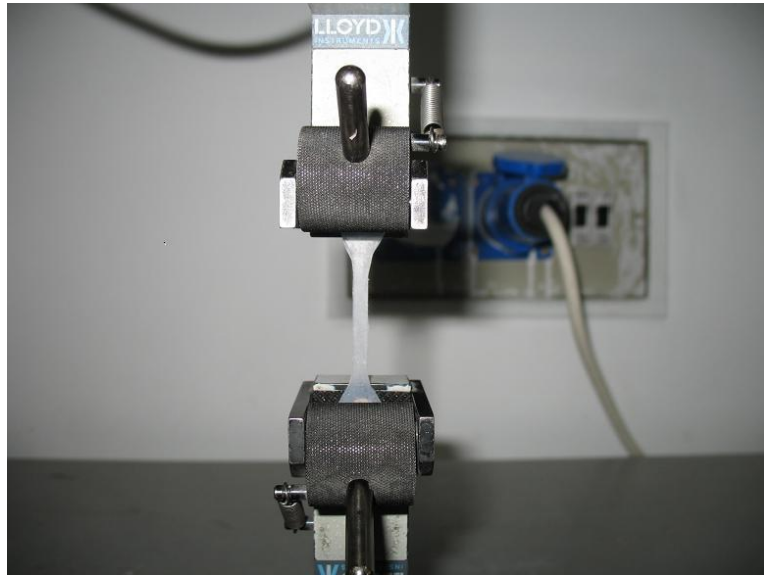
3.5.1 Çekme testi uygulanması

Materyalin çekme direnci çene yüz protezlerinin çıkartılması sırasındaki kopmalar açısından önemlidir. Uzama yüzdesi ise materyalin esnekliği hakkında bilgi vermektedir. Yüksek çekme direnci ve bu noktada yüksek uzama yüzdesi çene yüz protezi materyallerinde istenilen özelliklerdir⁶⁸.

ISO 37 Tip 2⁶⁵ standardına göre hazırlanan silikon örnekler çekme test cihazında (Llyod Instruments LR 50K, Lyod intruments Ltd, Fareham, İngiltere) test başlıklarının arası 20 mm olacak şekilde

yerleştirilmiştir. Cihaz 500 mm / dakika hıza ayarlanarak çekme işlemi uygulanmıştır. Verilerle aşağıdaki denklem kullanılarak sonuçlar N / mm² birimiyle elde edilmiştir.

$$\text{Çekme Gerilimi} = \frac{\text{Yük}}{\text{Alan}}$$



Resim 16: Çekme testi için cihaza bağlanmış silikon örnek

3.5.2 Uzama Yüzdesi

Uzama yüzdesi silikon örneklerle çekme kuvveti uyguladığında kopma olduktan sonra, ilk boyutuna göre materyalde meydana gelen uzamanın yüzdesi olarak ifade edilir. Aşağıdaki denklem kullanılarak sonuçlar cihaz tarafından otomatik olarak hesaplanmıştır.

$$\text{Uzama Yüzdesi} = \frac{\text{Uzama Miktarı}}{\text{Orjinal Boyut}} \times 100$$



Resim 17: Çekme ve yırtılma testi için kullanılan test cihazı

3.5.3 Yırtılma testi

Klinik olarak çene yüz protezi materyallerini değerlendirirken yırtılma direnci en önemli özelliklerden biridir. Yırtılma direnci, özellikle göz ve burun kenarlarını saran ince kenarların olduğu bölgelerde önemlidir. Bu ince kenarlar yüz protezinin varlığının gizlenmesinde fayda sağlar. Yüz protezleri çıkartılırken hassasiyet gerektirir. Aksi takdirde ince kenarlarda kalıcı hasarlar meydana getirilebilir. Sonuçta protezin yenilenmesi gerekmektedir. Bu nedenle materyalin yüksek yırtılma direncine sahip olması istenmektedir⁶⁸.

ISO 34-1⁶⁶ standardında hazırlanan silikon örnekler yırtılma test cihazında (Llyod Instruments LR 50K, Lyod intruments Ltd, Fareham,

UK) test başlıklarının arası 20 mm olacak şekilde yerleştirilmiştir. Cihaz 500 mm / dakika hıza ayarlanarak yırtılma işlemi uygulanmıştır.

$$\text{Yırtılma Gerilimi} = \frac{\text{Yük}}{\text{Kalınlık}} \quad \text{denklemleri}$$

kullanılarak N / mm kullanılarak hesaplanmıştır.



Resim 18: Yırtılma testi için cihaza yerleştirilmiş silikon örnek

3.5.4 Sertlik testi

Sertlik materyalin esnekliği ve doğal görünebilmesi açısından önemlidir. Çene yüz protezi materyallerinin sertlik değeri mümkün olduğunca yumuşak dokularla benzerlik göstermelidir. Estetik olması ve vücut hareketleriyle uyum içinde olması bu özelliğe bağlıdır.

Silikon rnekler A.S.T.M D2240⁶⁷ standardına uygun olarak 25-25-10 mm boyutlarında hazırlanmıştır. 100-25-10mm ebatlarındaki kalıba göre mufladan çıkarılan silikonlar dört parçaya kesilerek istenilen ebatlarda örnekler elde edilmiştir. Her bir örneğe 5 farklı noktadan Shore A (Rubber hardness tester, Gauge Co., Amerika) cihazıyla sertlik ölçümü yapılmış ve ortalaması alınarak değerler Shore A birimiyle hesaplanmıştır.



Resim 19: Shore A sertlik lme cihazı

4 - BULGULAR

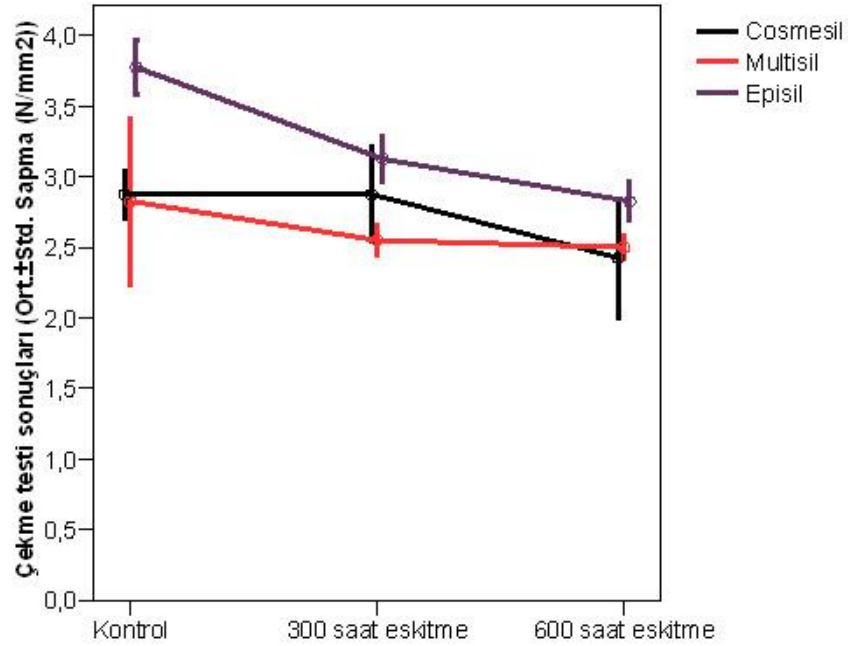
Araştırmamızda üç farklı çene yüz protezi silikon elastomere 300 ve 600 saat olarak eskitme işlemi uygulanmıştır. Silikonlar, kontrol, 300 saat ve 600 saat eskitme işlemi yapılan üç gruba ayrılmış ve her birine çekme gerilimi, uzama yüzdesi, yırtılma gerilimi ve sertlik testi uygulanmıştır. Testler sonucu elde edilen veriler analiz edilerek materyaller arasındaki farklar ve eskitme süresinin etkileri değerlendirilmiştir.

4.1.a Çekme Testi

Kontrol grubu ve iki farklı zaman süresince eskitme uygulanan silikon elastomer örneklerin her birinin çekme testi sonucu elde edilen veriler Tablo 3 ve Grafik 2' de gösterilmiştir.

Tablo 3: Örneklerin çekme gerilimi değerleri (N / mm²)

Örnek no	Cosmesil			Multisil			Episil		
	Kontrol	300 saat eskitme	600 saat eskitme	Kontrol	300 saat eskitme	600 saat eskitme	Kontrol	300 saat eskitme	600 saat eskitme
1	3,125	2,875	2,875	3,375	2,625	2,50	3,625	3,125	2,875
2	2,625	2,875	2,875	2,625	2,625	2,625	3,625	3,125	2,625
3	2,875	2,875	2,375	1,875	2,625	2,500	3,750	3,375	2,750
4	2,875	2,375	2,125	2,875	2,500	2,375	3,750	2,875	2,875
5	2,875	3,375	1,875	3,375	2,375	2,500	4,125	3,125	3,000
6	3,125	2,875	2,875	3,375	2,625	2,500	3,625	3,125	2,875
7	2,625	2,875	2,875	2,625	2,625	2,625	3,625	3,125	2,625
8	2,875	2,875	2,375	1,875	2,625	2,500	3,75	3,375	2,750
9	2,875	2,375	2,125	2,875	2,500	2,375	3,75	2,875	2,875
10	2,875	3,375	1,875	3,375	2,375	2,500	4,125	3,125	3,000



Grafik 2 ; Ortalama çekme gerilimi değerleri

4.1.b İstatistik Analiz

Verilerin analizi SPSS for Windows 11.5 (SPSS inc., Chicago, Amerika) paket programında yapılmıştır. Tanımlayıcı istatistikler ortalama $\pm$ standart sapma olarak gösterilmiştir. İki Yönlü Varyans Analizi ile materyalin, eskitme sürelerinin ve materyal-eskitme sürelerine ait etkileşimi gösterilmiştir. İstatistik olarak anlamlılık düzeyi $p < 0.05$ alınmıştır. Anlamlı bulunan değerler için post hoc Tukey testi kullanılarak materyaller ve eskitme yöntemleri arasında çoklu karşılaştırmalar yapılmıştır. Olası tüm alt grup karşılaştırmalarında Tip 1 hatayı kontrol altına alabilmek için Bonferroni Düzeltmesi uygulanmıştır. İstatistik olarak anlamlılık düzeyi $p < 0.017$ alınmıştır.

Çekme gerilimi testinin iki yönlü varyans analizi sonuçları Tablo 4’ de gösterilmiştir. Çekme gerilimi testinde materyal-eskitme süreleri etkileşimi ($p < 0.05$) istatistik olarak anlamlı bulunmuştur.

Tablo 4: Çekme geriliminin iki yönlü varyans analizi sonuçları

Değişken kaynağı	Kareler Toplamı	Serbestlik derecesi	Ortalama kare	Oran	P
Materyal	6.57	2	3.29	38.787	<0.001
Eskitme	4.97	2	2.48	29.320	<0.001
Materyal x Eskitme	1.71	4	0.43	5.049	<0.001
Hata	6.86	81	0.08		
Toplam	20.11	89			

Her bir materyal içerisinde eskitme sürelerinin çekme gerilimi üzerindeki etkisinin bulunması için çoklu karşılaştırmalarda Tukey testi kullanılmıştır. Verilere ilişkin tanımlayıcı değerler ve ikili karşılaştırmaların sonuçları Tablo 5’ de gösterilmiştir.

Tablo 5: Çekme gerilimi için materyaller içerisinde eskitme süreleri arasındaki çoklu karşılaştırmalar , tanımlayıcı değerler

Grup	Eskitme	Örnek sayısı	Ortalama	Ortalamanın standart hatası	Standart Sapma
Cosmesil	Kontrol ^A	10	2.88	0.14	0.17
	300 saat ^A	10	2.88	0.14	0.33
	600 saat ^B	10	2.43	0.14	0.42
Multisil	Kontrol ^A	10	2.83	0.15	0.59
	300 saat ^A	10	2.55	0.15	0.11
	600 saat ^A	10	2.50	0.15	0.08
Episil	Kontrol ^A	10	3.78	0.07	0.19
	300 saat ^B	10	3.13	0.07	0.17
	600 saat ^C	10	2.83	0.07	0.13

İkili karşılaştırmalarda gruplar arasındaki farklar harfler ile belirtilmiştir. Aynı harfi içeren gruplar arasındaki fark istatistik olarak anlamlı değildir ($p > 0.017$).

Her bir materyalin eskitme süresine bağlı olarak kendi içinde bulunan farklar ; Cosmesil ve Episil materyali için istatistik olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,017$). Multisil materyalinin kendi içerisindeki fark istatistik olarak anlamlı bulunmamıştır ($p > 0,017$).

Cosmesil materyalinin kontrol grubu ve 300 saat eskitme yapılan grubu arasındaki fark istatistik olarak anlamlı değildir ($p > 0,017$). Ancak kontrol ve 600 saat eskitme işlemi uygulanan grup arasındaki fark ($p < 0,017$), 300 ve 600 saat eskitme işlemi uygulanan grup arasındaki fark ($p < 0,017$) istatistik olarak anlamlı bulunmuştur. Cosmesil materyalinin 600 saat eskitme işlemi uygulanan gruptaki değerleri, kontrol ve 300 saat eskitilen gruba göre istatistik olarak anlamlı şekilde en düşük çıkmıştır.

