



**ULTRAVİYOLE KORUYUCU İLAVESİNİN FARKLI
MAKSİLLOFASİYAL SİLİKONLARIN MEKANİK ÖZELLİKLERİ
ÜZERİNE ETKİSİ**

Necla KILIÇKAYA

**DOKTORA TEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

ARALIK 2021

ETİK BEYAN

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

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

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

Necla KILIÇKAYA

24.12.2021

ULTRAVİYOLE KORUYUCU İLAVESİNİN FARKLI MAKSİLLOFASİYAL SİLİKONLARIN MEKANİK ÖZELLİKLERİ ÜZERİNE ETKİSİ

(Doktora Tezi)

Necla KILIÇKAYA

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Aralık 2021

ÖZET

Bu çalışmanın amacı; bir ultraviyole (UV) koruyucu olan ve bu nedenle kozmetik ürünlerde bulunan “2-etilheksil salisilat” ilavesinin maksillofasiyal protez yapımında yaygın olarak kullanılan farklı silikonların mekanik özellikleri üzerine etkilerini incelemektir. Bu çalışmada baz katalizör oranı birbirinden farklı 3 tür maksillofasiyal silikona (Silikon Elastomer 10:1, Silikon Elastomer 9:1, Silikon Elastomer 1:1) 3 farklı oranda “2-etilheksil salisilat” ilave edildi ve silikonların mekanik özellikleri üzerine etkisi incelendi. Maksillofasiyal silikonların klinik kullanım koşullarını taklit edebilmek amacıyla her bir silikon çeşidinin içeriğine deri rengini taklit edecek şekilde silikon pigmentleri eklendi. Renklendirilmiş silikon kitlesine “2-etilheksil salisilat” (UV); %1, %2 ve %5 olmak üzere 3 farklı oranda ilave edildi ve her silikon türünde UV içermeyen bir kontrol grubu oluşturuldu. Bu şekilde her bir silikon türü için 4 farklı test grubu oluştu. Her bir silikonun 4 deney grubu için; sertlik testi, gerilme dayanıklılığı testi ve yırtılma dayanıklılığı testi, ilgili standartların belirttiği şekil ve boyutlarda 10’ar adet örnek hazırlandı. Maksillofasiyal silikon türü ve içerdikleri ultraviyole koruyucu oranlarının; sertlik, gerilme direnci, uzama yüzdesi ve yırtılma direnci parametreleri üzerindeki etkisi faktöriyel ANOVA ile incelendi. Çalışmada Shore-A sertliği kontrol grubuna kıyasla; tüm gruplarda, M511 materyalinde genellikle anlamlı bir farklılık gösterdi, Teksil S-25 ve A-2000 silikonlarda tüm oranlarda anlamlı bir azalma görüldü. M511 ve A-2000 silikon türlerine %1, %2 ve %5 oranında UV koruyucu ilave edilmesi durumunda test edilen mekanik özellikler kontrol grubuna göre anlamlı fark göstermedi. Teksil S-25 silikon türünün tüm gruplarında yırtılma direncinde kontrol grubuna kıyasla anlamlı bir farka rastlanmamışken, gerilme direnci ve uzama yüzdesi değerlerinde yırtılma direncinde anlamlı şekilde azalma meydana geldi.

Bilim Kodu : 10101.07
Anahtar Kelimeler : Maksillofasiyal silikon,Ultraviyole koruyucu, Mekanik özellikler
Sayfa Adedi : 59
Danışman : Prof. Dr. Seçil KARAKOCA NEMLİ

EFFECT OF ULTRAVIOLET PROTECTIVE ADDITION ON THE MECHANICAL
PROPERTIES OF DIFFERENT MAXILLOFACIAL SILICONES

(Ph.D. Thesis)

Necla KILIÇKAYA

GAZİ UNIVERSITY

GRADUATE SCHOOL OF HEALTH SCIENCES

December 2021

ABSTRACT

The aim of this study is to examine the effects of the addition of "2-ethylhexyl salicylate", which is an ultraviolet (UV) protector and therefore found in cosmetic products, on the mechanical properties of different silicones commonly used in maxillofacial prosthesis construction. In this study, 3 different types of maxillofacial silicones with base/catalyst ratio (Silicon Elastomer 10:1, Silicone Elastomer 9:1, Silicone Elastomer 1:1) were added in 3 different ratios and the effects on the mechanical properties of silicones were investigated. In order to mimic the clinical applications of maxillofacial silicones, silicone pigments were added into the each silicone type to mimic skin color. "2-ethylhexyl salicylate" (UV) was added in 3 different ratios such as 1%, 2% and 5%, and a control group of each silicone type were created. In this way, 4 different test groups were formed for each silicone type. For 4 experimental groups of each silicone; hardness test, tensile strength test, and tear strength test, 10 specimens were prepared according to the specified by the relevant standards. The effects of maxillofacial silicone type and ultraviolet protective ratios; on hardness, tensile strength, percent elongation and tear resistance parameters were examined by factorial ANOVA. Shore-A hardness in all the control groups were significantly different in M511 material and a statistically significant decrease was observed in all ratios in Teksil S-25 and A-2000 silicones. In the case of adding 1%, 2% and 5% UV protector into the M511 and A-2000 silicone types, the tested mechanical properties did not show any significant difference compared to the control group. While there was no significant difference in tear strength in all groups of Teksil S-25 silicone type compared to the control group and a significant decrease was observed in tear resistance in tensile strength and percent elongation values.

Science Code : 10101.07
Key Words : Maxillofacial silicone, Ultraviolet protective, Mechanical properties
Page Number : 59
Supervisor : Prof. Dr. Seçil KARAKOCA NEMLİ

TEŞEKKÜR

Tanıdığım günden beri bana çok şey öğreten, doktora eğitimim boyunca her zaman yanımda olduğunu hissettirerek bana ablalık yapan, hekimliği, hocalığı, anneliği, insanlara merhameti, hayata bakış açısıyla kendine hep hayran bırakan canım hocam, danışman hocam Sayın Prof. Dr. Seçil KARAKOCA NEMLİ'ye

Desteklerinden ve anlayışından dolayı Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Cemal AYDIN'a,

İhtiyaç duyduğum her zaman bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan çok değerli hocalarım Sayın Prof. Dr. Bilge TURHAN BAL'a ve Sayın Doç. Dr. Merve BANKOĞLU GÜNGÖR'e,

Birlikte çalışmaktan her zaman mutluluk duyduğum, asistan arkadaşlarım Uzm. Dt. Engin ESENTÜRK, Dr. Dt. Yiğit YAMALI ve Dr. Dt. E. Hulya DEMİR SEVİNÇ'e,

Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği'ndeki adını yazamadığım tüm hocalarıma ve arkadaşlarıma,

Bana her konuda destek olan, ne karar alırsam alayım hep yanımda olan, doktora hayatım boyunca da aynı şekilde hep yanımda olan yol arkadaşım, eşim Halil KILIÇKAYA'ya ve varlığıyla mutluluk veren canım kızım Aylin Ece KILIÇKAYA'ya,

Dostluklarıyla her zaman yanımda olan Uzm. Dr. Nirgöl BİLGER ve Uzm. Dt. Esra YAMALI'ya,

Desteklerini hiç bir zaman esirgemeyen, sevgi ve bana olan güvenleriyle her zaman yanımda olan annem Serpil ÇETİNÖZ'e, babam Cengizhan ÇETİNÖZ'e, kız kardeşim Bilgehan ÇETİNÖZ ÖKSÜZ'e ve erkek kardeşim Furkan ÇETİNÖZ'e ,

Bana ikinci bir aile olan, her zaman destekleyen ve her konuda yardımcı olan kayınvalidem Alime KILIÇKAYA'ya ve kayınpederim Sinan KILIÇKAYA'ya,

03/2020-16 nolu BAP projesi desteği ile tez çalışmama destek sağlayan Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'ne sonsuz saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	x
RESİMLERİN LİSTESİ	xi
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. İdeal Çene Yüz Protezi Materyalinde Bulunması Gereken Özellikler	3
2.2. Maksillofasiyal Protezlerin Yapımında Kullanılan Materyaller.....	4
2.2.1. Polimetilmetakrilatlar (akrilikler).....	5
2.2.2. Akrilik kopolimerler	6
2.2.3. Poliüretan elastomerler	6
2.2.4. Silikon elastomerler	7
2.3. Polimerler.....	11
2.3.1. Polimerlerin kimyasal yapısı ve terimler.....	11
2.3.2. Molekül ağırlığı	12
2.3.3. Moleküler yapısı	13
2.3.4. Polimerizasyon tipleri.....	15
2.4. Maddenin Fiziksel Özellikleri	16
2.4.1. Mekanik özellikler.....	16
3. GEREÇ VE YÖNTEM	21

	Sayfa
3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller	21
3.2. Silikon Örneklerin Test Grupları Grupları.....	23
3.2.1. Sertlik testi.....	23
3.2.2. Gerilme direnci ve uzama yüzdesi testi.....	24
3.2.3. Yırtılma dayanıklılığı ve uzama yüzdesi testi	24
3.3. Silikon Örneklerin Hazırlanması	24
3.4. Test Ölçümleri	28
3.4.1. Silikon örneklerin sertlik testi ölçümünün yapılması.....	28
3.4.2. Silikon örneklerin gerilme dayanımı testi ölçümlerinin yapılması	28
3.4.3. Silikon örneklerin yırtılma dayanımı testi ölçümlerinin yapılması.....	29
3.5. İstatistik Analiz	30
4. BULGULAR	31
4.1. Sertlik Testi Bulguları.....	31
4.2. Gerilme Direnci Testi Bulguları	33
4.3. Uzama Yüzdesi Testi Bulguları.....	34
4.4. Yırtılma Direnci Testi Bulguları.....	36
5. TARTIŞMA	39
6. SONUÇ	49
KAYNAKLAR	51
ÖZGEÇMİŞ	59

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan materyallerin markası, üretici firmaları ve üretim kodları	21
Çizelge 3.2. Çalışma grupları	27
Çizelge 4.1. Maksillofasiyal silikon türünün ve ultraviyole koruyucu oranlarının sertlik üzerindeki etkisinin incelenmesi	31
Çizelge 4.2. Maksillofasiyal silikon türü ve ultraviyole koruyucu oranları için sertlik değerleri.....	32
Çizelge 4.3. Maksillofasiyal silikon türünün ve ultraviyole koruyucu oranlarının gerilme direnci üzerindeki etkisinin incelenmesi.....	33
Çizelge 4.4. Maksillofasiyal silikon türü ve ultraviyole koruyucu oranları için gerilme direnci değerleri	34
Çizelge 4.5. Maksillofasiyal silikon türünün ve ultraviyole koruyucu oranlarının uzama yüzdesi üzerindeki etkisinin incelenmesi	35
Çizelge 4.6. Maksillofasiyal silikon türü ve ultraviyole koruyucu oranları için uzama yüzdesi değerleri	36
Çizelge 4.7. Maksillofasiyal silikon türünün ve ultraviyole koruyucu oranlarının yırtılma direnci üzerindeki etkisinin incelenmesi	37
Çizelge 4.8. Maksillofasiyal silikon türü ve ultraviyole koruyucu oranları için yırtılma direnci değerleri.....	37
Çizelge 4.9. Maksillofasiyal silikon türleri için yapılan Games-Howell çoklu karşılaştırma testi sonuçları.....	38
Çizelge 4.10. Ultraviyole koruyucu oranları için yapılan Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları.....	38

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Polimer karbon zinciri	11
Şekil 2.2. Gerilim–gerilme grafiği	17
Şekil 3.1. Sertlik testi için örnek boyutları.....	23
Şekil 3.2. Gerilme testi için örnek boyutları	24
Şekil 3.3. Yırtılma dayanımı testi için örnek boyutları.....	24



RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. Çalışmada kullanılan silikonlar.....	22
Resim 3.2. Kullanılan silikon renk pigmentleri	22
Resim 3.3. 2-etilheksil salisilat	23
Resim 3.4. Hassas tartı	25
Resim 3.5. Temiz yüzey üzerinde silikon materyalinin karıştırılması	25
Resim 3.6. Ultrasonik cihaz	27
Resim 3.7. Silikon örnekler.....	27
Resim 3.8. PCE DD-A Shore A Durometer cihazı	28
Resim 3.9. Gerilme uzama yüzdesi deneylerinin yapıldığı test cihazı.....	29
Resim 3.10. Yırtılma testi örnekleri	29
Resim 3.11. Yırtılma testi uygulaması	30

SİMGELER VE KISALTMALAR

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

Simgeler	Açıklamalar
>	Büyüktür
<	Küçüktür
%	Yüzde
°C	Santigrat Derece
CeO ₂	Seryum oksit
cm	Santimetre
cm	Santimetre
dk	Dakika
g/cm ³	Gram/ santimetre küp
g/mol	Gram/mol
Kg/cm ²	Kilogram/santimetre kare
kJ/mol	Mol başına düşen kilo joule
mm	Milimetre
MPa	Megapascal
N	Newton
N/mm ²	Newton/milimetrekare
nm	Nanometre
Pa	Pascal
TiO ₂	Titanyum oksit
ZnO	Çinko oksit

Kısaltmalar	Açıklamalar
ASTM	American Society for Testing and Materials
FDA	Food and Drug Administration
HALS	Hindered Amine Light Stabilizer
HTV	High Temperature Vulcanized

Kısaltmalar**Açıklamalar****MÖ**

Millattan önce

RTV

Room Temperature Vulcanized

SS

Standart Sapma

UV

Ultraviyole

UVA

Ultraviolet Light Absorber

yy

Yüzyıl



1. GİRİŞ

Burun, kulak, göz ya da baş ve boyun bölgesinde, kanser cerrahisi sonrasında, kaza sonucunda veya doğumsal olarak meydana gelen doku ve organ kayıpları genellikle psikolojik problemlere sebep olmakta ve hastaların sosyal hayatlarını olumsuz etkilemektedir. Günümüzde gelişmiş cerrahi tekniklere rağmen bu defektlerin tedavisi her zaman mümkün olmamaktadır. Bu durumlarda yapılan protetik restorasyonlara “maksillofasiyal protezler” adı verilmektedir (Adisman & Minsley, 1996; J. I. Beumer, Curtis, & Firtell, 1979).

Defektlerin başarılı bir maksillofasiyal protez ile restore edilmesi; hastaların topluma kazandırılmasına katkıda bulunmakta ve yaşam kalitelerini arttırmaktadır. Başarılı bir kulak, göz veya burun protezinin renk, şekil, yüzey detayları ve translüsensi bakımından kaybedilen dokuları taklit edebilmesi ve toplum içinde fark edilmemesi istenir. Başarılı bir protez yapılarak hastanın yüz bütünlüğü sağlandığında hastaların psikolojilerinde olumlu değişimler olduğu, toplum yaşamına döndükleri ve protezlerini kendi parçaları olarak kabul edip benimsedikleri kliniğimizde uzun yıllardır yapılan çalışmalarda da gözlenmiştir (Goiato, Pesqueira, da Silva, Gennari Filho, & dos Santos, 2009; Hooper, Westcott, Evans, Bocca, & Jagger, 2005; Karakoca Nemli, Aydın, Yılmaz, Turhan Bal, & Arici, 2013). Başarılı bir protez yapılabilmesi için gerekli bilgi ve beceriye sahip bir hekim ve uygun materyal seçimi önemli faktörlerdir.

Günümüze kadar yüz protezlerinin yapımında; akrilik rezinler, akrilik kopolimerler, polivinil klorit ve kopolimerleri, poliüretan esaslı elastomerler ve silikon elastomerler başta olmak üzere pek çok malzeme kullanılmıştır. 1960’lı yıllarda piyasaya sürülen silikonlar günümüzde en çok kullanılan materyaller olmuştur. Silikonlar, iç ve dış boyama işlemleri ile insan derisinin doğal rengini sağlayan, şeffaf yapılarının pigmentler ile istenen miktarda opaklaştırılarak derinin yarı şeffaf görünümünü taklit eden ve esneklik özellikleri ile doğal görünümlü ve estetik açıdan tatmin edici yüz protezlerinin yapımına olanak veren materyallerdir. Son yıllarda geliştirilen silikonlar, mükemmel estetik özelliklerinin yanı sıra proteze yeterli dayanıklılığı sağlayan mekanik özelliklere de sahiptir. Ancak başlangıçta fark edilmeyecek kadar başarılı olan protezlerin kullanım ömrü 1-2 yıl ile sınırlıdır (Hooper et al., 2005; Karakoca Nemli et al., 2013). Hastaların günlük yaşamda protezlerini kullanımları esnasında protezlerde; renk uyumunu kaybetmesi, yırtılma direncinin ve kopma direncinin

azalması, sertliğinin artması ve yüzey özelliklerinin bozulması gibi değişiklikler görülmektedir. Yapılan çalışmalarda materyalde meydana gelen en önemli bozulma sebebinin “ultraviyole ışınlar” olduğu ortaya koyulmuştur. Uzun ve zahmetli yapım süreci gerektiren bu protezlerin kullanım ömrünün kısa olması sebebiyle periyodik olarak yeniden yapım gerektirmeleri, bu protezleri yapan merkezlerde klinik iş yükünü arttırmakta ve hastaların sık sık karşı karşıya kaldıkları bir maliyet oluşturmaktadır. Mevcut literatür incelendiğinde, maksillofasiyal silikonların yapılarına çeşitli UV koruyucu materyallerin ilavesi üzerine az sayıda çalışma mevcuttur. Bu çalışmalar, şu ana kadar bu amaçla kullanılan birkaç UV koruyucunun ya etkinlik gösteremediğini ya da maksillofasiyal silikonların biyolojik uyumlulukları veya mekanik özellikleri üzerinde olumsuz etkiler yarattığını ortaya koymuşlardır. Bu konu hakkında çalışmalar devam etmektedir.

Bu tez çalışmasının amacı; maksillofasiyal silikonların renk stabilitesi üzerindeki olumlu etkisi daha önce yapılmış çalışmalarda gösterilmiş olan “2-etilheksil salisilat” ilavesinin maksillofasiyal protez yapımında yaygın kullanılan farklı silikonların mekanik özellikleri üzerine etkilerini incelemektir.

2. GENEL BİLGİLER

Burun, kulak, göz, baş ve boyunda yani maksillofasiyal bölgelerde konjenital olarak, travma, kanser cerrahisi sonrasında yapılan cerrahi rezeksiyonlar ve yanıklardan kaynaklanabilen doku ve organ kayıplarına “maksillofasiyal defekt” denir. Maksillofasiyal defektlerin restorasyonu cerrahi operasyonlarla, protetik tedavilerle veya her ikisinin kombinasyonu ile gerçekleştirilebilir (Yazdanie & Manderson, 1989).

Maksillofasiyal protezlerin yapımının eski Mısır’a (MÖ 2000) ve Çin’e dayandığı bildirilmektedir. İlk maksillofasiyal protezlerin yapımında ağaç, mum, reçine ve kıl gibi maddeler kullanılmıştır (Bulbulian, 1973). 1500’lü yıllarda gümüşten burun, göz ve kulak protezleri yapılmıştır. 1810 ve 1898 yıllar arasında altın ve porselen kullanılmış, 19.yy’ın sonlarından itibaren yüz protezlerinin yapımında plastikler kullanılmaya başlanmıştır. 1913 yılında jelatin ve gliserin karışımı bir madde ile yumuşak yüz protezleri yapımına geçilmiştir. 1942’lerde metil metakrilat rezinlerle maksillofasiyal protez çalışmaları yapılmıştır (Bulbulian, 1973; G., 1997) ve 1960 yılında Barnhart maksillofasiyal protezlerin yapımında silikon elastomerleri kullanmıştır (Polyzois, Hensten-Pettersen, & Kullmann, 1994).

2.1. İdeal Çene Yüz Protezi Materyalinde Bulunması Gereken Özellikler

- Fiziksel ve mekanik özellikleri yerini aldığı dokunun özellikleri ile aynı olmalıdır.
- Farklı yoğunluklarda hazırlanabilmelidir.
- Boyutsal stabiliteye ve yeterli elastikiyete sahip olmalıdır.
- 50-60 °C de esnekliğini koruyabilmelidir.
- Yırtılmaya karşı dirençli olmalıdır.
- Hafif olmalıdır.
- Kenar uyumları iyi ve dayanıklı olmalıdır.
- Çevresel faktörlerden (örneğin UV ışınlarından), oksijen ve ozondan etkilenmemeli, renk değişikliklerine uğramamalıdır.
- Korozyona, vücut sıvılarına ve yağlara dirençli olmalıdır.
- Kullanılan materyal biyolojik olarak insan dokusu ile uyumlu olmalıdır.
- Toksik, kanserojen ve alerjik olmamalıdır.
- Dezenfekte edilebilmeli ve temizlenebilmelidir.

- Koku yapmamalıdır.
- Nem tutabilmeli, mikrobiyal kontaminasyonlara dayanıklı olmalıdır.
- Kullanılan materyal adezivlerle veya mekanik tutucularla insan dokusuna tutunabilmelidir.
- Adezivler materyale tutunabilmeli ve adezivler materyalden dokuya zarar vermeden uzaklaştırılabilmelidir.
- İmplant ve diğer mekanik tutucuları taşıyabilecek kadar dirençli olmalıdır.
- İç ve dış boyamaya uyumlu olmalıdır.
- Boyama ile derinlik ve canlılık kazandırılabilirdir.
- Yüzey uyum ve translusentliği dokuyla uyumlu olmalıdır.
- Dış boyama ile yüzey özelliği değişmemelidir.
- Kullanılan materyalin polimerizasyon tekniği basit olmalı, küçük hatalar değişikliklere sebep olmamalıdır.
- Tamir ve besleme yapılabilirdi, daha iyi sonuç verebilmesi için diğer materyaller ile desteklenebilmelidir.
- Protezin sınır bölgelerinde modifikasyonlar yapılabilirdir.
- Bitmiş protezin özelliklerini uzun yıllar koruyabilirdi ve ucuz olmalıdır.

Maksillofasiyal protezlerin üretiminde yaygın olarak kullanılan materyaller akrilik rezinler, akrilik kopolimerler, vinil polimerler, poliüretan elastomerler ve silikon elastomerlerdir. Ancak bunların hiçbirisi tatmin edici bir protez için tüm gereksinimleri karşılamamaktadır (Goiato, Pesqueira, dos Santos, Antenucci, & Ribeiro, 2008).