Episil materyali için İkili karşılaştırmalarda gruplar arasındaki farklar istatistik olarak anlamlıdır ($p < 0,017$). Episil materyali 300 saat eskitildiğinde kontrol grubuna göre istatistik olarak anlamlı bir düşme, 600 saat eskitildiğinde ise kontrol ve 300 saat eskitilen gruba göre istatistik olarak anlamlı bir düşme göstermektedir. 600 saat eskitme yapılan grup istatistik olarak anlamlı en düşük çekme gerilimi değerini göstermiştir.

Her bir eskitme süresinde çekme gerilimi yönünden materyaller arasındaki farkların bulunması için çoklu karşılaştırmalarda Tukey testi kullanılmıştır. Verilere ilişkin tanımlayıcı değerler ve ikili karşılaştırmaların sonuçları Tablo 6' da görülmektedir.

Tablo 6: Çekme gerilimi için eskitme süreleri içerisinde materyaller arasındaki çoklu karşılaştırmalar, tanımlayıcı değerler

Eskitme	Eskitme	Örnek sayısı	Ortalama	Ortalamanın standart hatası	Standart Sapma
Kontrol	Cosmesil ^B	10	2.88	0.16	0.17
	Multisil ^B	10	2.82	0.16	0.58
	Episil ^A	10	3.77	0.16	0.19
300 saat	Cosmesil ^A	10	2.88	0.10	0.33
	Multisil ^B	10	2.55	0.10	0.10
	Episil ^A	10	3.12	0.10	0.16
600 saat	Cosmesil ^B	10	2.42	0.11	0.42
	Multisil ^{A,B}	10	2.50	0.11	0.08
	Episil ^A	10	2.82	0.11	0.13

İkili karşılaştırmalarda gruplar arasındaki farklar harfler ile belirtilmiştir. Aynı harfi içeren gruplar arasındaki fark istatistik olarak anlamlı değildir ($p>0.017$).

Her bir eskitme süresinde materyaller arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.017$).

Kontrol grubundaki Cosmesil, Multisil, Episil materyalleri arasındaki fark istatistik olarak anlamlıdır ($p<0.017$). Episil materyali istatistik olarak anlamlı en yüksek çekme değeri, Multisil materyali ise en düşük çekme değeri göstermiştir. Cosmesil ve Multisil materyali arasında ikili karşılaştırmalardaki fark istatistik olarak anlamlı değilken ($p>0.017$), Cosmesil-Episil ($p<0.017$), Episil-Multisil ($p<0.017$) arasındaki fark istatistik olarak anlamlı bulunmuştur.

300 saat eskitme işlemi yapılmış grupta Cosmesil, Multisil, Episil materyalleri arasındaki fark anlamlı bulunmuştur ($p<0.017$). Episil materyali istatistik olarak en yüksek çekme değerini, Multisil materyali ise en düşük çekme değerini vermiştir. İkili karşılaştırmalarda Cosmesil-Multisil,

Episil-Multisil arasındaki fark istatistik olarak anlamlı iken ($p < 0.017$), Cosmesil-Episil arasındaki fark anlamlı değildir. ($p > 0.017$)

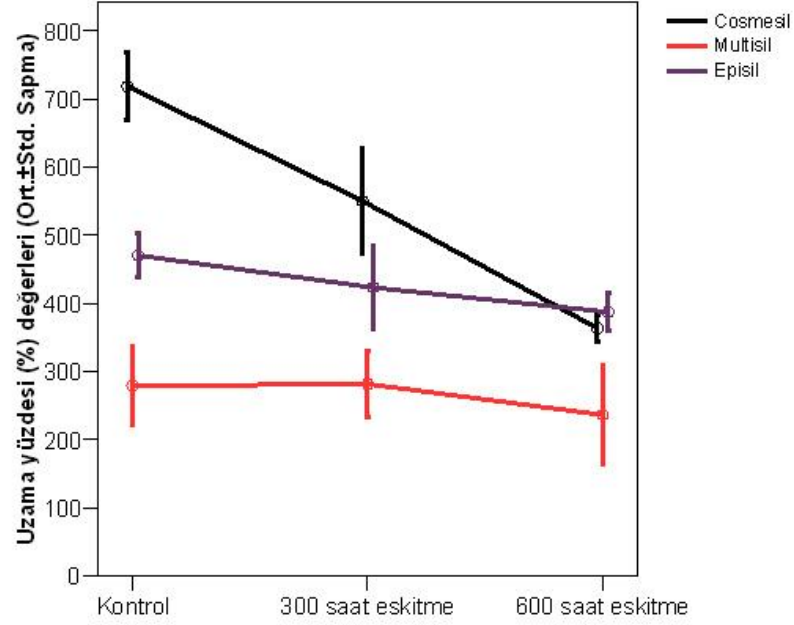
600 saat eskitme işlemi yapılmış grupta Cosmesil, Multisil, Episil materyalleri arasındaki fark istatistik olarak anlamlıdır ($p < 0.017$). Episil materyali anlamlı olarak en yüksek çekme gerilimi değerini, Cosmesil materyali ise anlamlı olarak en düşük çekme gerilimi değerini göstermiştir. İkili karşılaştırmalarda Cosmesil-Multisil ve Episil-Multisil materyali arasındaki fark istatistik olarak anlamlı değilken ($p > 0.017$), Cosmesil-Episil ($p < 0.017$) arasındaki fark istatistik olarak anlamlı bulunmuştur.

4.2.a Uzama Yüzdesi

Kontrol grubu ve iki farklı zaman süresince eskitme uygulanan silikon elastomer örneklerin her birinin uzama yüzdesi sonucu elde edilen veriler Tablo 7 ve Grafik 3’ de gösterilmiştir.

Tablo 7: Örneklerin uzama yüzdesi değerleri (%)

Örnek no	Cosmesil			Multisil			Episil		
	Kontrol	300saat eskitme	600saat eskitme	Kontrol	300saat eskitme	600saat eskitme	Kontrol	300saat eskitme	600saat eskitme
1	706	663	377	337	334	191	466	288	348
2	690	562	347	204	234	307	478	443	400
3	639	561	327	199	271	191	462	462	384
4	720	524	369	284	219	289	500	368	391
5	740	561	396	337	279	98	478	462	445
6	690	593	364	301	271	312	390	459	384
7	706	593	377	343	334	191	466	459	348
8	835	562	347	204	234	307	503	443	400
9	740	361	364	301	364	191	462	482	384
10	720	524	369	284	279	289	500	368	391



Grafik 3: Ortalama uzama yüzdesi değerleri

4.2.b İstatistik Analiz

Uzama yüzdesi için İki Yönlü Varyans Analizi sonuçları Tablo 8’ de gösterilmiştir. İstatistik olarak anlamlılık düzeyi $p < 0.05$ alınmıştır. Anlamlı bulunan değerler için post hoc Tukey testi kullanılarak materyaller ve eskitme yöntemleri arasında çoklu karşılaştırmalar ve tanımlayıcı istatistikler Tablo 9 ve 10’ da verilmiştir. Olası tüm alt grup karşılaştırmalarında Tip I hatayı kontrol altına alabilmek için Bonferroni Düzeltmesine uygulanmıştır. İstatistik olarak anlamlılık düzeyi $p < 0.017$ alınmıştır.

Tablo 8 : Uzama yüzdelerin iki yönlü varyans analizi sonuçları

Değişken kaynağı	Kareler Toplamı	Serbestlik derecesi	Ortalama kare	Oran	Olasılık
Materyal	1171194.42	2	585597.21	206.390	<0.001
Eskitme	386807.49	2	193403.74	68.164	<0.001
Materyal x Eskitme	291154.31	4	72788.58	25.654	<0.001
Hata	229824.00	81	2837.33		
Toplam	2078980.22	89			

Her bir materyal içerisinde eskitme sürelerinin uzama yüzdesi üzerindeki etkisinin bulunması için çoklu karşılaştırmalarda Tukey testi kullanılmıştır. Verilere ilişkin tanımlayıcı değerler ve ikili karşılaştırmaların sonuçları Tablo 9’ da gösterilmiştir.

Tablo 9: Uzama yüzdesi için materyaller içerisinde eskitme süreleri arasındaki çoklu karşılaştırmalar, tanımlayıcı değerler

Grup	Eskitme	Örnek sayısı	Ortalama	Ortalamanın standart hatası	Standart. Sapma
Cosmesil	Kontrol ^A	10	718	24.37	50
	300 saat ^B	10	550	24.37	77
	600 saat ^C	10	363	24.37	19
Multisil	Kontrol ^A	10	279	27.09	57
	300 saat ^A	10	281	27.09	48
	600 saat ^A	10	236	27.09	73
Episil	Kontrol ^A	10	470	19.35	32
	300 saat ^{A,B}	10	423	19.35	61
	600 saat ^B	10	387	19.35	27

İkili karşılaştırmalarda gruplar arasındaki farklar harfler ile belirtilmiştir. Aynı harfi içeren gruplar arasındaki fark istatistik olarak anlamlı değildir ($p>0.017$).

Her bir grubun eskitme süresine bağılı olarak kendi içinde bulunan farklar; Cosmesil ve Episil materyali için istatistik olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,017$). Multisil materyalinin kendi içerisindeki fark istatistik olarak anlamlı bulunmamıştır ($p > 0,017$).

Cosmesil materyali kontrol grubunda istatistik olarak anlamlı en yüksek değeri vermiştir. 600 saat eskitilen grup istatistik olarak anlamlı en düşük değeri vermiştir. Cosmesil materyalinin kontrol - 300 saat eskitme, kontrol - 600 saat eskitme, 300-600 saat eskitme yapılan grupları arasındaki ikili karşılaştırmalardaki fark istatistik olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,017$).

Episil materyali için eskitme zamanlarına bağılı fark istatistik olarak anlamlıdır ($p < 0,017$). Kontrol-300 saat eskitme, 300-600 saat eskitme yapılan gruplar arasında yapılan ikili karşılaştırmalardaki fark istatistik olarak anlamlı değildir ($p > 0,017$). Kontrol-600 saat eskitme yapılan gruplar arasındaki fark istatistik olarak anlamlıdır ($p < 0,017$).

Her bir eskitme süresinde uzama yüzdesi yönünden materyaller arasındaki farkların bulunması için çoklu karşılaştırmalarda Tukey testi kullanılmıştır. Verilere ilişkin tanımlayıcı değerler ve ikili karşılaştırmaların sonuçları Tablo 10' da görülmektedir.

Tablo 10: Uzama yüzdesi için eskitme süreleri içerisinde materyaller arasındaki çoklu karşılaştırmalar, tanımlayıcı değerler

Eskitme	Eskitme	Örnek sayısı	Ortalama	Ortalamanın standart hatası	Standart Sapma
Kontrol	Cosmesil ^A	10	718	21.40	50
	Multisil ^C	10	279	21.40	57
	Episil ^B	10	470	21.40	32
300 saat	Cosmesil ^A	10	550	28.44	77
	Multisil ^C	10	281	28.44	48
	Episil ^B	10	423	28.44	61
600 saat	Cosmesil ^A	10	363	20.86	19
	Multisil ^B	10	236	20.86	73
	Episil ^A	10	387	20.86	27

İkili karşılaştırmalarda gruplar arasındaki farklar harfler ile belirtilmiştir. Aynı harfi içeren gruplar arasındaki fark istatistik olarak anlamlı değildir ($p>0.017$).

Kontrol grubunda Cosmesil, Multisil, Episil materyalleri arasındaki fark istatistik olarak anlamlıdır ($p< 0.017$). Cosmesil materyali istatistik olarak anlamlı olarak en yüksek uzama yüzdesi değerini göstermiştir. Multisil materyali ise istatistik olarak anlamlı en düşük değeri vermiştir. İkili karşılaştırmalarda gruplar arasındaki farklar istatistik olarak anlamlıdır ($p< 0.017$).

300 saat eskitilen grupta Cosmesil, Multisil, Episil materyalleri arasındaki fark istatistik olarak anlamlıdır ($p< 0.017$). Cosmesil materyali istatistik olarak anlamlı en yüksek uzama yüzdesi değerini göstermiştir. Multisil materyali ise istatistik olarak anlamlı en düşük değeri vermiştir. İkili karşılaştırmalarda gruplar arasındaki farklar istatistik olarak anlamlıdır ($p < 0,017$).