2.2. Maksillofasiyal Protezlerin Yapımında Kullanılan Materyaller

1. Polimetilmetakrilatlar (akrilikler)
2. Akrilik kopolimerler
3. Poliüretan elastomerler
4. Silikon esaslı elastomerler
 - a) Oda ısısında vulkanize olan silikonlar (RTV)
 - b) Isıyla vulkanize olan silikonlar (HTV) (Beumer J, 1996; Craig RG, 2002)

2.2.1. Polimetilmetakrilatlar (akrilikler)

İkinci Dünya Savaşı'ndan sonra göz protezi yapımında akrilik rezinler kullanılmaya başlanmıştır (Cerullo & Mckinstry, 1995). Günümüzde ise bu protezler geçici yüz protezleri, göz protezi ve implant destekli protezlerde protezde kalan retantif parçanın tutunacağı alt yapı materyali olarak kullanılmaktadır.

Akriliklere geçici ve daimi besleme materyali uygulanabilir. Isı ile polimerize olan akrilikler obturatörlerin ve geçici yüz protezlerinin yapımında kullanılırken, kimyasal olarak sertleşenler ise tamir için kullanılırlar.

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 çözücüdür (Chalian, Drane, & Standish, 1972).

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 iyi bir organik çözücüdür (Chalian et al., 1972).

Metil metakrilat rezinler; uygulama kolaylığı, translüsensi özelliği, iç ve dış renklendirilebilme özellikleri sayesinde yüz protezlerinde kullanım alanı bulmuştur. Dış boyama, akrilik esaslı boyalarla kloroform veya monomeri karıştırarak kolayca yapılabilir. İç boyama organik veya inorganik boyaların katılması ile sağlanır. Metil metakrilat rezinlere doğru pigmentler uygun miktarlarda uygulandığında doğal görünümlü protezler elde edilebilir (Craig Robert & John, 2002). Materyal ultraviyole ışınlardan etkilenmez (Piskin T, 1983).

Akrilikler birçok adezivle uyumludur. Adeziv ve artıkları kolayca temizlenebilir. Akriliklerin en büyük avantajı ince olarak hazırlanabilmesi ve düşük kalınlıklarda da dayanıklı olmasıdır. Ancak akriliklerin sertliği yüz protezlerinde dezavantaj oluşturur.

Çünkü hareketli dokularda rahatsızlık hissi verir ve dokularla beraber hareket edemez. Kullanılan model üzerinde ikinci bir protez yapılma olanağı yoktur (Piskin T, 1983).

2.2.2. Akrilik kopolimerler

Akrilik kopolimerler, esnek bir materyal elde edilmesi amacıyla metil metakrilatın akrilat rezinlerin plastizerler ile birleşiminden meydana gelen materyallerdir (Lontz, 1990). Fakat bir süre sonra bu materyaller sertleşme göstererek ilk özelliklerini kaybederler (Beumer J, 1996). Ağız içinde kullanılan yumuşak astar materyalleri bu gruba örnektir (J. Beumer, Curtis, & Marunick, 1996). Yumuşak akriliklerin ısı ile ve oda ısısında polimerize olan iki şekli vardır. Yumuşak akrilikler; geniş renk skalasına sahiptir, kozmetikleri iyi kabul ederler ve adezivlerle uyumludurlar (J. Beumer, Curtis, T.A., Firtell, D.N.). Ancak kenar dayanıklılığının iyi olmaması, güneş ışığına maruz kaldığında renk değişikliğine uğraması, yapım aşamaları ile renklendirmenin zor olması, tozlanması ve buhara maruz kaldığında yapışkan bir hal alması dezavantajlarıdır. Bu olumsuz özellikleri sebebiyle akrilik kopolimerler ekstraoral maksillofasiyal protez yapımında tercih edilen bir materyal değildir (Beumer J, 1996).

2.2.3. Poliüretan elastomerler

Poliüretan elastomerinin maksillofasiyal protezlerin yapımında kullanımı ilk olarak 1976'da Golberg tarafından ortaya koyulmuş ve 1978'de JB Gonzales Epithan-III' ü yüz protezi yapımında kullanmıştır. (Bulbulian, 1973; G., 1997).

Poliüretanın oluşumu, başlatıcı varlığında polyol'a diisosiyanatın direkt olarak eklenmesi sonucu meydana gelir. Bu reaksiyon kuru bir atmosferde olmalıdır aksi takdirde suyla birleştiği zaman oluşan karbondioksit materyali bozar ve pöröz bir elastomerin oluşumuna yol açar. Su kontaminasyonunu önlemek zordur. Alçı modeller kullanılıyorsa bunların önceden kurutulması gerekmektedir. Diisosiyanat toksiktir ve çok dikkatli çalışmayı gerektirir. Alçı kalıplarda 100°C de işlem görür (Craig Robert & John, 2002).

Esneklik ve renklendirme kolaylığı gibi olumlu özelliklere sahiptirler, ancak yapım aşamaları zordur. Poliüretan, düzgün, temizlenebilir bir yüzey yaratarak silikonda sık görülen mantar enfeksiyonlarını azaltır. Bu nedenle günümüzde genellikle, yüz protezlerinin doku yüzeyinde bir astar materyali olarak kullanılırlar (Mahajan & Gupta, 2012).

2.2.4. Silikon elastomerler

Günümüze kadar yüz protezlerinin yapımında pek çok materyal kullanılmış, 1960'lı yıllarda kullanılmaya başlanan silikon elastomerler günümüzde en çok kullanılan materyal olmuştur. Polidimetilsiloksanlar olarak da adlandırılırlar (Murata, Hong, Hamada, & Polyzois, 2003). Silikonlar doğada bulunmazlar ve tamamen yapay bileşenlerden meydana gelmişlerdir. Organik ve inorganik bileşimlerin karışımından oluşmuşlardır. Üretimlerindeki ilk basamak silikanın elemental silikona indirgenmesidir. Daha sonra çeşitli reaksiyonlarla silikon, metil klorit ile birleşerek dimetildiklorsiloksanı oluşturur. Dimetildiklorsiloksan da su ile birleşerek polimeri meydana getirir. Bu polimerler solgun, beyaz, saydam sıvılar olup akışkanlığı polimer zincirinin uzunluğu ile belirlenir. İlave olarak doldurucular eklenerek dayanıklılık artırılır. Renklendirme için de uygun boyar maddeler katılır.

Silikon elastomerlerde plastik formdan lastik yapıya geçişi sağlamak için vulkanize ajanlar ve antioksidanlar kullanılır. Uzun zincirli polimerler çeşitli bölgelerden birbirine bağlanarak (çapraz bağlanma) sağlam bir iskelet yapı oluşturur. Polimerlerin bu şekilde çapraz bağlanmasına “vulkanizasyon” denir (J. Beumer et al., 1996).

Polimeri güçlendirmek için yapıya doldurucular ilave edilirler. Doldurucu olarak çok ince partiküllerden oluşmuş silika kullanılır. Silika partikülleri hidrofilik yapıdadır. Silikon içinde hidrofilik doldurucu kullanılırsa ortamın suyundan, neminden etkilenecek su emer. Materyalin yapısında ve renginde bozulma meydana gelir. Bunu önlemek için doldurucuların yüzeyi silanlanarak hidrofobik yapıya kavuşturulur.

Çapraz bağlayıcı ajan veya vulkanizasyon ajanı, uzun polimer zincirleri arasında çapraz bağlar oluşmasını sağlar. Kitlenin yapısını, plastikten tamamen lastiğe dönüştürür. Çapraz bağların sayısının artması materyalin daha sert ve kırılgan, azalması yumuşak olmasına sebep olur. Çapraz bağlar zincirlerin belli noktalarında olduğu için ajanın belli bir miktarın üzerinde katılması daha fazla sertleştirmeyecektir.

Polimerizasyon reaksiyonunun gerçekleşmesi için basınç, ısı ve kimyasal ajanlar gibi katalizörler kullanılır (Kj, 2003; Powers JM, 2006; A. Zaimoğlu, Can, Ersoy, & Aksu, 1993).

Silikon elastomerler polimerizasyon için uygulanan sıcaklığa göre ısı ile polimerize olan silikonlar (HTV) ve oda ısısında polimerize olan silikonlar (RTV) olarak ikiye ayrılırlar (Turhan Bal, Öztürk, & Karakoca, 2007; Lontz, 1990; RE, 1995):

Oda ısısında vulkanize olan silikonlar- Room temperature vulkanizing silicone (RTV)

Oda ısısında vulkanize olan silikonlar, fiziksel özelliklerinin iyi olması aynı zamanda kullanımlarının kolay ve zaman alıcı olmamasından dolayı çok tercih edilen materyallerdendir (C. J. Andres, Haug, Brown, & Bernal, 1992; J. Beumer et al., 1996; Murata et al., 2003). Maksillofasiyal protezlerde kullanılan oda ısısında vulkanize olan silikonlar, transparanlık veya opaklık özellikleriyle farklılık gösterirler (G., 1997; Polyzois, 1999b).

Yüksek ısıyla vulkanize olan silikonlar- High temperature vulkanizing silicone (HTV)

Bu gruptaki silikonların vulkanizasyonları ısı ile gerçekleşir. Polimerizasyon mekanizması ilave tip polimerizasyon reaksiyonu ile olup çapraz bağlanma şeklindedir. HTV silikonlar; diklorobenzol peroksit başlatıcı, silika doldurucular, %5 vinil yan zincirleri polidimetilvinil siloksan bileşiminden oluşur. Isı yoluyla başlatıcı ajanın ayrışması sonucu polimerizasyon için gerekli serbest radikaller oluşur (A. Zaimoğlu, Can, G., Ersoy, E., Aksu, L., 1993).

HTV silikonlar vulkanizasyondan önce yarı katıdırlar. Bu aşamada iç boyama ile renklendirme işlemleri yapılır. Renklendirilmiş materyal kalıplara yerleştirilerek ısı ve basınç altında vulkanizasyonları yapılır. RTV silikonların pratikteki en önemli avantajları çalışma süresinin uzun ve kontrol edilebilir olmasıdır. HTV silikonların dayanıklılık, translusensi, renk stabilitesi ve termal kararlılık özellikleri yönünden RTV silikonlardan daha üstün oldukları bildirilmektedir (Turhan Bal et al., 2007; J. Beumer et al., 1996; Craig Robert & John, 2002).

Silikonların avantajları

- Biyouyumludur.
- Mekanik özellikleri iyidir.
- İnce şekillendirilebilen esnek kenarlar sayesinde dokularla doğal bir geçiş sağlanabilir.
- İç ve dış boyama yapılabilir.

- Yarı şeffaf olması nedeniyle derinin şeffaflığı taklit edilebilir.
- İnce şekillendirilebilen esnek kenarlar sayesinde dokularla doğal bir geçiş sağlanabilir.
- Oda ısısında vulkanize olanların hem fiziksel özellikleri iyidir, hem de manipüle edilmeleri kolaydır.
- Kozmetikleri iyi kabul ederler.
- Temizlenmeleri kolaydır.
- Isı iletkenliği azdır.

Silikonların dezavantajları

- Zamanla renk değişimi göstererek protezler dokularla renk uyumunu kaybeder.
- Fiziksel özellikleri de zamanla değişim gösterir.
- İnce kenarlarda materyal düşük mekanik dayanıklılık gösterir.
- Protezin vücut salgılarında temasta olan yüzeylerinde mikroorganizma kolonizasyonu olabilir.

Silikonlar, iç ve dış boyama işlemleri ile insan derisinin doğal rengini sağlayan, şeffaf yapılarının pigmentler ile istenen miktarda opaklaştırılarak derinin yarı şeffaf görünümünü taklit eden ve esneklik özellikleri ile doğal görünümlü ve estetik açıdan tatmin edici yüz protezlerinin yapımına olanak veren materyallerdir. Son yıllarda geliştirilen silikonlar, mükemmel estetik özelliklerinin yanı sıra proteze yeterli dayanıklılığı sağlayan mekanik özelliklere de sahiptir. Ancak başlangıçta fark edilmeyecek kadar başarılı olan protezler çevresel etkiler sonucu zamanla renk uyumunu kaybetmekte ve mekanik özelliklerinde olumsuz değişimler meydana gelmektedir. Mekanik özelliklerinin değişimi sonucunda; ince protez kenarları yırtılmaya müsait hale gelmekte, doku uyumu bozulmakta ve yüzey yapısında meydana gelen değişikliklerle yüzey bakteriyel tutulumu müsait hale gelmektedir. Bu değişiklikler sonucunda, yapımı uzun klinik ve laboratuvar aşamaları ile hassas bir çalışma gerektiren yüz protezlerinin kullanım süreleri 6 ay ile 2 yıl arasında sınırlı olduğu bilinmektedir (Hooper et al., 2005). Günümüzde bu alanda çalışan araştırmacıların amacı, renk uyumunu ve mekanik özelliklerini uzun süre koruyabilen yüz protezleri yaparak hastaların yaşam kalitesini arttırmaktır. Yapılan çalışmalar maksillofasiyal silikonlardaki bozunmalara sebep olan faktörler arasında en önde gelen faktörün ultraviyole (UV) ışınlar olduğunu ortaya koymuştur. Ultraviyole (UV) radyasyona maruz kalma, yüz protezlerinin deformasyon ve renk değişiminde önemli bir faktör olarak kabul edilmiştir, bu da protezin

yenilenmesini dolayısıyla tedavi maliyetinin artmasına neden olmaktadır (Gary & Smith, 1998; Kiat-amnuay, Beerbower, Powers, & Paravina, 2009; Lemon, Chambers, Jacobsen, & Powers, 1995; Stathi, Tarantili, & Polyzois, 2010).

Ultraviyole radyasyon, güneşten alınan radyasyonun sadece küçük bir kısmıdır. UV radyasyonu, 1970'lerden bu yana gözlemlenen ozon tabakasının incilmesi, giderek artan bir endişe konusu haline gelmektedir. Ultraviyole radyasyon, 100 nm ile 400 nm arasındaki tüm radyasyon olarak tanımlanmaktadır (Han, Zhao, Xie, Powers, & Kiat-amnuay, 2010). Silikon materyaller gibi polimerik yapılar, UV foton enerjisini absorbe ederek, polimerik zincirlerin kırılmasına yol açarak daha fazla polimer ağının bozulmasına neden olabilecek radikaller üretir. Bu da materyalin moleküler ağırlığında azalma, esneklik kaybı, mekanik özelliklerin zayıflaması, yüzey çatlaması, parlaklıkta azalma ve renk değişimine sebep olabilir (Bangera & Guttal, 2014).

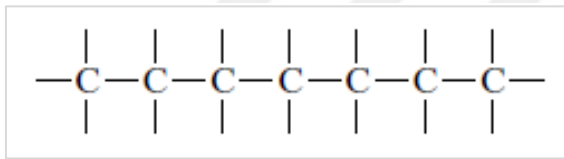
UV radyasyonunun, elastomerik materyallerde serbest radikallerin detaylandırılması şeklinde fotooksidatif bozulmaya neden olduğu bulunmuştur. Serbest radikaller oksijenle reaksiyona girerek oksi- ve peroksi- radikaller üretir. Bu işlem, bozunma ürünlerinin uçucu olması nedeniyle moleküler ağırlıkta bir azalmaya yol açarak, materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerinde değişikliklere yol açar (Guo, 1999; Yousif & Haddad, 2013). Bu değişiklikler, polimer içindeki baskın mekanizmanın çapraz bağ mı yoksa zinciri kırma mı olduğuna bağlıdır. Çapraz bağlama baskın mekanizma olduğunda, mevcut zincir segmentleri arasındaki bağlantı daha sert hale gelir ve sonuç olarak yapısal ağın yoğunluğu artar. Son olarak, malzeme daha sert hale gelir. Zincirin kırılması baskın mekanizma olduğunda, zincirler arasındaki bağlantı zayıflar ve malzeme daha yumuşak hale gelir (P. N. Eleni, Krokida, Polyzois, Gettleman, & Bisharat, 2011).

Akışkan bir polimer olan silikon, pigment ile zayıf moleküler etkileşime sebep olan düşük koheziv enerjiye sahiptir. Silikondaki renk değişimine küçük partiküllerin bir araya gelmesi veya büyük partiküllerin çökmesi neden olur (dos Santos et al., 2010). Protezin renk değişikliğinin polimerik zincirlerdeki kimyasal değişikliklerden veya UV'ye duyarlı pigmentlerin bozulmasından kaynaklandığı bildirilmiştir (Beatty, Mahanna, Dick, & Jia, 1995). UV radyasyonu, güneş ışığı spektrumunun çok küçük bir aralığını içermesine rağmen, renklendiriciler ve polimerlerin önemli ölçüde bozulmasından sorumludur (P. N. Eleni, 2008).

Bu sebeple silikonların, polimer yapıyı UV ışınlarına karşı koruyan maddeler ile modifiye edilmesi ile ilgili çalışmalar yapılmıştır (Bangera & Guttal, 2014; dos Santos, Goiato, Moreno, Pesqueira, & Haddad, 2011; Han, Powers, & Kiat-amnuay, 2013). Bu çalışmalarda bazı ticari inorganik opaklaştırıcıların ve organik UV ışık emicilerin silikon yapısına ilave edilmesi sonrası yapay veya doğal eskitme şartlarında renk ve mekanik özelliklerindeki değişimin değerlendirilmesi yapılmıştır (C. J. Andres et al., 1992; Haug, Andres, Munoz, & Okamura, 1992). Maksillofasiyal silikon elastomerlerin çeşitli UV koruyucu materyaller ile modifiye edilerek UV ışınlarının olumsuz etkilerinin azaltılması üzerine çalışmalar devam etmektedir.

2.3. Polimerler

Karbon zinciri polimerleri için, her zincirin iskeleti bir karbon atomları dizisidir. Çoğu zaman, her bir karbon atomu her iki taraftaki iki bitişik karbon atomuna tek başına bağlanır ve aşağıdaki gibi iki boyutta şematik olarak gösterilir:



Şekil 2.1. Polimer karbon zinciri

Kalan her iki değerlik elektron için, karbon atomuna zincire bitişik konumlandırılmış atomlar veya radikaller bağlanabilirler. Zincir ve yan çift bağlar da mümkündür. Bu uzun moleküller, zincir boyunca art arda tekrarlanan ve tekrar birimleri adı verilen yapısal oluşumlardır. Monomer terimi, bir polimerin sentezlendiği küçük molekülü ifade eder. Bir tekrar birimi de bazen ‘mer’ olarak adlandırılır. Mer, ‘parça’ anlamına gelen Yunanca meros kelimesinden gelir; polimer terimi ‘birçok mer’ anlamında türetilmiştir (Callister & Rethwisch, 2018). Her molekül içinde atomlar, kovalent atomlar arası bağlarla birbirine bağlanır.

2.3.1. Polimerlerin kimyasal yapısı ve terimler

Polimer içinde tekrarlayan küçük birim, tek bir atom olabileceği gibi atom grubu da olabilir. (Treloar, 1970). Polimerlerin çoğunda tekrarlayan birim, atom gruplarının uygun şekilde

birleşmeleriyle elde edilir. Bir zincir boyunca tekrarlayan birimlerin tümü aynı tipte olduğunda, ortaya çıkan polimere ‘homopolimer’ denir. Zincirler, iki veya daha fazla farklı tekrar biriminden oluştuysa ‘kopolimerler’ olarak adlandırılır.

2.3.2. Molekül ağırlığı

Polimer molekülünün ağırlığı, fiziksel özellikleri etkileyen bir birimdir. Yüksek molekül ağırlıklı bir polimer yüksek yumuşama ve erime noktasına sahiptir. Kimyasal yapı aynı olmasına rağmen yüksek ağırlıklı molekül içeren polimer ve düşük ağırlıklı molekül içeren polimerin fiziksel özellikleri farklıdır (KJ, 2003; Powers JM, 2006; Zaimoğlu A, 1993).

Bir polimerin molekül ağırlığı, zincir sayısına ve boyutuna da bağlıdır. Bir polimerin ortalama zincir boyutunu ifade etmenin alternatif bir yolu, bir zincirdeki ortalama tekrar birimi sayısını temsil eden polimerizasyon derecesidir (Callister & Rethwisch, 2018). Polimerin molekül ağırlığı; tekrarlayan birimin molekül ağırlığıyla polimerizasyon derecesinin çarpımına eşittir. Yüksek molekül ağırlığına sahip oluşlarından ileri gelen yüksek viskozite, elastik (sünebilme), plastik (şekil verilebilme, kalıplanabilme) özellikleri polimerlerin başlı başına bir bilim dalı olarak incelenmesini gerekli kılmıştır. Bu özellikler, polimerlerin aynı zamanda malzeme olarak kullanılabilmelerine de imkan sağlamaktadır (VAHAPOĞLU, 2013).

Pek çok polimer özelliği, polimer zincirlerinin uzunluğundan etkilenir. Örneğin, erime veya yumuşama sıcaklığı artan moleküler ağırlık ile artar (yaklaşık 100,000 g / mol’ e kadar). Oda sıcaklığında, çok kısa zincirli polimerler (100 g / mol düzeyinde moleküler ağırlıklara sahip) genellikle sıvı halde olacaktır. Yaklaşık 1000 g / mol moleküler ağırlığa sahip olanlar, mumsu katılar (parafin mumu gibi) ve yumuşak reçinelerdir. Burada en çok ilgi gören katı polimerler (bazen yüksek polimerler olarak adlandırılır), genellikle 10000 ile birkaç milyon g / mol arasında değişen moleküler ağırlığına sahiptir. Bu nedenle, aynı polimer malzeme, farklı bir moleküler ağırlık ile üretilirse, oldukça farklı özelliklere sahip olabilir. Molekül ağırlığına bağlı diğer özellikler arasında elastik modül ve dayanıklılık vardır (Callister & Rethwisch, 2018).