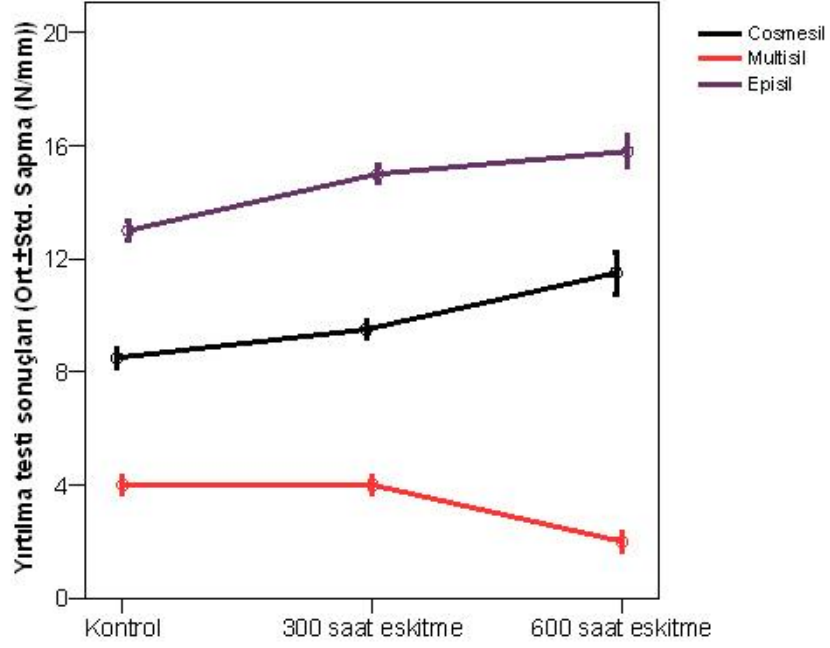
600 saat eskitme yapılan grupta materyaller arasındaki fark istatistik olarak anlamlıdır ($p < 0.017$). Multisil materyali istatistik olarak anlamlı en düşük uzama yüzdesi değerini vermiştir. Episil materyali ise istatistik olarak anlamlı en yüksek değeri göstermiştir. Cosmesil – Multisil, Episil – Multisil materyalleri arasındaki ikili karşılaştırmalardaki fark istatistik olarak anlamlıdır ($p < 0.017$). Cosmesil – Episil arasındaki fark istatistik olarak anlamlı değildir.

4.3.a Yırtılma gerilimi

Kontrol grubu ve iki farklı zaman süresince eskitme uygulanan silikon elastomer örneklerin her birinin yırtılma testi sonucu elde edilen veriler Tablo 11 ve Grafik 4’ de gösterilmiştir.

Tablo 11: Örneklerin yırtılma gerilimi değerleri (N / mm)

Örnek no	Cosmesil			Multisil			Episil		
	Kontrol	300saat eskitme	600saat eskitme	Kontrol	300saat eskitme	600saat eskitme	Kontrol	300saat eskitme	600saat eskitme
1	8,50	9,50	12,00	4,00	4,00	2,00	13,00	15,00	16,00
2	8,50	9,50	12,50	4,00	4,00	2,00	13,50	15,00	15,00
3	9,00	9,00	11,50	4,50	4,00	2,00	13,00	15,50	15,50
4	8,00	10,00	11,00	3,50	3,50	2,50	12,50	14,50	16,00
5	8,50	9,50	10,50	4,00	4,50	1,50	13,00	15,00	16,50
6	8,50	9,50	12,00	4,00	4,00	2,00	13,00	15,00	16,00
7	8,50	9,50	12,50	4,00	4,00	2,00	13,50	15,00	15,00
8	9,00	9,00	11,50	4,50	4,00	2,00	13,00	15,50	15,50
9	8,00	10,00	11,00	3,50	3,50	2,50	12,50	14,50	16,00
10	850	9,50	10,50	4,00	4,50	1,50	13,00	15,00	16,50



Grafik 4; Ortalama yırtılma gerilimi değerleri

4.3.b İstatistik Analiz

Yırtılma gerilimi verileri için İki Yönlü Varyans Analizi sonuçları Tablo 12’ de gösterilmiştir. İstatistik olarak anlamlılık düzeyi $p < 0.05$ alınmıştır. Anlamlı bulunan değerler için post hoc Tukey testi kullanılarak materyaller ve eskitme yöntemleri arasında çoklu karşılaştırmalar ve tanımlayıcı istatistikler Tablo 13 ve 14’ de verilmiştir. Olası tüm alt grup karşılaştırmalarında Tip I hatayı kontrol altına alabilmek için Bonferroni Düzeltmesi uygulanmıştır. İstatistik olarak anlamlılık düzeyi $p < 0.017$ alınmıştır.

Tablo 12: Yırtılma geriliminin iki yönlü varyans analizi sonuçları

Değişken kaynağı	Kareler Toplamı	Serbestlik derecesi	Ortalama kare	Oran	Olasılık
Materyal	1919.09	2	959.54	5323.500	<0.001
Eskitme	26.76	2	13.38	74.219	<0.001
Materyal x Eskitme	88.18	4	22.04	122.301	<0.001
Hata	14.60	81	0.18		
Toplam	2048.62	89			

Her bir materyal içerisinde eskitme sürelerinin uzama yüzdesi üzerindeki etkisinin bulunması için çoklu karşılaştırmalarda Tukey testi kullanılmıştır. Verilere ilişkin tanımlayıcı değerler ve ikili karşılaştırmaların sonuçları Tablo 13’ de gösterilmiştir.

Tablo 13: Yırtılma gerilimi için materyaller içerisinde eskitme süreleri arasındaki çoklu karşılaştırmalar, tanımlayıcı değerler

Grup	Eskitme	Örnek sayısı	Ortalama	Ortalamanın standart hatası	Standart. Sapma
Cosmesil	Kontrol ^C	10	8.50	0.227	0.33
	300 saat ^B	10	9.50	0.227	0.33
	600 saat ^A	10	11.50	0.227	0.75
Multisil	Kontrol ^A	10	4.00	0.181	0.33
	300 saat ^A	10	4.00	0.181	0.33
	600 saat ^B	10	2.00	0.181	0.33
Episil	Kontrol ^C	10	13.00	0.184	0.33
	300 saat ^B	10	15.00	0.184	0.33
	600 saat ^A	10	15.80	0.184	0.54

İkili karşılaştırmalarda gruplar arasındaki farklar harfler ile belirtilmiştir. Aynı harfi içeren gruplar arasındaki fark istatistik olarak anlamlı değildir ($p>0.017$).

Her bir materyalin eskitme süresine bağlı olarak kendi içerisindeki farklar; Cosmesil, Multisil ve Episil materyalleri için istatistik olarak anlamlıdır ($p < 0,017$).

Cosmesil materyali kontrol grubunda istatistik olarak anlamlı en düşük değeri vermiştir. 300 saat eskitme uygulandığında istatistik olarak anlamlı bir artma görülmüştür. 600 saat eskitme yapılan grup istatistik olarak anlamlı en yüksek değeri göstermiştir. 600 saat eskitme uygulandığında ise 300 saat eskitme uygulanan gruba göre istatistik olarak anlamlı bir artma belirlenmiştir. İkili karşılaştırmalarda gruplar arasındaki farklar istatistik olarak anlamlıdır ($p < 0.017$).

Multisil materyalinde ise 600 saat eskitme yapılan grup istatistik olarak anlamlı en düşük değeri göstermiştir. İkili karşılaştırmalarda kontrol grubu - 300 saat eskitme yapılan grup arasındaki fark istatistik olarak anlamlı değilken ($p > 0.017$), kontrol – 600 saat eskitme, 300 – 600 saat eskitme uygulanan gruplar arasındaki fark istatistik olarak anlamlıdır ($p < 0.017$).

Episil materyali kontrol grubunda istatistik olarak anlamlı en düşük yırtılma gerilimi değerini, 600 saat eskitme yapılan grup istatistik olarak anlamlı en yüksek yırtılma gerilimi değerini göstermiştir. İkili karşılaştırmalarda kontrol-300 saat eskitme, kontrol-600 saat eskitme yapılan, 300-600 saat eskitme yapılan gruplar arasındaki fark istatistik olarak anlamlıdır ($p < 0.017$).

Her bir eskitme süresinde çekme yırtılma gerilimi yönünden materyaller arasındaki farkların bulunması için çoklu karşılaştırmalarda Tukey testi kullanılmıştır. Verilere ilişkin tanımlayıcı değerler ve ikili karşılaştırmaların sonuçları Tablo 14’ de görülmektedir.

Tablo 14: Yırtılma gerilimi için eskitme süreleri içerisinde materyaller arasındaki çoklu karşılaştırmalar, tanımlayıcı değerler

Eskitme	Eskitme	Örnek sayısı	Ortalama	Ortalamanın standart hatası	Standart Sapma
Kontrol	Cosmesil ^B	10	8.50	0.14	0.33
	Multisil ^C	10	4.00	0.14	0.33
	Episil ^A	10	13.00	0.14	0.33
300 saat	Cosmesil ^B	10	9.50	0.14	0.33
	Multisil ^C	10	4.00	0.14	0.33
	Episil ^A	10	15.00	0.14	0.33
600 saat	Cosmesil ^B	10	11.50	0.25	0.74
	Multisil ^C	10	2.00	0.25	0.33
	Episil ^A	10	15.80	0.25	0.53

İkili karşılaştırmalarda gruplar arasındaki farklar harfler ile belirtilmiştir. Aynı harfi içeren gruplar arasındaki fark istatistik olarak anlamlı değildir ($p>0.017$).

Her bir eskitme süresinde materyaller arasındaki farklar istatistik olarak anlamlı bulunmuştur ($p< 0.017$).

Kontrol grubunda Cosmesil, Multisil, Episil materyalleri arasındaki fark istatistik olarak anlamlıdır ($p< 0.017$). Episil materyali istatistik olarak anlamlı en yüksek değeri, Multisil materyali ise en düşük değeri göstermiştir ($p< 0.017$). İkili karşılaştırmalarda gruplar arasındaki farklar istatistik olarak anlamlıdır ($p< 0.017$).

300 saat eskitme yapılan grupta Cosmesil, Multisil, Episil materyalleri arasındaki fark istatistik olarak anlamlıdır ($p< 0.017$). Episil materyali istatistik olarak anlamlı en yüksek değeri, Multisil materyali ise en düşük değeri göstermiştir ($p< 0.017$). İkili karşılaştırmalarda gruplar arasındaki farklar istatistik olarak anlamlıdır ($p< 0.017$).

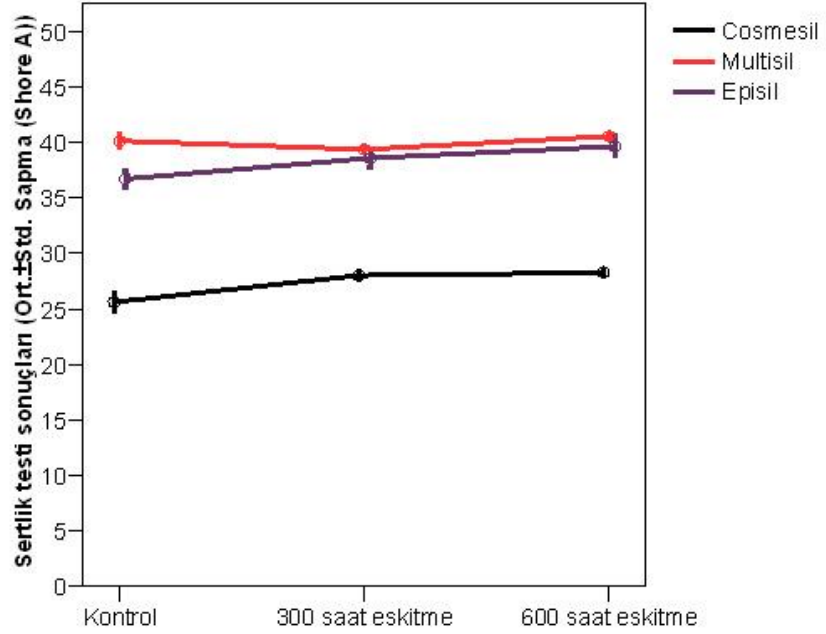
600 saat eskime yapılan grupta Cosmesil, Multisil, Episil materyalleri arasındaki fark istatistik olarak anlamlıdır ($p < 0.017$). Episil materyali istatistik olarak anlamlı en yüksek değeri, Multisil materyali ise en düşük değeri göstermiştir ($p < 0,017$). İkili karşılaştırmalarda gruplar arasındaki farklar istatistik olarak anlamlıdır ($p < 0,017$).

4.4.a Sertlik Testi

Kontrol grubu ve iki farklı zaman süresince eskitme uygulanan silikon elastomer örneklerin her birinin sertlik testi sonucu elde edilen veriler Tablo 15 ve Grafik 5' de gösterilmiştir.