Küçük molekül ağırlıklı maddelerle makromoleküllerin bir karşılaştırmasını yaparsak aralarında çok büyük farklar olduğunu görürüz. Küçük moleküllü maddeler homojen bir

madde yapısına sahiptir. Tüm molekülleri aynı özellikte ve aynı molekül ağırlığındadır. Makromoleküller de ise bu özellikten söz edilemez. Homojen madde yapısına sahip değildir. Tüm polimer molekülleri aynı molekül ağırlığına sahip olmayıp farklı molekül ağırlığındadır. Kesin bir molekül ağırlığı yerine ortalama bir molekül ağırlığı söz konusudur. Küçük molekül maddelerin erimiş hali düşük viskoziteye sahip iken polimerlerin erimiş hali yüksek viskoziteye sahiptir. Erimiş halde bulunan doğrusal polimerler normal soğumaya bırakıldığında yumuşama sıcaklığı diyebileceğimiz bir camsı geçiş sıcaklığından sonra katılaşıp ve camsılaşır. Camsı geçiş sıcaklığının yukarısında polimer kauçuk benzeri özellik gösterir. Erimiş bir küçük molekül ağırlıklı maddeyi normal hızla soğutmaya bıraktığımızda ise belli bir sıcaklıkta doğrudan doğruya donma noktasına eriştiğini görürüz (Hazer, 1991).

2.3.3. Moleküler yapısı

Büyük moleküllerden oluşan polimerlerin mekanik davranışları önemli ölçüde molekül yapılarına bağlıdır (VAHAPOĞLU, 2013). Moleküler ağırlığı ve kimyasal yapı yanı sıra polimerin şekli de bir polimeri değerlendirirken önem verilmesi gereken özelliklerden biridir.

Doğrusal (çizgisel) polimerler

Polimerize olabilmek için bir monomer molekülünün iki ya da daha fazla fonksiyonu olması gereklidir. Bunun anlamı, molekülün iki veya daha fazla reaktif gruplara (hidroksil, amino asidi, di veya poli-alkol, di-amino asidi gibi) sahip olmasıdır. İki fonksiyonlu monomerde reaktif gruplar, molekülün iki ucunda yer alır. Bu durum zincirlere bir doğrultuda hareket kolaylığı verir. Bu tür polimerlere molekül dizilişinden dolayı “lineer polimerler” denir. Zincir doğrultusundaki bağlar kuvvetli bağlar olduğu halde, yanal doğrultudaki zıt zincirler birbirlerine ancak ikinci derecede zayıf çekim kuvvetleri ile bağlıdırlar (VAHAPOĞLU, 2013). Doğrusal yapılarla oluşan yaygın polimerlerden bazıları polietilen, poli (vinil klorür), polistiren, poli (metil metakrilat), naylon ve florokarbonlardır.

Dallanmış polimerler

Yan dal zincirlerinin ana zincire bağlanmasıyla oluşan polimere “dallanmış polimer” denir (Callister & Rethwisch, 2018). Bu tip dallı zincirlerin hareket kabiliyetleri düz zincirlere kıyasla daha azdır. Doğrusal yapıdan oluşmuş polimerler de dallanmış olabilir. Ana zincirin

parçası gibi görünen yan dallar, polimer sentezi sırasında meydana gelen yan reaksiyonlardan kaynaklanabilir (Callister & Rethwisch, 2018).

Çapraz bağlı polimerler

Çapraz bağlı polimerler, bitişik doğrusal zincirlerin kovalent bağlarla çeşitli pozisyonlarda birbirine bağlanmasıyla oluşurlar. Çapraz bağlanma süreci polimerin sentezi sırasında veya geri dönüşümsüz kimyasal reaksiyonlar sonucunda oluşur. Çoğunlukla, atomların ya da moleküllerin zincire kovalent bağlarla eklenmesiyle gerçekleştirilir. Kauçuk (rubber) elastik materyallerin çoğu çapraz bağlı polimerlerdir ve elastik materyallerin çapraz bağlanma işlemine “vulkanizasyon” denir.

Ağ polimerler

Üç veya daha fazla aktif kovalent bağa sahip çok fonksiyonlu polimerler, üç boyutlu ağları oluştururlar. Gerçekte, yüksek oranda çapraz bağlanmış bir polimer, bir ağ polimeri olarak da sınıflandırılabilir. Bu malzemelerin kendine özgü mekanik ve termal özellikleri vardır. Epoksiler, poliüretanlar ve fenol-formaldehit ağ polimerler grubuna aittir. Polimerler genellikle tek bir yapısal tipte değildir. Örneğin, ağırlıklı olarak doğrusal bir polimer, sınırlı dallanma ve çapraz bağlanmaya sahip olabilir (Callister & Rethwisch, 2018).

Polimerler, artan sıcaklık karşısında gösterdikleri özelliklere göre termosetler (ısıyla sertleşen polimerler) ve termoplastikler (ısıtıldıklarında yumuşayan, soğutulduklarında tekrar sertleşen) olarak iki alt gruba ayrılır (William, 2014).

Polimerin yüksek sıcaklıklarda mekanik kuvvetlere tepkisi, baskın moleküler yapısı ile ilişkilidir. Termoplastikler ısıtıldığında yumuşar (ve sonunda sıvılaşır) ve soğutulduğunda sertleşir - tamamen tersine çevrilebilir ve işlemler tekrarlanabilir. Moleküler düzeyde, sıcaklık yükseldikçe, ikincil bağlanma kuvvetleri azalır (artan moleküler hareketle), böylece bir stres uygulandığında bitişik zincirlerin göreceli hareketi kolaylaştırılır. Geri döndürülemez bozunma, erimiş bir termoplastik polimer çok yüksek bir sıcaklığa yükseltildiğinde ortaya çıkar. Ek olarak, termoplastikler nispeten yumuşaktır. Doğrusal polimerlerin çoğu ve esnek zincirleri olan bazı dallı yapılara sahip olanlar termoplastiktir.

Yaygın termoplastik polimerlerin örnekleri arasında polietilen, polistiren, poli- etilen tereftalat ve poli- vinil klorür yer alır (William, 2014).

Termoset polimerler, ağ yapıdaki polimerlerdir. Oluşumları sırasında kalıcı olarak sertleşirler ve sıcaklık ile yumuşamazlar. Ağ polimerleri, bitişik moleküler zincirler arasında kovalent bağlara sahiptir. Yüksek sıcaklıkta bu bağlar, vibrasyon ve rotasyon hareketlerine karşı direnmek için zincirlerin birbirine tutunmasını sağlar, böylece materyaller ısıtıldığında yumuşamazlar. Aşırı sıcaklığa maruz bırakılırsa, bu çapraz bağların kopmasına ve polimerin bozulmasına neden olur. Termoset polimerler, termoplastiklere göre daha sert ve sağlam, daha iyi boyutsal kararlılığa sahiptir (Callister & Rethwisch, 2018).

2.3.4. Polimerizasyon tipleri

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 polimerizasyonlardır (Powers JM, 2006).

İlave tip polimerizasyon

İki molekülün birleşerek daha büyük bir üçüncü molekül oluşturmaya “ilave reaksiyon” denir. İlave tip polimerizasyonda, reaksiyon sonucu artık bir ürün oluşmadığı için kitlenin polimerizasyonu sonucunda materyalde büzülme görülmez. İlave tip polimerizasyon, monomerle tekrar polimerize olabilecek reaktif grupların oluşması ile karakterizedir (John, 1999). Ortamdaki monomer bitene kadar hiç durmadan devam eder. Tepkimeyi kontrol etmek kolay değildir (John, 1999; KJ, 2003).

İlave tip polimerizasyon, kondenzasyon polimerizasyonu ile kıyaslandığında, daha büyük moleküller meydana getirir. İlave polimerizasyonda bileşikte değişiklik yoktur. Makromoleküller bileşimin yapısını değiştirmeyecek, polimerle aynı kimyasal yapıya sahip monomerlerden oluşmaktadır (KJ, 2003; Öztürk, 2009).

Kondanse tip polimerizasyon

Kondanse tip reaksiyon iki veya daha çok molekülün kimyasal reaksiyonla daha büyük bir makromolekül oluşturmaktır. Bu tip polimerizasyonun ilave tip polimerizasyondan farkı, ana bileşimin farklı moleküllerden oluşması ve sonuç olarak ana ürünün yanında alkol, su, halojen asitleri veya amonyak gibi yan ürünlerin ortaya çıkmasıdır (Zaimoğlu A, 1993).

2.4. Maddenin Fiziksel Özellikleri

Fiziksel özellikler, bir materyalin çevre koşullarındaki değişikliklere karşı nasıl bir tepki vereceğini gösterir.

1. Mekanik Özellikler
 - a) Gerilim (Stres)
 - b) Zorlama ya da Gerilme (Strain)
 - c) Elastikiyet Modülü
 - d) Oranlılık Sınırı ve Deformasyon Sınırı
 - e) Kopma Dayanıklılığı
 - f) Uzama Yüzdesi
 - g) Elastikiyet
 - h) Katılık, Tokluk
 - i) Sertlik
2. Elektriksel özellikler
3. Isısal özellikler

2.4.1. Mekanik özellikler

Gerilim (stres)

Materyale kuvvet uygulandığında dış kuvvetlere karşı direnç gösterir. Uygulanan kuvvet bir alan üzerinde dağılır. Uygulanan kuvvetin alana oranı gerilim değerini verir (William J O'Brien, 2002; Zaimoğlu A, 1993).

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

$$S = F / A$$

(2.1)

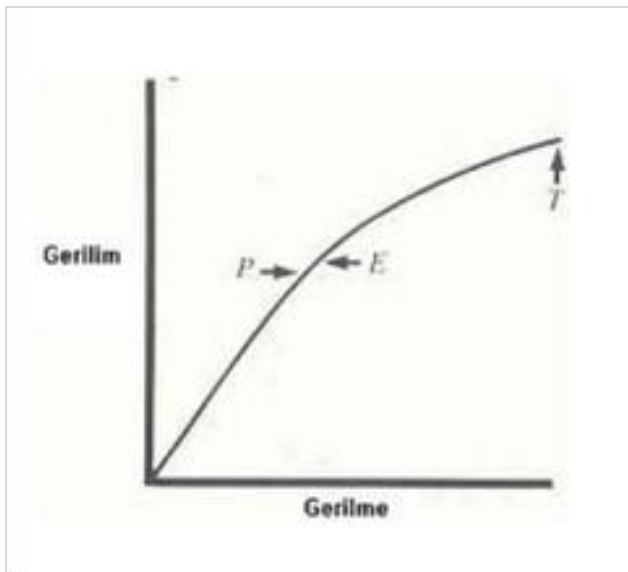
Gerilim genellikle megapascal veya N / mm^2 birimleri ile ifade edilir. ($1 \text{ MPa} = 10^6 \text{ Pa} = 150 \text{ psi}$) ($1 \text{ MPa} = 1 \text{ N/mm}^2 = 10,197 \text{ kg/cm}^2$). Materyale kuvvet uygulandığında 3 tip gerilim oluşur. Bu gerilim sıkışma tarzındaysa sıkıştırma gerilimi-basma gerilimi, çekme tarzındaysa çekme uzama gerilimi, makaslama tarzındaysa “ makaslama-kayma gerilimi ” denir. Materyale gelen gerilim bu değerleri aşarsa yapı başarısız olacaktır. Bu yüzden dayanıklılık değerlerinin bilinmesi önemlidir (Craig, 2004; W.J. O'Brien, 2002; Zaimoğlu A, 1993).