Tablo 15: Örneklerin sertlik testi sonuçları (Shore A)

Örnek no	Cosmesil			Multisil			Episil		
	Kontrol	300saat eskitme	600saat eskitme	Kontrol	300saat eskitme	600saat eskitme	Kontrol	300saat eskitme	600saat eskitme
1	25,40	28,20	28,40	41,00	39,40	40,80	36,40	38,00	38,80
2	25,80	28,60	27,80	40,00	39,20	40,40	36,80	38,80	39,80
3	27,00	27,80	28,40	39,40	39,20	40,40	38,00	40,00	41,20
4	24,80	27,60	28,40	39,80	39,80	40,60	35,80	37,80	39,20
5	25,40	28,20	28,40	41,00	39,40	40,80	36,40	38,00	38,80
6	25,80	28,60	27,80	40,00	39,20	40,40	36,80	38,80	39,80
7	27,00	27,80	28,40	39,40	39,20	40,40	38,00	40,00	41,20
8	24,80	27,60	28,40	39,80	39,80	40,60	35,80	37,80	39,20
9	24,80	27,60	28,40	41,00	39,40	40,80	36,40	38,00	38,80
10	25,40	28,20	28,40	40,00	39,20	40,40	36,80	38,80	39,80



Grafik 5 ; Ortalama sertlik değerleri

4.4.b İstatistik Analiz

Sertlik değerleri için İki Yönlü Varyans Analizi sonuçları Tablo 16' da gösterilmiştir. İstatistik olarak anlamlılık düzeyi $p < 0.05$ alınmıştır. Anlamlı bulunan değerler için post hoc Tukey testi kullanılarak materyaller ve eskitme yöntemleri arasında çoklu karşılaştırmalar ve tanımlayıcı istatistikler Tablo 17 ve 18' de verilmiştir. Olası tüm alt grup karşılaştırmalarında Tip I hatayı kontrol altına alabilmek için Bonferroni Düzeltmesi uygulanmıştır. İstatistik olarak anlamlılık düzeyi $p < 0.017$ alınmıştır

Tablo 16 : Sertlik testinin iki yönlü varyans analizi sonuçları

Değişken kaynağı	Kareler Toplamı	Serbestlik derecesi	Ortalama kare	Oran	Olasılık
Materyal	2861.288	2	1430.64	3670.409	<0.001
Eskitme	60.98	2	30.49	78.222	<0.001
Materyal x Eskitme	33.53	4	8.38	21.503	<0.001
Hata	31.57	81	0.39		
Toplam	2987.36	89			

Her bir materyal içerisinde eskitme sürelerinin sertlik düzeyleri üzerindeki etkisinin bulunması için çoklu karşılaştırmalarda Tukey testi kullanılmıştır. Verilere ilişkin tanımlayıcı değerler ve ikili karşılaştırmaların sonuçları Tablo 17’ de gösterilmiştir.

Tablo 17: Sertlik testi için materyaller içerisinde eskitme süreleri arasındaki çoklu karşılaştırmalar , tanımlayıcı değerler

Grup	Eskitme	Örnek sayısı	Ortalama	Ortalamanın standart hatası	Standart Sapma
Cosmesil	Kontrol ^B	10	25.62	0.24	0.82
	300 saat ^A	10	28.02	0.24	0.39
	600 saat ^A	10	28.28	0.24	0.25
Multisil	Kontrol ^A	10	40.14	0.18	0.63
	300 saat ^B	10	39.38	0.18	0.24
	600 saat ^A	10	40.56	0.18	0.18
Episil	Kontrol ^B	10	36.72	0.37	0.77
	300 saat ^A	10	38.60	0.37	0.84
	600 saat ^A	10	39.66	0.37	0.91

İkili karşılaştırmalarda gruplar arasındaki farklar harfler ile belirtilmiştir. Aynı harfi içeren gruplar arasındaki fark istatistik olarak anlamlı değildir ($p>0.017$).

Her bir grubun eskitme süresine bağılı olarak kendi içinde bulunan farklar ; Cosmesil, Multisil ve Episil materyalleri için istatistik olarak anlamlıdır ($p < 0.017$).

Cosmesil materyali kontrol grubunda istatistik olarak en düşük değeri gösterirken, 600 saat eskitilen grupta en yüksek değeri göstermiştir. İkili karşılaştırmalarda kontrol-300 saat eskitilen grup, kontrol-600 saat eskitilen grup arasındaki fark istatistik olarak anlamlıdır ($p < 0.017$). 300-600 saat eskitilen gruplar arasındaki fark istatistik olarak anlamlı değildir ($p > 0.017$).

Multisil materyali için kontrol-600 saat eskitme yapılan grup arasındaki fark istatistik olarak anlamlı değildir ($p > 0.017$). Kontrol-300 saat eskitilen grup, 300-600 saat eskitilen gruplar arasındaki farklar istatistik olarak anlamlıdır ($p < 0.017$).

Episil materyali kontrol grubunda istatistik olarak en düşük değeri, 600 saat eskitme yapılan grupta en yüksek değeri vermiştir. Yapılan ikili karşılaştırmalarda kontrol-300 saat eskitme yapılan gruplar ve kontrol – 600 saat eskitme yapılan gruplar arasındaki farklar istatistik olarak anlamlı bulunurken ($p < 0,017$), 300-600 saat eskitme yapılan gruplar arasındaki farklar istatistik olarak anlamlı değildir ($p > 0.017$).

Her bir eskitme süresinde çekme sertlik düzeyleri yönünden materyaller arasındaki farkların bulunması için çoklu karşılaştırmalarda Tukey testi kullanılmıştır. Verilere ilişkin tanımlayıcı değerler ve ikili karşılaştırmaların sonuçları Tablo 18’ de görülmektedir

Tablo 18: Sertlik testi için eskitme süreleri içerisinde materyaller arasındaki çoklu karşılaştırmalar, tanımlayıcı değerler

Eskitme	Eskitme	Örnek sayısı	Ortalama	Ortalamanın standart hatası	Standart Sapma
Kontrol	Cosmesil ^C	10	25.62	0.33	0.82
	Multisil ^A	10	40.14	0.33	0.63
	Episil ^B	10	36.72	0.33	0.77
300 saat	Cosmesil ^C	10	28.02	0.24	0.39
	Multisil ^A	10	39.38	0.24	0.24
	Episil ^B	10	38.60	0.24	0.84
600 saat	Cosmesil ^C	10	28.28	0.24	0.25
	Multisil ^A	10	40.56	0.24	0.18
	Episil ^B	10	39.66	0.24	0.91

İkili karşılaştırmalarda gruplar arasındaki farklar harfler ile belirtilmiştir. Aynı harfi içeren gruplar arasındaki fark istatistik olarak anlamlı değildir ($p>0.017$).

Her bir eskitme süresinde gruplar arasındaki fark istatistik olarak anlamlı bulunmuştur ($p< 0.017$).

Kontrol grubunda Cosmesil, Multisil, Episil materyalleri arasındaki fark istatistik olarak anlamlıdır ($p< 0.017$). Multisil materyali istatistik olarak anlamlı en yüksek sertlik değerini vermiştir. Cosmesil materyali ise istatistik olarak anlamlı en düşük değeri göstermiştir. İkili karşılaştırmalarda gruplar arasındaki farklar istatistik olarak anlamlıdır ($p< 0.017$).

300 saat eskitme uygulanan grupta Cosmesil, Multisil, Episil materyalleri arasındaki fark istatistik olarak anlamlıdır ($p< 0.017$). Multisil materyali istatistik olarak anlamlı en yüksek sertlik değerini vermiştir. Cosmesil materyali ise istatistik olarak anlamlı en düşük değeri göstermiştir. İkili karşılaştırmalarda gruplar arasındaki farklar istatistik olarak anlamlıdır ($p< 0.017$).

600 saat eskitme uygulanan grupta Cosmesil, Multisil, Episil materyalleri arasındaki fark istatistik olarak anlamlıdır ($p < 0.017$). Multisil materyali istatistik olarak anlamlı en yüksek sertlik değerini vermiştir. Cosmesil materyali ise istatistik olarak anlamlı en düşük değeri göstermiştir. İkili karşılaştırmalarda gruplar arasındaki farklar istatistik olarak anlamlıdır ($p < 0.017$).

1- TARTIŞMA

Çene yüz protezlerinin yapımında geçmişten bugüne kadar bir çok materyal geliştirilmiş ve bu materyallerden günümüzde en çok tercih edilen materyal silikonlar olmuştur. Silikonlar diğer materyallere göre doğal görünmeleri, fiziksel özelliklerinin, renk stabilitelerinin iyi olması ve uzun ömürlü olmaları nedeniyle tercih edilmiştir¹. Craig ve Powers³⁹ 'Restorative Dental Materials' isimli kitabında silikonların, poliüretanlar ve PVC'lerden daha üstün materyaller olduğunu ve bunlara ait ortalama çekme gerilimi, uzama yüzdesi, yırtılma gerilimi ve dinamik modül değerlerini belirtmiştir.

Koran ve Craig⁶⁹ PVC, poliüretan ve silikon elastomerlerin dinamik fiziksel özelliklerini -15 °C'den 37 °C' ye değişen sıcaklıklarda karşılaştırmışlar ve araştırmanın sonucunda silikon materyali değişen sıcaklıklarda dinamik mekanik özellikleri yönünden en stabil materyal olduğunu belirtmişlerdir. Oda ısısının altındaki sıcaklıklarda PVC materyali en çok etkilenmiş, poliüretan ise PVC' ye göre daha az oranda etkilenmiştir. Düşük ısılarda PVC ve poliüretanın sertleşme göstermeleri yumuşak dokularla benzerliğin bozulmasına neden olacağından klinik olarak istenmeyen bir özelliktir.

Yu ve Koran¹⁷, dört silikon elastomer, PVC ve poliüretan elastomerin eskitme öncesi ve sonrası daimi defomasyonunu araştırmışlardır. Silikon elastomerlerin eskitme öncesi ve sonrası çok iyi bir boyutsal stabiliteye sahip olduklarını belirtmişlerdir. PVC materyali eskitme öncesi boyutsal stabilitesini eskitme sonrasında koruyamamıştır.

Craig ve arkadaşları⁷⁰, PVC, poliüretan ve silikon polimerlerin renk stabilitesini eskitme öncesi ve sonrası spectrophometry ile değerlendirmişlerdir. Sonuçta silikonların uygulama kolaylığı ve eskitme

sonrası renk stabilitesi yönünden en ideal materyaller olduğunu bildirmişlerdir.

Yu ve arkadaşları⁷¹, PVC, poliüretan, üç RTV silikon, bir HTV silikonunun eskitme öncesi ve sonrası fiziksel özelliklerini incelemişlerdir. HTV tip silikon elastomerin eskitme işleminden fiziksel özellikleri en az etkilenen, en stabil materyal olarak bildirmişlerdir.

Mohite ve arkadaşları⁴³, çevre koşullarının iki silikon ve bir poliüretan elastomerinin fiziksel özelliklerine etkilerini değerlendirmişlerdir. Sonuçta değerlendirilen çevre koşullarına bağlı olarak silikon elastomerlerin en az etkilenip mekanik özelliklerini koruduğunu, poliüretan elastomerin ise en fazla etkilenip yapısal özelliklerinde bozulmalar meydana geldiğini bildirmişlerdir.

Yu ve arkadaşlarının⁷¹ belirttiğine göre Wiens, iki poliüretan elastomer ve bir silikon elastomeri eskitme öncesi ve sonrası fiziksel özellikleri yönünden araştırmış ve silikon elastomerin değerlendirilen özellikler yönünden en az değişikliğe uğrayan materyal olduğunu açıklamıştır.

Silikonlar polimerizasyon ısılarına göre RTV ve HTV olarak ikiye ayrılmaktadır. Yapılan araştırmalarda HTV silikonların bazı dezavantajlarına rağmen RTV silikonlardan daha üstün özelliklere sahip oldukları bulunmuştur. HTV silikonlar biyouyumluluk, renk stabilitesi, dayanıklılık, esneklik, yumuşak ve doğal görünümleri yönünden uygun materyellerdir. RTV silikonların ise kalıplanabilmeleri daha kolay ve iç renklendirmeleri tekrar yapılabilir. HTV silikonlar fiziksel ve mekanik özellikleri, translüsens özellikleri yönünden RTV silikonlardan üstündürler. Araştırmamızda kullanılan Episil, Multisil ve Cosmesil marka silikonların HTV tipte olanları tercih edilmiştir. Bu silikonlar fiziksel özellikleri, mekanik

özellikleri, renk stabiliteleri, biyouyumlulukları, görünümlerinin iyi olması, son zamanlarda yaygın olarak kullanılmaları ve piyasa yeni sürülmüş olmaları nedeniyle tercih edilmiştir. Silikonları tüm bu olumlu özellikleri nedeniyle tercih etmemize rağmen istenmeyen özelliklerini geliştirmek için araştırmalar devam etmektedir^{1,5}.

Haug ve arkadaşları⁷², bir poliüretan, bir HTV silikon, dört farklı RTV silikon elastomerin fiziksel özelliklerini değerlendirmiş ve HTV tip elastomerin test edilen materyaller arasında en dayanıklı, poliüretanın ise değerlendirilen çevresel faktörlerden en çok etkilenen materyal olduğunu belirtmişlerdir.

Craig ve Powers³⁹ HTV tip silikonların çekme gerilimi ve dinamik modülünün, RTV tip silikonların çekme gerilimi, dinamik modülünden büyük olduğunu bildirmiştir.

Polyzois⁹⁰, RTV tip silikon elastomer Cosmesil K10' u yine RTV tip MDX4-4210 ile karşılaştırmıştır. Cosmesil K10 ve MDX4-4210'un fiziksel özellikleri birbirine benzer olduğunu bildirmişlerdir. Araştırmamızda kullanılan Cosmesil HTV tipte olduğu için fiziksel özellikleri RTV tipteki Cosmesil K10'dan daha iyi çıkmıştır.

Wolfaardt ve arkadaşları⁴⁵, yeni RTV tip silikon elastomer Cosmesil ve diğer sıklıkla kullanılan RTV tip silikonlar Silastic 382, Silastic 399, MDX-4-4210, Silksin materyallerinin fiziksel özelliklerini değerlendirmişlerdir. Sonuçta yeni bulunan Cosmesil materyalinin test edilen mekanik özellikleri diğer materyallerden anlamlı bir şekilde üstün olduğunu açıklamışlardır.

Çene yüz protezlerinin yapımında çekme gerilimi, uzama yüzdesi, yırtılma gerilimi, sertlik gibi fiziksel özelliklerin ölçümünde ASTM ve ISO standartlarına göre örnekler hazırlanmaktadır. Çekme gerilimi ve

uzama yüzdesi için ASTM D412-66, ISO 37, yırtılma gerilimi için ASTM D624-54, ISO 34, sertlik için ASTM D2240 standartları kullanılmaktadır^{10,73,74}. Araştırmamızda çekme gerilimi ve uzama yüzdesi için ISO 37⁶⁵ standardında halter şeklinde örnekler, yırtılma gerilimi için ISO 34⁶⁶ standardında 90 derece açılı örnekler, sertlik testi için ASTM D2240⁶⁷ standardında örnekler benzer çalışmalarda sıklıkla kullanıldığı için tercih edilmiştir. Bu konu üzerinde önemli çalışmalar yapan Polyzois^{74,75}, Dootz⁷³, Andreopoulos⁷⁶ gibi araştırmacılar test örneklerini aynı standartlara göre hazırlamışlardır.

Çene yüz protezi materyallerinin en önemli problemlerinden biriside zamana bağlı olarak kullanılamaz hale gelmesidir. Hastaların protezlerini kullanmaya başladıktan sonra 1- 2 sene içerisinde kopma, yırtılma veya renk değişimine bağlı olarak yenilemeleri gerekmektedir. Bunun sebeplerinden bazıları protezlerin zaman içerisinde UV güneş ışınları, nem, ozon, sebum, klorin ve nitrojen dioksit gibi çevresel faktörlere maruz kalmasıdır⁴³. Eskitme test cihazı materyallerde güneş ışınları, nem, termal şok gibi nedenlerle oluşan etkinin yaratılması amacıyla kullanılmaktadır. Bu nedenle eskitme test işlemi materyallerde zamana bağlı olarak meydana gelen fiziksel, biyolojik ve estetik değişikliklerin oluşturulması açısından önemlidir^{40,41}. Eskitme işlemi hızlandırılmış eskitme, dış ortamda bekletilerek doğal yolla eskitme, UV ışınlarıyla eskitme, kapalı karanlık ortamda bekletilerek eskitme, gibi çeşitli yöntemlerle yapılmaktadır.

Hensten-Pettersen ve Hultestrom'un⁵⁰ bildirdiğine göre Wiens, weatherometer hızlandırılmış eskitme test cihazında eskitme uygulanmasının ve dış ortamda eskitme yapılmasının bir silikon elastomerin bazı fiziksel özelliklerine etkilerini incelemiş ve hızlandırılmış eskitme

cihazında yapılan eskitme işleminin daha hızlı ve daha yüksek oranda değişikliğe sebep olduğunu belirtmiştir.

Hulterström ve Ruyter⁷⁷, xenon ışık kaynağıyla nemli ve kuru ortamda ayrıca karanlıkta nemli ve kuru ortamda eskimenin üç farklı kondanse tip ve beş farklı ilave tip silikon elastomerin renk ve opasitelerine etkisini değerlendirmişlerdir. Nemli ortamlardaki eskitme işleminin kondanse tip elastomerlerin opasitelerini arttırdığını bildirmişlerdir. Değerlendirilen eskitme koşullarının ilave tip silikonlar üzerinde en az oranda renk değişikliği meydana getirdiğini belirtmişlerdir.

Bal ve arkadaşları⁷⁸, araştırmamızda kullanılan Cosmesil, Episil, Multisil silikonlarını kullanarak eskitme işleminin materyallerin sitotoksiteleri üzerindeki etkisini incelemişlerdir. Eskitme işlemi Q.U.V hızlandırılmış eskitme test cihazında yapılmıştır. Sonuç olarak eskitme işleminin materyalin biyoyumluluğuna bir etki göstermediğini ve Episil materyalinin test edilen materyaller içerisinde en biyoyumlu materyal olduğunu tespit etmişlerdir.

Kiat-amnuay ve arkadaşları⁷⁹, eskitme işleminin ve farklı oranlarda üç farklı renk pigmenti ve beş farklı opaklaştırıcı ajanın RTV tip bir silikon elastomere ilavesinin renk stabilitesine etkisini ve birbirleriyle ilişkisini araştırmışlardır. Sonuçta eskitme işleminin silikon elastomerde renk değişimine neden olduğu ve opaklaştırıcı ajan, renk pigmenti karışımlarının silikon elastomerin zamanla birlikte renk kaybetmesini önlediğini saptamışlardır.

Polyzois ve Andreopoulos⁴³, üç farklı silikon elastomer; UV ışınlarıyla eskitme işleminin Cosmesil HC2, Siliksin II, Cosmesil SM4'e etkilerini araştırmışlardır. Silikon örnekler 200 saat eskitme test cihazında(Xenotest 150S, W.C Heraeus GmbH, Hanau, Germany)

bekletilmiştir. Eskitme işlemi sonrasında Cosmesil SM4'ün Cosmesil HC2' nin çekme geriliminde artış gözlenmiştir. Her üç materyalin uzama yüzdelerinde düşüş tespit edilmiştir. Cosmesil SM4' ün yırtılma geriliminde düşme ve Cosmesil HC2'nin yırtılma geriliminde artış bulunmuştur. Cosmesil SM4'ün sertlik değerinde azalma, Cosmesil HC2'nin sertlik değerinde artma görülmüştür. Çalışmamızda kullanılan Cosmesil M511 HTV tip silikon olduğundan eskitme işlemi sonrası fiziksel özelliklerindeki değişiklikler yönünden bu çalışmayla paralellik göstermemektedir.

Dootz ve arkadaşları⁷³, eskitme işleminin üç farklı silikon elastomerin çekme gerilimi, uzama yüzdesi, yırtılma gerilimi, Shore A sertliğine etkisini incelemişlerdir. Materyal olarak MDX-4-4210, Factor II (A-2186) ve Cosmesil kullanılmıştır. Wheather-Ometer cihazında 900 saat eskitme uygulandıktan sonra işlem tekrarlanmıştır. İncelemeler sonucunda eskitme işleminin Cosmesil materyalinin çekme gerilimi, uzama yüzdesi azalmış, yırtılma gerilimi ve sertliği arttırdığını tespit etmişlerdir. Çalışmamızda kullanılan Cosmesil materyalinin fiziksel özellikleri eskitme işleminden sonra benzer şekilde değişim göstermiştir.

Haug ve arkadaşları⁷², hızlandırılmış eskitme işleminin ve zamana bağlı olarak yıpranmanın farklı silikonlar ve bir poliüretanın fiziksel özelliklerine etkisini değerlendirmişlerdir. Araştırmanın sonucunda, eskitme işleminden en çok poliüretan, en az ise Silastic medical adhesive tip A materyalinin etkilendiğini saptamışlardır. Dootz ve arkadaşları⁷³, Silastic 4-4210 tip silikon elastomerin eskitme işleminden etkilenmediğini belirlerken, Haug ve arkadaşları onlardan farklı olarak sertlik ve uzama yüzdesinde anlamlı bir değişim bulmuşlardır.

Haug ve arkadaşları⁵¹, karanlıkta ve dış ortamda bekletilerek yapılan eskitme işleminin, altı farklı renklendirici ilave edilen üç farklı silikon elastomerin çekme gerilimi, uzama yüzdesi, yırtılma gerilimi, sertlik ve renk

değişimine etkisini incelemişlerdir. Analizlerin sonucunda karanlıkta veya dış ortamda bekletilerek yapılan eskitme işleminin renklendirilmiş ve renklendirilmemiş silikon örneklerde renk değişikliğine neden olduğunu tespit etmişlerdir. Renklendiricilerin eskitme işleminin fiziksel özelliklere etkisini değiştirebileceğini belirtmişlerdir. Silikonların tahmin edildiği kadar renk stabilitesine sahip olmadığı ortaya konulmuştur.

Eleni ve arkadaşları⁸⁰, güneş radyasyonu (UVA ve UVB) eskitme işleminin Episil silikonun dört farklı tipinin fiziksel özelliklerine etkilerini araştırmışlardır. Sonuçta güneş radyasyonu ile eskitme işleminin test edilen materyallerin yapısal stabilitesinde bozulmaya neden olduğunu tespit etmişlerdir. Radyasyon süresinin artmasıyla beraber maksimum gerilim ve maksimum gerilmenin anlamlı şekilde azaldığı, materyallerin elastisite ve moleküler stabilitesini kaybettiğini açıklamışlardır. Kaynama noktasında da radyasyon zamanına bağlı olarak düştüğünü bildirmişlerdir.

Eleni ve arkadaşları⁸¹, eskitme test cihazında UVA ve UVB ışınlarıyla eskitme işleminin dört farklı renkteki RTV tip silikon elastomerin renk stabilitesine etkisini değerlendirmişlerdir. Araştırma sonucunda UVA ve UVB ışınlarıyla eskitme işlemi yapılan silikon elastomerlerde renk değişimi tespit edilmiştir. Araştırmacılar, Episil 2 ve 3' de meydana gelen değişimin gözle fark edilebilecek kadar fazla olduğunu Episil 1 ve 4' de meydana gelen değişimin daha az olduğunu açıklamışlardır.

Polyzois⁸², eskitme işleminin renk pigmenti ilave edilmemiş üç farklı silikon elastomerin (Siliksin 2000, Elastosil M3500, İdeal) renk stabilitesine etkisini araştırmışlardır. Eskitme işlemi örnekler bir yıl boyunca dış ortamda bekletilerek yapılmıştır. Sonuçta dış ortamda yapılan eskitme işleminin silikon elastomerlerde gözle görülebilir bir renk değişikliğine sebep olduğu saptanmıştır.

Yu ve arkadaşları⁴⁸, hızlandırılmış eskitme işleminin renk pigmenti ilave edilmiş silikon elastomerlerin fiziksel özelliklerine etkilerini değerlendirmiştir. Materyal olarak Silastic 4-4210 'u kullanmışlardır. 11 çeşit renk pigmenti kullanılmış ve silikon elastomerin ağırlığının % 2' si kadar ilave edilmiştir. Çekme gerilimi, maksimum uzama yüzdesi, makaslama gerilimi, Shore A sertliği ve daimi deformasyon eskitme uygulanmadan önce ve sonra ölçülmüştür. Sonuç olarak hızlandırılmış eskitme işleminin renk pigmenti ilave edilmiş silikon elastomerin fiziksel özelliklerine çok az veya hiç etkisinin görülmediğini bildirmişlerdir. Ancak pigmentlerin ilavesiyle silikon elastomerlerin başlangıçtaki fiziksel özelliklerinin değişiklik gösterdiğini tespit etmişlerdir.

Çene yüz protezlerinin kullanım sırasında ağız dokularını taklit etmesi, yüz hareketleriyle uyum halinde olması için esneklik ve elastikiyet oldukça önemlidir. Dinamik mekanik özelliklerin değerlendirilmesi bu açıdan önemlidir. Waters ve arkadaşları⁴⁶, beş farklı silikon elastomerin dinamik mekanik özelliklerini araştırmışlardır. Sonuçta dinamik mekanik analizlerin çene yüz protezlerinin viskoelastik yapılarını değerlendirmede en hızlı, güvenli ve uygun metot olduğunu saptamışlardır. A-2186 materyalinin en yumuşak ve dinamik mekanik özellikler yönünden en uygun olduğunu bildirmişlerdir.

Çene yüz protezlerinin yapımında kullanılan materyaller kısa sürede yırtılmalar, bozulmalar, renk değişimi göstermektedir. Silikonlar her ne kadar en çok kullanılan materyaller olsa da hala ideal fiziksel ve mekanik özelliklerini, renk stabilitelerini ve kullanım ömürlerini arttırabilmek için araştırmalar devam etmektedir. Fiziksel ve mekanik özelliklerin azalması, marjinlerde yırtıklara, zayıflamalara, uzamalara, yüzey yapısında değişikliklere ve yapıştırıcı ajanlarla uyumun bozulmasına sebep olmaktadır. Silikon elastomerler değerlendirilirken en çok kullanılan fiziksel

ve mekanik özellikler; çekme gerilimi, yırtılma gerilimi, uzama yüzdesi, sertlik, viskozite, renk ve özgül ağırlıktır¹. Mekanik özellikler üç ana faktöre bağlıdır. Birincisi moleküler ağırlık dağılımı, ikincisi silika doldurucular ve üçüncüsü ise polimer zincileri arasındaki çapraz bağlantıların yoğunluğudur⁸³.