Zorlama ya da Gerilme (Strain)

Materyale kuvvet uygulandığında materyalin boyunda meydana gelen değişim miktarına “gerilim” denir. Her materyal kendisine kuvvet uygulandığı zaman belli bir deformasyona uğrar. Gerilim ya da zorlama, bir ölçü birimi değildir. Gerilim, aşağıdaki formüle göre hesap edilir (Craig, 2004; William J O'Brien, 2002).

$$\text{Gerilim} = \frac{\text{Son boyut} - \text{İlk boyut}}{\text{İlk boyut}}$$

(2.2)



Şekil 2.2. Gerilim–gerilme grafiği

Şekil 2.2’deki gerilim-gerilme grafiğinde, P noktasına kadar gerilim ve gerilme arasında doğrusal bir ilişki vardır. Gerilimdeki fazla bir artış T noktasında materyal kırılana kadar, gerilmeye büyük miktarlarda orantısal bir artışa neden olur. T noktasına eşlik eden gerilim kırma gerilimidir. Çekme (germe) testinde çekme gerilimini sıkışma testinde ise sıkışma 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 olana kadar dayandığı maksimum gerilimdir (Zaimoğlu A, 1993).

Elastikiyet modülü

Elastik sınırlar içerisinde gerilimin / gerilmeye oranı elastikiyet modülünü verir. Materyalin sertliğinin ölçümünde kullanılır. Materyalin esnek olabilmesi elastikiyet modülünün düşük olmasına bağlıdır (Craig, 2004; W.J. O'Brien, 2002; Zaimoğlu A, 1993).

$$E. M = \frac{\text{Gerilim}}{\text{Gerilme}} \quad (2.3)$$

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 ise 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 (Craig, 2004; W.J. O'Brien, 2002).

Kopma dayanıklılığı

Materyale uygulanan kuvvet fazlaştıkça kırılma ve kopmalar meydana gelir. Bu noktadaki değer kopma dayanıklılığını verir. Oluşan gerilim çekme şeklindeyse gerilme direnci, sıkıştırma şeklindeyse sıkışma direnci , makaslama şeklindeyse makaslama direnci olarak adlandırılır (Craig, 2004; W.J. O'Brien, 2002).

Uzama yüzdesi

Materyal sıkışma veya çekme gerilimine maruz kaldığında, ilk boyutuna göre meydana gelen değişim miktarının yüzde olarak ifadesidir (Craig, 2004).

Elastikiyet

Bir maddeyi daimi deformasyona uğratmak için gerekli enerji miktarıdır (Craig, 2004; W.J. O'Brien, 2002).

Katılık, tokluk

Bir maddenin koparılabilmesi için gereken enerji miktarıdır (Craig, 2004; W.J. O'Brien, 2002).

Sertlik

Bir materyal elmas gibi sert materyallerin delmesi ve çizmesine karşı direnç gösterebiliyorsa o materyal sert olarak nitelendirilir. Sertlik materyalin delmeye karşı gösterdiği dirençtir (Craig RG, 2002; Craig, 2004; W.J. O'Brien, 2002; Zaimoğlu A, 1993) . Yüzey sertliğinin ölçülmesinde kullanılan birçok yöntem mevcuttur. Bunlar; Brinnell, Rockwell, Vickers, Knoop, Shore ve Borcol 'dur. Kullanılacak yöntem materyalin cinsine bağlıdır (Craig RG, 2002; W.J. O'Brien, 2002; A. Zaimoğlu et al., 1993). 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 (Craig RG, 2002; W.J. O'Brien, 2002). Maksillofasiyal protez silikonlarının yüz dokularını taklit edebilmesi için kabul edilen sertliğinin 25-35 Shore-A olması gerektiği kabul edilmiştir (Lewis & Castleberry, 1980).

Maksillofasiyal materyallerin insan dokularını taklit edebilmeleri için, fiziksel ve mekanik özelliklerinin dokularla kıyaslanabilir özellikte olması istenir (Al-Harbi, Ayad, Saber, ArRejaie, & Morgano, 2015). Başarılı bir maksillofasiyal materyalinin yüksek gerilme, yırtılma, uzama ve sertlik direnci olması gerekir. Yırtılma direnci, protezin çıkartılması sırasında yırtılmaların önlenmesi açısından ayrıca protezin fasiyal dokularla birleştiği ince

kenarlarının yırtılmalara karşı dirençli olması gerekliliğinden dolayı, klinik olarak önem taşır. Maksillofasiyal protezlerin gerilme ve uzamaya karşı direnci fasiyal kaslarla beraber hareket edebilmesini sağlar. Uzama yüzdesi, protezin esneklik özelliğini verir ve protezin fasiyal hareketlere uyum sağlamasına olanak verir. Sertlik; protezin delinmelere ve çiziklere karşı olan dayanıklılığını belirler (Sakaguchi & Powers, 2012). İdeal bir protez materyalinin istenen fiziksel ve mekanik özelliklere sahip olmasının yanı sıra kullanım esnasında bu özellikleri koruyabilmesi beklenir.

Bu tez çalışmasının amacı, maksillofasiyal silikonların renk stabilitesine katkı sağladığı deneysel olarak görülmüş bir ultraviyole (UV) koruyucu olan 2-etilheksil salisilatın, maksillofasiyal protez yapımında kullanılan baz/katalizör oranları birbirinden farklı 3 çeşit maksillofasiyal protez silikonuna; %1, %2 ve %5 olmak üzere 3 farklı oranda ilave edilmesinin silikonların mekanik özellikleri üzerine etkisini incelemektir. Çalışmanın hipotezi; 2-etilheksil salisilat ilavesinin çalışmada test edilen 3 farklı maksillofasiyal silikon elastomerin mekanik özelliklerinde değişikliğe yol açmayacağıdır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmanın amacı, maksillofasiyal silikonların renk stabilitesine katkı sağladığı deneysel olarak görülmüş bir ultraviyole (UV) koruyucu olan 2-etilheksil salisilatın (Turhan Bal, Bankoğlu Güngör, Karakoca Nemli, Aydın, & Arıcı, 2021; Bankoğlu Güngör, Karakoca Nemli, Turhan Bal, & Arıcı, 2021), maksillofasiyal protez yapımında kullanılan baz/katalizör oranları birbirinden farklı 3 çeşit silikona 3 farklı oranda ilave edilerek, silikonların mekanik özellikleri üzerine etkisini incelemektir.

3.1. Çalışmada Kullanılan Materyaller

Çalışmada baz/katalizör oranları birbirinden farklı 3 çeşit silikon materyali kullanılmıştır.

Çalışmada kullanılan silikonlar ve içerikleri Çizelge 3.1’de gösterilmiştir.

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan materyallerin markası, üretici firmaları ve üretim kodları

Materyal	Yapısal özellikler	Katalizör oranı	Marka-Üretici firma	Ürün parti numarası
Maksillofasiyal silikon	Isıyla vulkanize olan (HTV)	10:1	M511; Technovent Ltd.	B20ZHK
Maksillofasiyal silikon	Isıyla vulkanize olan (HTV) & Oda ısıyla vulkanize olan (RTV)	9:1	Teksil S-25; Technovent Ltd.	B20H
Maksillofasiyal silikon	Isıyla vulkanize olan (HTV) & Oda ısıyla vulkanize olan (RTV)	1:1	A-2000; Factor II,inc.	F 90684-2LB
Maksillofasiyal Renk pigmentleri	Renk pigmenti	-	Spectromatch Ltd. QuickWeigh LSR	White:203 Light Grey:202 Red:204 Ochre:211
Ultraviyole koruyucu	2-etilheksil salisilat	-	Sigma-Aldrich	BCBN1923V

Çalışmada test edilen maksillofasiyal silikon elastomerler; polivinilsiloksan yapıda, platin katalize, ilave polimerizasyon mekanizmasına sahiptir. Silikon elastomerlerin üçü de polimerizasyon sonrası benzer Shore A sertliği gösteren ve yüz protezlerinde kullanım amacıyla üretilmiş materyaller olup baz/katalizör oranı, polimerizasyon ısısı ve süresi açısından farklılık göstermektedirler (Resim 3.1).



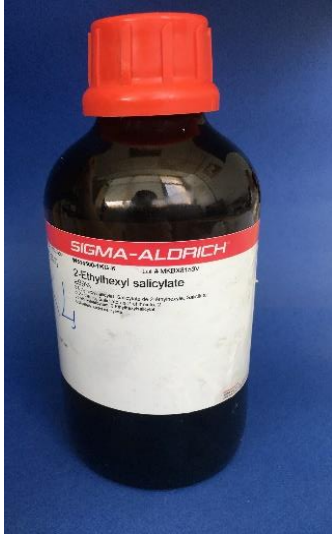
Resim 3.1. Çalışmada kullanılan silikonlar

Maksillofasiyal silikonların klinik kullanım koşullarını taklit edebilmek amacıyla silikon yapısının içerğine deri rengini taklit edecek şekilde dört farklı silikon pigmenti (beyaz, açık gri, kırmızı, koyu sarı) (QuickWeigh LSR; Spectromatch Ltd., Bath, Birleşik Krallık) karıştırıldı (Resim 3.2).



Resim 3.2. Kullanılan silikon renk pigmentleri

Elde edilen renklendirilmiş silikon kitlesine %1, %2 ve %5 olmak üzere 3 farklı oranlarda “2-etilheksil salisilat” (UV-ES, 2-Ethylhexyl salicylate; Sigma-Aldrich) (Resim 3.3) ilavesi yapılarak kontrol grubu ile beraber her materyal için 4 deney grubu oluşturuldu.



Resim 3.3. 2-etilheksil salisilat

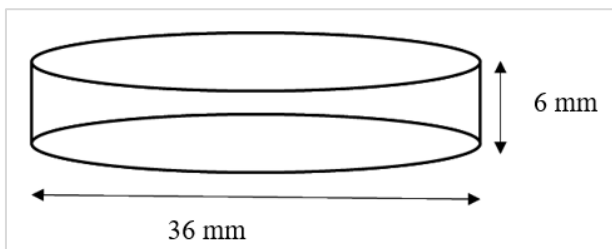
Sertlik, gerilme direnci ve uzama yüzdesi, yırtılma direnci testleri örneklerini hazırlamak için öncelikle her örnek grubunun mum replikası hazırlandı. Mum replikalar, örnek boyutlarında hazırlanan metal kalıpların içine dental mum (Polymax, Bilkim chemical company, İzmir, Türkiye) eritilip dökülmesi yoluyla elde edildi.

Mum replikalar tip 4 alçı (Cerestone, Extra Hard Dental Plaster, Türkiye) içine gömülüp mum atımı yapılarak örneklerin negatif alçı kalıpları hazırlandı.

3.2. Silikon Örneklerin Test Grupları Grupları

3.2.1. Sertlik testi

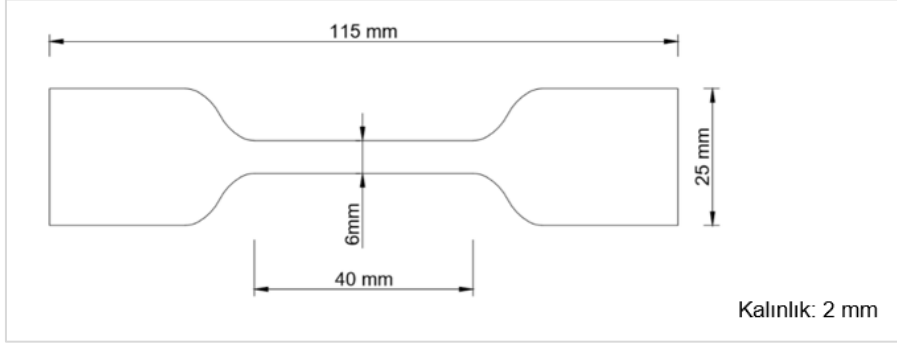
Sertlik testi için ASTM D2240-05:2010 [61] numaralı standardında belirtilen örnek özellikleri göz önüne alınarak 6 mm kalınlığında ve 36 mm çapında disk şeklinde örnekler hazırlandı.