Çekme gerilimi ve yırtılma gerilimi çene yüz protezlerindeki yırtılmaları ve kopmaları değerlendirirken önem verilmesi gereken fiziksel özelliklerdir. İstenmeyen kopma ve yırtılmaların olmaması için materyalin yüksek yırtılma ve çekme gerilimine sahip olması gerekmektedir^{1,73,55}. Lewis ve Castleberry²¹ ideal çekme gerilimini 1000-2000 psi, yırtılma gerilimini 30-100 psi arası olarak açıklamıştır. Sweney ve arkadaşları²⁰ ise ideal çekme gerilimini 1800 psi olarak belirtmiştir.

Sertlik materyallerin yumuşaklığı hakkında bilgi vermektedir. Materyallerin sertliği; protezin daha doğal görünümüne sahip olması, baş ve boyun bölgesi hareketlerine uyum sağlayabilmesi açısından önemlidir^{1,73}. Çene yüz protezi materyallerinin sertliğiyle ilgili Sweney ve arkadaşları²⁰ 48-52 Shore A aralığını, Lewis ve Castleberry²¹ 25-35 shore A aralığını, Veres ve arkadaşlarının⁸⁴ belirttiğine göre Conroy ve arkadaşları 25-55 shore A aralığını en uygun değerler olarak bildirmişlerdir.

Uzama yüzdesi protezin baş ve boyun hareketlerinde esneyebilmesi açısından önemlidir. İdeal bir çene yüz protezi olabildiğince yüksek uzama yüzdesine sahip olmalıdır^{1,73}. Lewis ve Castlabery²¹ ideal uzama yüzdesi değerlerini %400- %800 arası olarak açıklamışlardır.

Han ve arkadaşları⁴⁹ opaklaştırıcı olarak kullanılan küçük hacimli oksit partiküllerin çeşitli karışım ve kombinasyonlarının A-2186 silikon elastomerin fiziksel özelliklerine etkisini araştırmışlardır. TiO_2 , ZnO ve CeO_2 % 0.5-% 3 arasında farklı konsantrasyonlarda silikon elastomere

ilave edilmiştir. Sonuç olarak % 2 ve % 2.5 oranında oksit partikülleri ilave edilmesinin A-2186 materyalinin tüm mekanik özelliklerini arttırdığı tespit edilmiştir. Mekanik özelliklerin değişmesinde oksit partiküllerinin çeşitliliğinin etkisi görülmemiştir.

Yazıcıoğlu ve Aytaçoğlu⁸⁵, eksternal boyaların çene yüz protezi materyallerinin fiziksel özelliklerini etkilediğini belirtmişlerdir. Yazıcıoğlu⁸⁶, bir diğer çalışmada adeziv ve temizleme ajanlarının Cosmesil materyalinin sertlik, çekme gerilimi değerlerini etkilediğini ancak uzama yüzdesi değerlerine etki etmediğini bildirmiştir.

Polyzois ve Andreopoulos⁴³, üç farklı silikon elastomer; Cosmesil HC2, Siliksin II, Cosmesil SM4'ün UV ışınlarıyla eskitmeden önce ve sonra fiziksel özelliklerini değerlendirmişlerdir. Sonuçta çekme gerilimi Cosmesil SM4' ün 2,65 MPa, Cosmesil HC2' nin 3,54 MPa, uzama yüzdesi Cosmesil SM4' ün % 256, Cosmesil HC2' nin % 504 olarak bulunmuştur. Yırtılma gerilimi Cosmesil SM4'ün 11,88 KNm⁻¹, Cosmesil HC2' nin 25,44 KNm⁻¹, sertlik ise Cosmesil SM4' ün 35,8 Shore A, Cosmesil HC2' nin 22,8 Shore A olarak tespit edilmiştir. Çalışmamızda kullanılan Cosmesil materyali HTV tiptir. Bu araştırmadaki Cosmesil silikonları RTV tipte oldukları için sonuçlar çalışmamızla farklılık gösterdiği düşünülmektedir.

Xiano-na ve arkadaşları⁸⁷, silikon elastomerler Cosmesil M511 ve A-2186 'nın fiziksel özelliklerini değerlendirmişler ve birbirleriyle kıyaslamışlardır. Sonuç olarak Cosmesil 'in uzama yüzdesi A-2186 'ya göre belirgin şekilde yüksek çıkarken, sertlik ve yırtılma gerilimi A-2186 'nın Cosmesil 'e göre daha yüksek çıkmıştır. Çekme gerilimi ve bağlanma kuvveti açısından aralarında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Çalışmamızda kullanılan Cosmesil materyalinin fiziksel özellikleriyle kıyaslandığında sonuçlar benzerlik göstermektedir.

Başarır'ın² bildirdiğine göre Polyzois ve arkadaşları, iki tane RTV tip elastomer A-2186, Silbione 71556 ve bir tane HTV tip silikon elastomer Mollomed 'in fiziksel özelliklerini ve sitotoksitelerini incelemişlerdir. Sonuçlar A-2186 'nın yüksek yırtılma gerilimi, yüksek uzama yüzdesi ve düşük sertliğiyle Mollomed ve Siliobone 71556 'dan daha iyi bir materyal olduğunu göstermiştir. Siliobone 71556 en kötü materyal olarak bulunmuştur. Sitotoksiteleri yönünden değerlendirilen üç materyalde toksik bulunmamıştır.

Andreopoulos ve arkadaşları⁷⁶, değişik miktarlarda silika tozla güçlendirilmiş silikon elastomerlerin mekanik ve ıslanma özelliklerini değerlendirmişlerdir. Sonuçta çekme gerilimi silika toz hacmi % 35 çıkarıldığında maksimum artış göstermiş ve daha fazla arttırıldığında bir miktar düşerek sabit bir seyir izlemiştir. Uzama yüzdesi ise silika hacmi % 35 olduğunda maksimum değerine ulaşmış ve hacimdeki artışla düşüşe geçmiştir. Yırtılma gerilimi ise silika toz ilavesiyle devamlı artmıştır. Elastikiyet modülü ise silika toz oranının değişmesiyle anlamlı bir değişiklik göstermemiştir.

Polyzois⁷⁴, yapmış olduğu diğer bir çalışmada araştırmamızda da kullanılan Cosmesil ve Episil marka silikon elastomerlerin fiziksel özelliklerini değerlendirmişlerdir. Sonuçlarda Episil materyalinin sertliği 26.9 shore A, yırtılma gerilimi 15.33 KN/m, çekme gerilimi değeri 2.59 N/mm², elastikiyet modülü 0.66, uzama yüzdesi % 255 olarak bulunmuştur. Cosmesil materyalinin ise sertliği 15.7 shore A, yırtılma gerilimi 10.59 KN/m, çekme gerilimi 1.83 N/mm², elastikiyet modülü 0.36 uzama yüzdesi % 364 olarak tespit edilmiştir. Episil materyali sertlik, yırtılma gerilimi, çekme gerilimi, elastikiyet modülü yönünden Cosmesil materyalinden daha yüksek değerler verirken, Episil uzama yüzdesi yönünden Cosmesil'den daha düşük değerler vermiştir. İki materyalde tüm özellikler yönünden birbirine

tam olarak üstünlük göstermemekle birlikte, çene yüz protezlerinde kullanılmaları yönünden uygun materyaller olarak bulunmuştur. Çalışmamızda kullanılan Episil materyali sertlik, yırtılma gerilimi, çekme gerilimi, elastikiyet modülü yönünden Cosmesil materyaline göre daha yüksek, uzama yüzdesi yönünden daha düşük değerler vererek bu çalışmayla benzerlik göstermektedir. Çalışmamızda bulunan değerler daha yüksek bulunmuş olup kullanılan test makinesi, örneklerin hazırlanış talimatlarının farklılığı, kullanılan markalarının farklı tiplerinin kullanılmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Polyzois ve arkadaşları⁷⁵, Episil materyalini yapay ter ve deri sekresyonlarında bekleterek fiziksel özelliklerini değerlendirmişlerdir. Materyalin başlangıç fiziksel özellikleri çekme gerilimi 2.58 MPa, uzama yüzdesi % 208.6, yırtılma gerilimi 16.5 KN/m, sertliği 24 Shore A olarak bulunmuştur. Araştırmamızda kullanılan Episil materyalinin fiziksel özellikleri bu çalışmayla kıyaslandığında değerler bir miktar yüksek tespit edilmiştir. Aradaki farkın ölçümlerde kullanılan test cihazlarının farklılığından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Lai ve Hodges⁸⁸, çeşitli parametreler; ilave edilen maddeler, sertleşme koşulları, sertleşme için alçı veya metal kalıpların kullanılmasının A-2186 tip silikon elastomerin fiziksel özelliklerine etkisini araştırmışlardır. Sonuçta metal kalıplarda elde edilen silikonların sertlik, çekme gerilimi, uzama yüzdesi alçı kalıplara göre anlamlı olarak yüksek çıkmıştır. Az miktarda kaolin, pigment, fiber ilave edilmesi sertlik, çekme gerilimi, uzama yüzdesi, yırtılma gerilimini azaltmıştır. Seçilen sertleşme koşullarında fiziksel özelliklerde anlamlı bir değişiklik gözlenmemiştir. Hydrobond dışındaki adezivlerin A-2186'ya bağlanma kuvveti sertleşme koşulları ve ilave edilen maddelerden etkilenmemiştir.

Meththananda ve arkadaşları⁸⁹, elastomerik dental materyallerin Shore A sertlik değerlerini karşılaştırmışlardır. Episil materyalinin sertlik değeri 38.3 Shore A bulunmuştur. Araştırmamızda Episil materyali sertlik değeri (36.7 Shore A) ile benzerdir.

Polyzois⁹⁰ diğer bir araştırmasında, Cosmesil K10'u sık kullanılan bir materyal olan MDX4-4210 ile karşılaştırmışlardır. Araştırma sunucunda aralarında bazı farklar olsa da fiziksel özellikler yönünden iki materyalin birbirine benzer olduğunu bildirmişlerdir.

Aziz ve arkadaşları⁶⁸, sıklıkla kullanılan beş farklı siklon elastomerin fiziksel özelliklerini değerlendirmiştir. Cosmesil, Cosmesil HC, Factor II, Prestige, Nusil kullanılmıştır. Sonuçta Cosmesil HC 15.55 N/mm, Cosmesil St 4.87 N/mm yırtılma gerilimi, Cosmesil St 4.24 N/mm², Cosmesil HC 3.87 N/mm² çekme gerilimi, Cosmesil St % 577.1, Cosmesil HC % 888 uzama yüzdesi, Cosmesil st 44.99 I.R.H.D, Cosmesil HC 44,47 I.R.H.D sertlik değeri göstermiştir. Araştırmamızda kullanılan Cosmesil materyaliyle arasındaki farklılığın örneklerin hazırlanmasında farklı standartların kullanılması, ölçümlerde kullanılan test cihazının farklı olması, araştırmamızda kullanılan Cosmesil M511 HTV tip silikon iken, bu araştırmada kullanılan Cosmesil HC ve Cosmesil St'nin RTV tip silikonlar olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Dootz ve arkadaşları⁷³ üç farklı çene yüz protezi silikon elastomerinin eskitme öncesi ve sonrası fiziksel özelliklerini karşılaştırmışlardır. Araştırmada MDX-4-4210, Factor II ve Cosmesil materyali kullanılmıştır. Cosmesil materyalinin eskitme öncesi çekme gerilimi 50.7 kg/cm², uzama yüzdesi % 588, yırtılma gerilimi 7.8 kg/cm, sertliği 30,4 Shore A olarak bulunmuştur. Çalışmamızda kullanılan Cosmesil materyalinin değerlerin farklı olması kullanılan standartların farklılığı,

kullanılan ölçüm cihazının farklılığı ve Cosmesil materyalinin farklı tipinin kullanılmasından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Xiano-na ve arkadaşları⁸⁷ Cosmesil M511 ve A-2186 materyalinin fiziksel özelliklerini karşılaştırmışlardır. Cosmesil M511 materyalinin çekme gerilimi 3.80 MPa, uzama yüzdesi % 703, yırtılma gerilimi 8.5 MPa, sertliği 18.1 Shore A olarak bulunmuştur. Araştırmamızda bulunan değerler sertlik hariç bu çalışmayla örtüşmektedir. Firmanın kendi açıkladığı sertlik değerleri Cosmesil M511 için 25 -30 Shore A arasındadır. Yumuşatıcı ajan M513 ilave edildiğinde bu değerler 15-20 Shore A aralığına düşmektedir.