Şekil 3.1. Sertlik testi için örnek boyutları

3.2.2. Gerilme direnci ve uzama yüzdesi testi

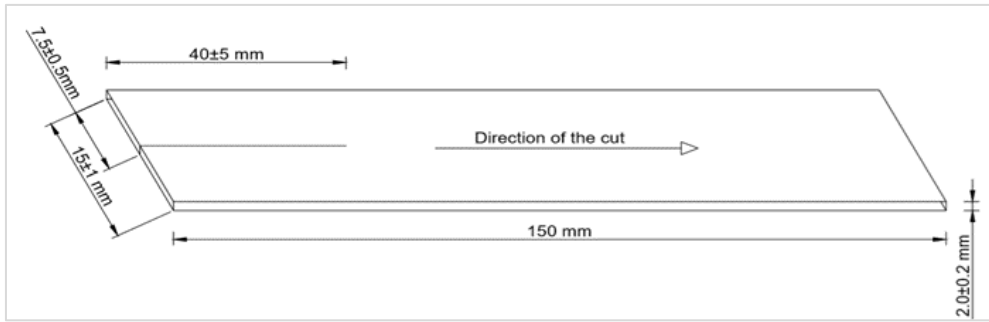
Gerilme dayanıklılığı testi için vulkanize lastikler ve termoplastik elastomerler için kopma dayanıklılığının test edilmesini anlatan ASTM D412:2006 [62] numaralı standardında belirtilen boyutlarda örnekler hazırlandı.



Şekil 3.2. Gerilme testi için örnek boyutları

3.2.3. Yırtılma dayanıklılığı ve uzama yüzdesi testi

Yırtılma dayanıklılığı testi; vulkanize lastikler ve termoplastik elastomerler için kopma dayanıklılığının test edilmesini anlatan standart ASTM D624:2007 [63] numaralı standardında belirtilen boyutlarda örnekler hazırlandı.



Şekil 3.3. Yırtılma dayanımı testi için örnek boyutları

3.3. Silikon Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada test edilen maksillofasiyal silikon elastomerler; baz/katalizör oranı, polimerizasyon ısısı ve süresi açısından farklılık göstermektedirler. Her bir materyal, üretici önerileri doğrultusunda hazırlandı. Buna göre; M511 Addition (Platinum) Silicone Rubber

10/1, A-2000 Silicone Elastomer 1/1 ve Teksil S-25 9/1 baz katalizör oranında tartıldı (Resim 3.4).



Resim 3.4. Hassas tartı

Baz ve katalizör homojen bir karışım elde edilene kadar temiz bir yüzey üzerinde spatül ile karıştırıldı (Resim 3.5).



Resim 3.5. Temiz yüzey üzerinde silikon materyalinin karıştırılması

Maksillofasiyal silikonların klinik kullanım koşullarını taklit edebilmek amacıyla, silikon yapısına deri rengini taklit edecek şekilde silikon renk pigmentleri (beyaz, açık gri, kırmızı, koyu sarı) eşit oranda eklenerek toplam ağırlığın %10'u kadar renk pigmenti ilave edildi. Renk pigmentleri silikon ile homojen bir karışım elde edilene kadar karıştırıldı.

Silikon ve pigment karışımı 4 çalışma grubu için hazırlandı. Buna göre; ağırlıkça %1, %2 ve %5 oranında “2-etilheksil salisilat” (UV koruyucu) içeren ve 2-etilheksil salisilat içermeyen kontrol grubu oluşturuldu. UV koruyucu ve pigment ilave edilmesinden sonra silikon kitlesi hava kabarcıksız, homojen bir karışım elde etmek için vakumlu karıştırıcıda karıştırıldı. Standartlara uygun metal kalıpların boyutlarında muflalar hazırlanarak, bu muflalar içine tip 4 (Cerestone, Extra Hard Dental Plaster, Türkiye) alçı döküldü. Alçının üstüne standartlara uygun hazırlanan mum örnekler yarısına kadar alçının içinde kalacak şekilde yerleştirildi. Alçı sertleştikten sonra, üzerine ayırıcı solüsyon (lak) sürülerek muflanın üst parçası yerleştirildi ve kalan alçı döküldü. Alçı tamamen sertleştikten sonra kalıp ikiye ayrılarak, sıcak su yardımıyla mum atımı dediğimiz mumun kalıptan uzaklaştırılmasını sağlayan işlem gerçekleştirildi. Elde edilen silikon karışım, alçı kalıp içindeki negatif boşluklara yerleştirildi. Silikon karışımlarının alçı kalıplardaki negatif boşluklara yerleştirilmesi, küçük spatül ve fırçalar yardımıyla yapıldı.

Silikon yerleştirilen kalıplar yerleştirme esnasında oluşabilecek hava kabarcıklarının yüzeye çıkabilmesi için 10 dakika bekletildikten sonra üst parçası kapatılıp basınç altında polimerizasyonları yapıldı. Polimerizasyon süresi ve ısısı her bir silikon için üretici talimatlarına göre uygulandı. Buna göre; M511 Addition (Platinum) silikon elastomer 10/1 baz katalizör oranında karıştırılıp 100 santigrat derece fırında 1 saat, A-2000 silikon elastomer 1/1 baz katalizör oranında karıştırılıp 100 santigrat derece fırında 3 saat ve Teksil S-25 silikon elastomer 9/1 baz katalizör oranında karıştırılıp 100 santigrat derece fırında 2 saat polimerize edildi. Polimerizasyon süreleri sonunda kalıplar fırından çıkarılıp oda sıcaklığına gelene kadar kendi kendine soğuması beklenildi.

Alçı kalıplar açılarak içinden silikon örnekler çıkarılıp alçı ve alçı ayırıcı atıkların temizlenmesi için su altında yıkandı. Örnek kenarlarındaki fazla silikonlar bistüri ile kesilerek uzaklaştırıldı. Silikon örnekler incelendi ve yapısında hava boşluğu, eksiklik ve şekil bozukluğu gibi mekanik özellikleri etkileyecek defektleri olan örnekler çalışmaya dahil edilmedi. Bu örnekler tekrar hazırlandı.

Test edilecek örnekler ultrasonik temizleme cihazında (Eurosonic Energy; Euronda Spa) (Resim 3.7), 5 dk boyunca temizlendi. Örnekler, testlerden önce kurutularak ışık görmeyen ortamda 24 saat bekletildi.

3.4. Test Ölçümleri

3.4.1. Silikon örneklerin sertlik testi ölçümünün yapılması

Silikon örneklerin yüzey sertliği lastiklerin ve yumuşak plastiklerin sertlik ölçümünde kullanılan, dijital bir Shore A durometre ölçüm cihazı (PCE DD-A Shore A Durometer cihazı (PCE Instruments, GmbH, Almanya) (Resim 3.9) kullanılarak ölçüldü.

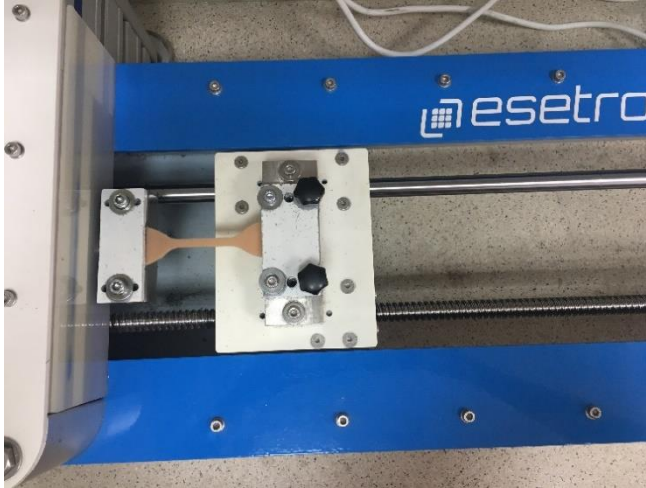
Sertlik değerleri 0-100 arasında değişen Shore A birimi ile ifade edilmektedir. Delici uç materyalin yüzeyini tamamen geçmişse 0, hiç delmemişse 100 değerini gösterir ve değerin yüksek olması materyal sertliğinin yüksek olduğunu gösterir.



Resim 3.8. PCE DD-A Shore A Durometer cihazı (PCE Instruments, GmbH, Almanya)

3.4.2. Silikon örneklerin gerilme dayanımı testi ölçümlerinin yapılması

Örnekler her iki ucundan yaklaşık 25 mm mesafe bırakılarak simetrik olacak şekilde universal test cihazının (Esetron Smart Robotechnologies, Universal Test Cihazı, Ankara, Türkiye) kavrayıcı uçlarına sabitlendi. Limitlenen yük 500N, hız 500 mm/dk ayrılma hızı ile gerilim uygulandı. Örnek kopmadan önceki en yüksek yük Newton cinsinden kaydedildi ve standartta belirtilen formül kullanılarak “Gerilme dayanıklılığı” MPa cinsinden hesaplanmıştır.



$$T = F / A$$

T: Yırtılma direnci ve uzama yüzdesi (MPa)

F(xxx) = Uzama kuvveti

A = Örneğin yüzey alanı m²

Resim 3.9. Gerilme uzama yüzdesi deneylerinin yapıldığı test cihazı

Uzama yüzdesi silikon örnekler çekme kuvveti uyguladığında kopma olduktan sonra, ilk boyutuna göre materyalde meydana gelen uzamanın yüzdesi olarak ifade edilir. Çalışmada örneğin koptuğu an, test cihazının kavrayıcı uçları arasındaki mesafe kaydedilerek “Uzama yüzdesi” standartta belirtilen formül kullanılarak hesaplandı.

3.4.3. Silikon örneklerin yırtılma dayanımı testi ölçümlerinin yapılması

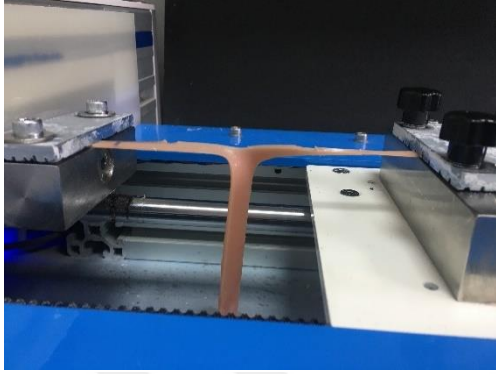
Örneklerin bir ucundan simetrik şekilde 40 mm olacak şekilde bisturi yardımıyla örneklere kesik atıldı.