Eskitme işlemi materyallerin fiziksel özelliklerinde değişikliklere sebep olmuştur. Materyaller arasında eskitme öncesi ve sonrasında istatistik olarak anlamlı farklılıklar görülmüştür. Materyaller eskitme işlemi sonrası fiziksel özelliklerini koruyamadıkları için 1-2 sene içerisinde protezlerin yenilenmesi gerekmektedir. Çene yüz protezi materyalleri birçok istenilen özelliğe sahip olsada hala renk stabilitesi ve fiziksel özelliklerini koruyamamakta, kısa sürede yapısında bozulmalar meydana gelmektedir. Bu yönde gelişmeler sağlayabilmek için çalışmalar devam etmektedir. Özellikle fiziksel özellikleri geliştirmek amaçlı çalışmalar materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştireceğinden iç yapıdaki bozulmalar azalacak daha uzun ömürlü protezler yapılacaktır.

6. SONUÇ

Çene yüz protezlerinin yapımında kullanılan silikon elastomerler diğer materyallerle kıyaslandığında daha doğal görünümüne daha iyi fiziksel özelliklere, renk stabilitesine ve uygulama kolaylığına sahiptir. Ancak bu materyallerde kullanımla beraber protezlerin değiştirilmesine neden olan renk değişimi, yırtılma ve kopmalar meydana gelmektedir.

Bu araştırmada Cosmesil, Multisil ve Episil silikon elastomerlerin eskitme öncesi ve sonrası fiziksel özellikleri değerlendirilmiş ve eskitme işleminin materyaller üzerindeki etkileri araştırılmıştır. Eskitme işlemi hızlandırılmış eskitme test cihazında yapay bir ortamda gerçekleştirilmiştir. Çekme gerilimi, uzama yüzdesi, yırtılma gerilimi ve sertlik değerleri ölçülmüştür.

Eskitme işlemi öncesi çekme gerilimi ve yırtılma gerilimi yönünden Episil en iyi, Multisil en zayıf materyal olarak bulunmuştur. Uzama yüzdesi en iyi olan materyal Cosmesil, en zayıf materyal Multisil olarak tespit edilmiştir. Sertlik değerleri incelendiğinde Cosmesil materyali en yumuşak, Multisil materyali ise en sert materyal olarak bulunmuştur. Tüm materyaller istenilen aralıklarda sonuçlar gösterse de hala geliştirilmesi gerekmektedir. Fiziksel özellikler yönünden Comesil ve Episil materyali bazı özellikler yönünden birbirine üstünlük gösterse de benzer malzemelerdir. Multisil materyali ise araştırılan özellikler yönünden en zayıf materyal olarak bulunmuştur.

Eskitme işlemi sonrasında tüm materyellerin fiziksel özelliklerinde değişimlere sebep olmuştur. Multisil materyali çekme gerilimi ve sertlik açısından başlangıç özelliklerini korumuş ama yırtılma gerilimi, uzama yüzdesi yönünden düşme göstermiştir, Episil ve Cosmesil

materyalinin eskitme işlemi sonunda yırtılma gerilimi, sertlik değerlerinde artış, çekme gerilimi, uzama yüzdesinde azalma göstermiştir. Eskitme işlemi sonucunda da Episil ve Cosmesil benzer materyaller olarak bulunurken Multisil en zayıf materyal olarak bulunmuştur.

Sonuçta çene yüz protezi materyallerinin başlangıç özellikleri istenilen gibi olsada eskitme işlemi sonrasında değerlendirilen özellikler göz önüne alındığında sertlik, çekme gerilimi, uzama yüzdesinde olumsuz değişimler görülmüştür. Bu nedenle çene yüz protezlerinin 1-2 yıl içerisinde değiştirilmesi gerekmektedir. Halen ideal özelliklerde bir materyal bulunamamıştır. Araştırmaların fiziksel ve diğer istenilen özelliklerini daha uzun süre koruyabilen materyaller üretilebilmesi yönünde devam etmesi gerekmektedir.

7. ÖZET

Çene yüz protezleri tümör, travma, konjenital bozukluklar gibi çeşitli nedenlerle oluşan defektlerin yerine yapılan protezlerdir. Günümüze bu protezlerin yapımında en sık kullanılan materyaller silikonlardır. Ancak silikonlarda zamanla birlikte yapısal özelliklerini yitirmektedir. Bu çalışmanın amacı eskitme işleminin üç farklı çene yüz protezi silikon elastomerinin fiziksel özelliklerine etkilerini değerlendirmek ve birbirleriyle karşılaştırmaktır.

Bu amaçla klinikte yaygın olarak kullanılan Cosmesil, Multisil, Episil materyalleri seçilmiştir. Araştırılan materyallerden örnek elde edilmesinde çekme gerilimi ve uzama yüzdesi için ISO 37 tip 2 standardında, yırtılma gerilimi için ISO 34-1 standardında, sertlik için A.S.T.M D2240 standardında kalıplar hazırlanmıştır. Elde edilen örneklerden her bir materyal için üç grup oluşturulmuştur. İlk grup kontrol grubu (n=30) olarak alınmış, ikinci gruba (n=30) 300 saat, üçüncü gruba (n=30) ise 600 saat eskitme işlemi uygulanmıştır.

Eskitme işlemi silikon örneklerle Q.U.V (Accelerated Weathering Tester, The Q-Panel Company, Cleveland, Amerika) hızlandırılmış eskitme test cihazında, % 90 nem oranında, 120 dk periyotlarda 18 dk distile su püskürtmesi, 60 °C ± 2' de 8 saat ışıma, 50 °C ± 2 de 4 saat kondenzasyon işlemi yapılarak uygulanmıştır.

Eskitme işlemi uygulandıktan örneklerin çekme gerilimi, uzama yüzdesi, yırtılma gerilimi materyal test cihazında(LR 50K, Lyod intruments ltd, Fareham, İngiltere), sertliği Shore A (rubber hardness tester, Gauge co.,Amerika) test cihazında ölçülmüştür. Elde edilen veriler çift yönlü varyans analiziyle değerlendirilmiş ve anlamlı bulunan değerler için ikili karşılaştırmalarda tukey testi uygulanmıştır.

Araştırma sonucunda eskitme öncesi ve sonrası Episil ile Cosmesil birbirleriyle benzer materyaller olarak tespit edilmiştir. Multisil materyali ise eskitme öncesi ve sonrasında değerlendirilen özellikler yönünden en zayıf materyal olarak bulunmuştur. Eskitme işlemi silikon elastomerlerin sertlik, çekme gerilimi, uzama yüzdesinde olumsuz değişimlere neden olurken, Episil ve Cosmesil materyalinin yırtılma geriliminde artışa neden olmuştur.

Anahtar kelimeler: Silikon elastomerler, fiziksel özellikler, hızlandırılmış eskitme

8. SUMMARY

Maxillofacial prostheses are used for reconstruction of congenital, developmental and acquired defects of the head and neck. Silicone elastomers are commonly used materials for maxillofacial prosthesis. However, degradation occurs in properties of silicone materials by passage of time. The aim of this study was to evaluate and compare physical properties of three different silicone elastomers before and after accelerated aging.

Episil, Multisil and Cosmesil that commonly used materials in practice were included in the study. Molds were prepared according to ISO 37 type 2, ISO 34-1 and A.S.T.M D2240 standards for tensile strength, percentage of elongation, tear strength, hardness; respectively. Specimens were divided into three different groups for each material. Group 1 (n= 30) was consisted of control specimens that were not subjected to aging. Specimens in Group 2 (n= 30) were aged for 300 hours and specimens in Group 3 (n= 30) were aged for 600 hours.

Aging was performed in Q.U.V accelerated weathering tester (The Q-Panel Company, Cleveland, USA) at 90% relative humidity. A program cycle of 18 minutes of distilled water spray was used during each 120-minute period. Condensation and exposure to a xenon ultraviolet/visible-light source cycle was performed at 50 °C ± 2 for 4 hours and 60 °C ± 2 for 8 hours, respectively and continuously.

The specimens were subjected to tensile strength, percentage of elongation, tear strength using testing machine (LR 50K, Lyod intruments ltd, Fareham, UK) and Shore A hardness of the specimens were measured using hardness testing machine (rubber hardness tester, Gauge co.,USA). Results were statistically analyzed by two-way analysis of variance

(ANOVA). Tukey test was used to determine any significant differences among the groups.

The results of the study indicated that Episil and Cosmesil had similar properties both before and after aging. Multisil showed the weakest properties among three materials. Aging caused poorly changes in hardness, percentage of elongation, tensile strength of the silicone materials. However aging caused increase in tear strength of Cosmesil and Episil materials.

Key words: Silicone elastomers, physical properties, accelareted aging

9. KAYNAKLAR

1. Beumer J, Curtis T, Marunick M. Maxillofacial rehabilitation. Prosthodontic and surgical considerations. St. Louis: Ishiyaku EuroAmerica; 1996.p.377-455.
2. Başarır M. Silikon elastomeri ile facial protez yapım yöntemi, üç farklı silikon elastomerin deneysel olarak karşılaştırılması, Doktora tezi. İzmir: Ege Üniversitesi; 2003.
3. Cantor R, Webber RL, Stroud L, Gunnar R. Methods for evaluating prosthetic facial materials. J Prosthet Dent 1969; 21(3): 324-32.
4. Beatty MW, Mahanna GK, Dick K, Jia W. Color changes in dry-pigmented maxillofacial elastomer resulting from ultraviolet light exposure. J Prosthet Dent 1995; 74(5): 493-8.
5. Bell WT, Chalian VA, Moore BK. Polydimethyl siloxane materials in maxillofacial prosthetics: evaluation and comparison of physical properties. J Prosthet Dent 1985; 54(3): 404-10.
6. McKinstry RE. Fundamentals of facial prosthetics. Arlington: ABI; 1995.p. 79-97.
7. Anusavice KJ. Philips' science of dental materials. 11.ed. St Louis: Saunders 2003.p.755-6
8. Bulbain AH. Facial prosthetics. Springfield: Charles C Thomas; 1973.p.10-29.
9. Uyan D. Yüz protezleri yapımında kullanılan iki farklı tip siliokn elastomerin in vivo implantasyon tekniği ile biyolojik uyumluluk açısından kıyaslanması, Doktora tezi, İstanbul: İstanbul Üniversitesi; 2006.
10. Udagama A. Urethane-lined silicone facial prostheses. J Prosthet Dent 1987; 58(3): 351-4.

11. Kiat-Amnuay S, Gettleman L, Goldsmith LJ. Effect of multi-adhesive layering on retention of extraoral maxillofacial silicone prostheses in vivo. *J Prosthet Dent* 2004; 92(3): 294-8.
12. Moore DJ, Glaser ZR, Tabacco MJ, Linebaugh MG. Evaluation of polymeric materials for maxillofacial prosthetics. *J Prosthet Dent* 1977; 38(3): 319-26.
13. Andres CJ, Haug SP, Brown DT, Bernal G. Effects of environmental factors on maxillofacial elastomers: Part II--Report of survey. *J Prosthet Dent* 1992; 68(3): 519-22.
14. Gary JJ, Huget EF, Powell LD. Accelerated color change in a maxillofacial elastomer with and without pigmentation. *J Prosthet Dent* 2001; 85(6): 614-20.
15. Jani RM, Schaaf NG. An evaluation of facial prostheses. *J Prosthet Dent* 1978; 39(5): 546-50.
16. Koran A, Yu R, Powers M, Craig RG. Color stability of a pigmented elastomer for maxillofacial appliances. *J Dent Res* 1979; 58(5): 1450-4.
17. Yu R, Koran A. Dimensional stability of elastomers for maxillofacial applications. *J Dent Res* 1979; 58(9) : 1908-9.
18. Koran A, Powers JM, Lepeak PJ, Craig RG. Stain resistance of maxillofacial materials. *J Dent Res* 1979; 58(5): p. 1455-60.
19. Gary JJ, Smith CT. Pigments and their application in maxillofacial elastomers: a literature review. *J Prosthet Dent* 1998; 80(2): p. 204-8.
20. Sweeney WT, Fischer TE, Castleberry DJ, Cowperthwaite GF. Evaluation of improved maxillofacial prosthetic materials. *J Prosthet Dent* 1972; 27(3): 297-305.

21. Lewis DH, Castleberry DJ. An assessment of recent advances in external maxillofacial materials. J Prosthet Dent 1980; 43(4): 426-32.
22. Lontz JF. State-of-the-art materials used for maxillofacial prosthetic reconstruction. Dent Clin North Am 1990; 34(2): 307-25.
23. Chalian VA, Drane JB, Standish SM. Maxillofacial prosthetics multidisciplinary practice. The Williams & Wilkins Co., Baltimore; 1972.p.89-107.
24. Powers JM, Sakaguchi RL. Craig's restorative dental materials. 12.ed.Mosby, St.Louis; 2006.p.547-553.
25. Noyun F. Yüz protezlerinin yapımında kullanılan silikon elastomerlerin farklı renklendirici ajanlarla üç temel renkte renklendirilen örneklerinin U.V ışınları karşısında uğradıkları renk değişimlerinin araştırılması. Doktora tezi. İstanbul: İstanbul Üniversitesi; 2002.
26. Gonzalez JB. Polyurethane elastomers for facial prostheses. J Prosthet Dent 1978; 39(2): 179-87.
27. Goldberg AJ, Craig RG, Filisko FE. Polyurethane elastomers as maxillofacial prosthetic materials. J Dent Res 1978; 57(4): 563-9.
28. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi 1. Baskı. Ankara: Ankara üniversitesi; 1993: 165-181.
29. Murata H, Hong G, Hamada T, Polyzois GL. Dynamic mechanical properties of silicone maxillofacial prosthetic materials and the influence of frequency and temperature on their properties. Int J Prosthodont 2003; 16(4): 369-74.
30. Anusavice KJ. Philips' science of dental materials. 11.ed. Saunders, St Louis; 2003.p.143-169.
31. Powers JM, Sakaguchi RL. Craig's restorative dental materials.12.ed. St.Louis: Mosby; 2006.p.149-159.

32. Bal BT, Öztürk E, Karakoca S. Maksillofasiyal protezlerin yapımında kullanılan materyallerdeki gelişmeler. ADO Klin Bilim Derg 2007;1;63-68.
33. Chalian VA, Majid AA, Leckrone WR. Milling machine for coloring heat-vulcanizing silicone materials in maxillofacial prosthetics. J Prosthet Dent 1974; 31(1): 78-82.
34. Pişkin T, Günay Y. Yüz protezi materyallerindeki gelişmeler MÜ Dişhek Fak Derg 1983(1): 33-5.
35. Ma T, Johnson M. A technique for fabrication of interim midfacial prostheses. J Prosthet Dent 1992; 68(6): 940-2.
36. Craig RG, Powers JM, Wataha JC. Dental materials properties and manipulations. 8. ed. St Louis: Mosby; 2004. p.15-37.
37. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 3. ed. Quintessence; 2002. p.8-21.
38. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi 1. Baskı, AÜ, Ankara; 1993. p.25-55.
39. Craig RG, Powers JM. Restorative dental materials. 11. ed. Mosby, St Louis; 2002. p.102-7.
40. Tarı BF. Farklı yumuşak astar maddelerinin zamana bağlı olarak yüzey pürüzlülüğü ve Candida albicans adezyonu yönünden incelenmesi. Doktora tezi. Ankara: Gazi Üniversitesi; 2004.
41. Doğan E. Temel metal ve kor alt yapı üzerine farklı kalınlıklarda hazırlanan düşük ısıli porselenlerin renk stabilitesinin eskitme sonrası karşılaştırılması. Doktora tezi. Ankara: Ankara üniversitesi; 2005.
42. Tran NH, Scarbecz M, Gary JJ. In vitro evaluation of color change in maxillofacial elastomer through the use of an ultraviolet light absorber and a hindered amine light stabilizer. J Prosthet Dent 2004; 91(5): 483-90.

43. Polyzois GL, Andreopoulos AG. Some physical properties of an improved facial elastomer: a comparative study. *J Prosthet Dent* 1993; 70(1): 26-32.
44. Mohite UH, Sandrik JL, Land M, Byrne G. Environmental factors affecting mechanical properties of facial prosthetic elastomers. *Int J Prosthodont* 1994; 7(5): 479-86.
45. Wolfaardt JF, Chandler H, Smith BA, Mechanical properties of a new facial prosthetic material. *J Prosthet Dent* 1985; 53(2): 228-34.
46. Waters M, Jagger R, Polyzois G, Williams K. Dynamic mechanical thermal analysis of maxillofacial elastomers. *J Prosthet Dent*, 1997; 78(5): 501-5.
47. Lai JH, Wang LL, DeLong RL, Hodges JS. New organosilicon maxillofacial prosthetic materials. *Dent Mater* 2002; 18(3): 281-6.
48. Yu R, Koran A, Craig RG. Physical properties of a pigmented silicone maxillofacial material as a function of accelerated aging. *J Dent Res* 1980; 59(7): 1141-8.
49. Han Y, Kiat-amnuay S, Powers JM, Zhao Y. Effect of nano-oxide concentration on the mechanical properties of a maxillofacial silicone elastomer. *J Prosthet Dent* 2008; 100(6): 465-73.
50. Hensten-Pettersen A, Hultstrom A. Assessment of in vitro cytotoxicity of four RTV-silicone elastomers used for maxillo-facial prostheses. *Acta Odontol Scand* 1980; 38(3): 163-7.
51. 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(4): 423-30.

52. Kouyoumdjian J, Chalian VA, Moore BK. A comparison of the physical properties of a room temperature vulcanizing silicone modified and unmodified. *J Prosthet Dent* 1985; 53(3): 388-91.
53. Haug SP, Andres CJ, Munoz CA, Bernal G. Effects of environmental factors on maxillofacial elastomers: Part IV--Optical properties. *J Prosthet Dent* 1992; 68(5): 820-3.
54. Chang PP, Hansen NA, Phoneix RD, Schneid TR. The effects of primers and surface bonding characteristics on the adhesion of polyurethane to two commonly used silicone elastomers. *J Prosthodont* 2009; 18(1): 23-3.
55. Göre E, Evlioğlu G, Yaylalı Dİ, Çağlayan R., Azak AN. Üç farklı silikon elastomerinde *Candida albicans* tutunumunun karşılaştırılması. *İÜ Dişhek Fak Derg* 2005; 39: 31-5.
56. Aziz T, Waters M, Jagger R. Surface modification of an experimental silicone rubber maxillofacial material to improve wettability. *J Dent* 2003; 31(3): 213-6.
57. Polyzois GL, Hensten-Pettersen A, Kullman A. Effects of RTC-silicone maxillofacial prosthetic elastomers on cell cultures. *J Prosthet Dent* 1994; 71(5): 505-10.
58. Polyzois GL, Frangou MJ. Bonding of silicone prosthetic elastomers to three different denture resins. *Int J Prosthodont* 2002; 15(6): 535-8.
59. Nikawa H, Jin C, Hamda T, Makihira S, Polyzois GL. *Candida albicans* growth on thermal cycled materials for maxillofacial prostheses in vitro. *J Oral Rehabil* 2001; 28(8): 755-65.
60. Polyzois GL, Hensten-Pettersen A, Kullmann A. An assessment of the physical properties and biocompatibility of three silicone elastomers. *J Prosthet Dent* 1994; 71(5): 500-4.

61. Firtell DN, Donan ML, Anderson CR, Light-weight RTV silicone for maxillofacial prostheses. *J Prosthet Dent* 1976; 36(5): 544-9.
62. Abdelnabi MM, Moore DJ, Sakumura JS. In vitro comparison study of MDX-4-4210 and polydimethyl siloxane silicone materials. *J Prosthet Dent* 1984; 51(4): 523-6.
63. An KN, Gonzalez JB, Chao EY. Standardization of a polyurethane elastomer for facial prostheses. *J Prosthet Dent* 1980; 44(3): 338-42.
64. Taylor RL, Liauw CM, Maryan C. The effect of resin/crosslinker ratio on the mechanical properties and fungal deterioration of a maxillofacial silicone elastomer. *J Mater Sci Mater Med* 2003; 14(6): 497-502.
65. International organization for standardization specification no.37: rubber, vulcanized or thermoplastic-determination of tensile stress-strain properties. Geneva, Switzerland: ISO; 1994.
66. International organization for standardization specification no.34: rubber, vulcanized or thermoplastic-determination of tear strength (trouser, angle and crescent test pieces). Geneva, Switzerland: ISO; 1994.
67. American society for testing and materials. Designation D2240: standard test methods for rubber properties-durometer hardness. In: Annual books of ASTM standards. Section 9. Philadelphia: American Society for Testing and Materials 1988.
68. Aziz TM, Waters M, Jagger R. Analysis of properties of silicone rubber maxillofacial prosthetic materials. *J Dent* 2003; 31: 67-74.
69. Koran A, Craig RG. Dynamic mechanical properties of maxillofacial materials. *J Dent Res* 1975; 54(6): 1216-21.
70. Craig RG, Koran A, Yu R, Spencer J. Color stability of elastomers for maxillofacial appliances. *J Dent Res* 1978; 57(9-10): 866-71.

71. Yu R, Koran A, Craig RG. Physical properties of maxillofacial elastomers under conditions of accelerated aging. *J Dent Res* 1980; 59(6): 1041-7.
72. Haug SP, Andres CJ, Munoz CA, Okamura M. Effects of environmental factors on maxillofacial elastomers: Part III--Physical properties. *J Prosthet Dent* 1992; 68(4): 644-51.
73. Dootz ER, Koran A, Craig RG. Physical properties of three maxillofacial materials as a function of accelerated aging. *J Prosthet Dent* 1994; 71(4): 379-83.
74. Polyzois GL. Mechanical properties of 2 new addition-vulcanizing silicone prosthetic elastomers. *Int J Prosthodont* 1999; 12(4): 359-62.
75. 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(5): 572-7.
76. Andreopoulos AG, Evangelatou M, Tarantili PA. Properties of maxillofacial silicone elastomers reinforced with silica powder. *J Biomater Appl* 1998 ;3(1): 66-73.
77. Hulterstrom AK, Ruyter IE. Changes in appearance of silicone elastomers for maxillofacial prostheses as a result of aging. *Int J Prosthodont* 1999; 12(6): 498-504.
78. Bal BT, Yilmaz H, Aydın C, Karakoca S. In vitro cytotoxicity of maxillofacial silicone elastomers: effect of accelerated aging. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2009; 89(1): 122-6.
79. Kiat-Amnuay S, Mekayarajanonth T, Powers JM, Chambers MS, Lemon JC. Interactions of pigments and opacifiers on color stability of MDX4-4210/type A maxillofacial elastomers subjected to artificial aging. *J Prosthet Dent* 2006; 95(3): 249-57.

80. 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(9): 1675-8.
81. Eleni PN, Katsavou I, Krokida MK, Polyzois GL. Color stability of facial prosthetic elastomers after artificial weathering. *J Den Res* 2008; 5(2): 71-79.
82. Polyzois GL. Color stability of facial silicone prosthetic polymers after outdoor weathering. *J Prosthet Dent* 1999; 82(4): 447-50.
83. Aziz T, Waters M, Jagger R. Development of a new poly(dimethylsiloxane) maxillofacial prosthetic material. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2003; 65(2): 252-61.
84. 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(2): 193-7.
85. Yazıcıoğlu H, Aytaçoğlu S. Yüz protezi yapımında kullanılan bazı materyallerin sertlik, çekme dayanıklılığı ve uzama değerlerine eksternal boyanın etkisi. *GÜ Dişhek Fak Derg* 2001; 16(3): 137-142.
86. Yazıcıoğlu H. Adeziv ve adeziv temizleme ajanının yumuşak akril ve silikonların bazı fiziksel özelliklerine etkisi. *T Klin Diş Hek Bil* 2001; 7: 35-40.
87. Xiano-na L, Yi-min Z, Shi-bao L, Xiano-chen L, Guo-feng W, Nian W. Comprasion of mechanical properties of cosmesil M511 an A-2186 maxillofacial silicone elastomers. *J US-China Med Sci* 2007; 4(1): 34-7.
88. Lai JH, Hodges JS. Effects of processing parameters on physical properties of the silicone maxillofacial prosthetic materials. *Dent Mater* 1999; 15(6): 450-5.

89. Meththananda IM, Parker S, Patel MP, Braden M. The relationship between Shore hardness of elastomeric dental materials and Young's modulus. *Dent Mater* 2009; 25(8): 956-9.
90. Polyzois GL. Evaluation of a new silicone elastomer for maxillofacial prostheses. *J Prosthodont* 1995; 4(1): 38-41.

10. EKLER

10.1. Teşekkür

Doktora eğitimim boyunca bana çalışma disiplini veren ve kişisel desteğini hep yanımda hissettiğim danışman hocam Prof.Dr. Cemal Aydın' a; tez çalışmamda mesleki bilgilerini esirgemedi yardımcı olan Prof.Dr Handan Yılmaz' a; bölüm içinde bize devamlı yol gösteren hocam Prof.Dr. Cihan Akçaboy' a; sonsuz sabır, anlayış ve özveri ile her an yanımda olan anneme, dedeme, anneanneme, kardeşime ve Esma Boysan' a içtenlikle teşekkür ederim.

11. ÖZGEÇMİŞ

Adı: Emre

Soyadı: Öztürk

Doğum yeri ve tarihi: Tokat 23.07.1980

Eğitimi(Tarih sırasına göre yeniden eskiye doğru)

2009-2003, Doktora, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.B.D

2003-1998, Lisans, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

1998-1994, Lise, Antalya Karatay Lisesi

1994-1991, Ortaokul, Antalya Atatürk Ortaokulu

1991-1987, İlkokul, Turhal Şeker İlkokulu

Yabancı Dili: İngilizce

Bilimsel Etkinlikleri:

Ulusal yayınlar

1. Bal B.T, Öztürk E, Karakoca S. Maksillofasiyal Protezlerin Yapımında Kullanılan Materyallerdeki Gelişmeler. ADO Klinik Bilimler Dergisi. 2007; 1: 63-8.