Resim 3.10. Yırtılma testi örnekleri

Örnekler minimum 25 mm olacak şekilde simetrik şekilde Esetron cihaza yerleştirilip, vidaları sıkıştırarak sabitlendi. Limitlenen maksimum yük 500N, hız 50 mm/dk' ya

ayarlanarak test gerçekleştirildi. Örneğin yırtılmadan önceki en yüksek yük Newton cinsinden kaydedildi ve standartta belirtilen formül kullanılarak “Yırtılma dayanıklılığı” MPa cinsinden hesaplandı.



$$T=F/d$$

T: Yırtılma direnci

F: Maksimum kuvvet

d: Örneğin kalınlığı

Resim 3.11. Yırtılma testi uygulaması

3.5. İstatistik Analiz

Çalışmada elde edilen verilerin istatistik analizleri bir istatistik paket programı (IBM SPSS ver 23.0 ve JASP ver 0.12) kullanılarak yapıldı. Analiz edilen tüm parametreler için tanımlayıcı istatistikler ortalama $\pm$ standart sapma ($ort \pm ss$) olarak sunuldu. Verilerin normal dağılıma uyum gösterip göstermediği Shapiro-Wilk testi ile incelendi. Varyansların homojenliği Levene testi ile değerlendirildi.

Maksillofasiyal silikon türü ve içerdikleri ultraviyole koruyucu oranlarının; sertlik, gerilme direnci, uzama yüzdesi ve yırtılma direnci parametreleri üzerindeki etkisi faktöriyel ANOVA ile incelendi. Faktöriyel ANOVA sonucunda farklılık bulunması halinde farklılığı yaratan grupların araştırılmasında varyansların homojenliği sağlanıyorsa Tukey çoklu karşılaştırma testi sağlanmadığı durumda ise Games-Howell çoklu karşılaştırma testi kullanıldı. Ultraviyole koruyucu oranlarında farklılığı yaratan grubun araştırılmasında, kontrol grubu olduğu için Dunnett çoklu karşılaştırma testi kullanıldı. İstatistiksel anlamlılık düzeyi olarak $P < 0,05$ olarak kabul edildi.

4. BULGULAR

4.1. Sertlik Testi Bulguları

Sertlik testi verilerinin normal dağılıma uyum gösterip göstermediği $n < 50$ olduğu için Shapiro-Wilk uyum iyiliği testi ile incelendi. Her bir silikon türü-ultraviyole koruyucu oranı alt grubu için bulunan p değerleri belirlenen 1. tip hata değerinden büyük olduğu için verilerin normal dağılıma uyum gösterdiği görüldü.

Sertlik testi için, varyansların homojenliği varsayımının sağlanıp sağlanmadığı Levene testi ile test edildi. Levene testi sonucuna göre varyanslar homojen bulundu ($F(11,108)=1,117$, $P=0,079$).

Normallik ve varyansların homojenliği varsayımı sağlandığı için maksillofasiyal silikon türlerinin ve ultraviyole koruyucu oranlarının, sertlik değeri üzerindeki etkisi faktöriyel ANOVA ile araştırıldı ve sonuçları Tablo 4.1.'de verildi. Buna göre maksillofasiyal silikon türünün, ultraviyole koruyucu oranının ve her ikisinin birlikte sertlik üzerinde etkisi istatistik olarak anlamlı bulundu ($P < 0,001$).

Çizelge 4.1. Maksillofasiyal silikon türünün ve ultraviyole koruyucu oranlarının sertlik üzerindeki etkisinin incelenmesi

Değişim Kaynağı	Serbestlik derecesi	Kareler Toplamı	Kareler Ortalaması	F	p
Maksillofasiyal silikon türü	2	2048,267	1024,133	1132,392	<0,001
Ultraviyole koruyucu oranı	3	146,023	48,674	53,82	<0,001
Silikon türü x UV koruyucu oranı	6	70,283	11,714	12,952	<0,001
Hata	108	97,675	0,904	---	---
Toplam	119	2362,248	---	---	---

S= 0,9507, R2=%95,9, Düzeltmiş R2=%95,4

Faktöriyel ANOVA sonucuna göre gruplara ait sertlik değerleri için anlamlı bulunan değişkenlerden farklılık yarattığının tespit edilmesi çoklu karşılaştırma testleri ile yapıldı. Maksillofasiyal silikon türü* UV koruyucu oranı etkileşiminin (Maksillofasiyal silikon türü ve UV koruyucu oranının birlikte etkisinin) farklılığı yarattığının tespit edilmesi için Tukey çoklu karşılaştırma testleri yapıldı. Gruplara ait ortalama sertlik değerleri ($\pm SS$) ve istatistik karşılaştırmaları Tablo 4.2' de gösterilmektedir.

Çizelge 4.2. Maksillofasiyal silikon türü ve ultraviyole koruyucu oranları için sertlik değerleri

Maksillofasiyal Silikon Türü	Ultraviyole koruyucu oranı			
	Kontrol	%1	%2	%5
	Ort ± SS	Ort ± SS	Ort ± SS	Ort ± SS
M511	21,85±0,85 ABc	22,75±0,88 Ac	22,05±0,95 ABc	20,70±0,67 Bc
Teksil S-25	29,55±0,92 Ab	26,10±0,80 Bb	25,45±0,83 BCb	24,25±0,79 Cb
A-2000	33,10±1,41 Aa	32,40±1,39 Ba	31,85±0,81 Ba	30,40±0,73 Ca
<i>P değeri</i>				
<i>Silikon türü</i>	<0,001			
<i>Ultraviyole Koruyucu Oranı</i>	<0,001			
<i>Silikon türü*Ultraviyole Koruyucu oranı</i>	<0,001			

*Aynı silikon türünde ortak büyük harfe sahip UV koruyucu oranları arasındaki fark istatistik olarak anlamlı değildir (P>0,001).

*Aynı UV koruyucu oranında ortak küçük harfe sahip silikon türlerinin sertlik değerleri arasındaki fark istatistik olarak anlamlı değildir (P>0,001).

M511 maksillofasiyal silikonun farklı oranlarda UV koruyucu içeren gruplarının sertlik değerleri karşılaştırıldığında, en yüksek sertlik değeri %1, en düşük %5 oranında ultraviyole koruyucu içeren grupta tespit edildi. %1 ve %5 oranında UV koruyucu içeren gruplar arasında istatistik olarak anlamlı fark görüldü (P<0,001), diğer oranlarda sertlik değerleri arasındaki farklar anlamlı bulunmadı (P>0,001).

Teksil S-25 silikona farklı oranlarda ultraviyole koruyucu eklendiğinde en yüksek sertlik değerini UV ilave edilmiş gruplar arasında istatistik olarak anlamlı fark gösterecek şekilde kontrol grubu gösterdi (P<0,001). En düşük sertlik değerinin tespit edildiği %5 oranında UV koruyucu içeren Teksil S-25 grubu, %1 ile anlamlı fark gösterdi (P=0,002), %2 ile anlamlı fark göstermedi (P>0,001).

A-2000 silikona farklı oranlarda ultraviyole koruyucu eklendiğinde en yüksek sertlik değerini UV ilave edilmiş gruplar arasında istatistik olarak anlamlı fark gösterecek şekilde kontrol grubu gösterdi (P<0,001). En düşük sertlik değerinin tespit edildiği %5 oranında UV koruyucu içeren grupta diğer gruplardan anlamlı farklılık bulundu (P<0,001).

UV koruyucu içerikleri aynı olan silikon türleri karşılaştırıldığında, kontrol ve tüm 2-etilheksil salisilat içeren gruplarda en yüksek sertliği A-2000 ve en düşük sertliği ise M511

gösterdi. Silikonların sertlik değerleri arasındaki farklar istatistik olarak anlamlı bulundu ($P<0,001$).

4.2. Gerilme Direnci Testi Bulguları

Gerilme direnci verilerinin normal dağılıma uyum gösterip göstermediği $n<50$ olduğu için Shapiro-Wilk uyum iyiliği testi ile incelendi. Her bir silikon türü-ultraviyole koruyucu oranı alt grubu için bulunan p değerleri belirlenen 1. tip hata değerinden büyük olduğu için verilerin normal dağılıma uyum gösterdiği görüldü.

Gerilme direnci verileri için, varyansların homojenliği varsayımının sağlanıp sağlanmadığı Levene testi ile test edildi. Levene testi sonucuna göre varyanslar homojen bulundu ($F(11,108)=1,614$, $P=0,105$).

Normallik ve varyansların homojenliği varsayımı sağlandığı için maksillofasiyal silikon türlerinin ve ultraviyole koruyucu oranlarının, gerilme direnci üzerindeki etkisi faktöriyel ANOVA ile araştırıldı ve sonuçları Tablo 4.3 'te gösterildi. Buna göre maksillofasiyal silikon türünün ($P<0,001$), ultraviyole koruyucu oranının ($P=0,036$) ve her ikisinin birlikte ($P<0,001$) gerilme direnci üzerinde etkisi istatistik olarak anlamlı bulundu.

Çizelge 4.3. Maksillofasiyal silikon türünün ve ultraviyole koruyucu oranlarının gerilme direnci üzerindeki etkisinin incelenmesi

Değişim Kaynağı	Serbestlik derecesi	Kareler Toplamı	Kareler Ortalaması	F	p
Maksillofasiyal silikon türü	2	89,239	44,620	106,046	<0,001
Ultraviyole koruyucu oranı	3	3,716	1,239	2,944	0,036
Silikon türü x UV koruyucu oranı	6	15,624	2,604	6,189	<0,001
Hata	108	45,442	0,421	---	---
Toplam	119	154,021	---	---	---

S= 0,6488, $R^2=70,5$, Düzeltilmiş $R^2=67,5$

Faktöriyel ANOVA sonucuna göre gruplara ait gerilme direnci değerleri için anlamlı bulunan değişkenler farklılık yarattığının tespit edilmesi için çoklu karşılaştırma testleri yapıldı. Maksillofasiyal silikon türü*UV koruyucu oranı etkileşiminin (maksillofasiyal silikon türü ve UV koruyucu oranının birlikte etkisinin) farklılığı yarattığının tespit edilmesi

için Tukey çoklu karşılaştırma testleri yapıldı. Gruplara ait ortalama gerilme direnci değerleri ($\pm$ SS) ve istatistik karşılaştırmaları Tablo 4.4' de gösterilmektedir.

Çizelge 4.4. Maksillofasiyal silikon türü ve ultraviyole koruyucu oranları için gerilme direnci değerleri

1	UV koruyucu oranı			
	Kontrol Grubu	%1	%2	%5
	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS
M511	2,91 $\pm$ 0,63 Ab	3,03 $\pm$ 0,84 Aab	2,84 $\pm$ 0,55 Ab	2,73 $\pm$ 0,66 Ab
Teksil S-25	5,43 $\pm$ 0,67 Aa	3,99 $\pm$ 0,94 Ba	3,97 $\pm$ 0,54 Ba	4,37 $\pm$ 0,66 Ba
A-2000	2,17 $\pm$ 0,25 Ac	2,92 $\pm$ 0,81 Ab	2,56 $\pm$ 0,38 Ab	2,05 $\pm$ 0,46 Ab
<i>P değeri</i>				
<i>Silikon türü</i>		<0,001		
<i>Ultraviyole Koruyucu Oranı</i>		0,036		
<i>Silikon türü*Ultraviyole Koruyucu oranı</i>		<0,001		

*Aynı silikon türünde ortak büyük harfe sahip UV koruyucu oranları arasındaki fark istatistik olarak anlamlı değildir ($P>0,001$).

*Aynı UV koruyucu oranında ortak küçük harfe sahip silikon türlerinin gerilme direnci değerleri arasındaki fark istatistik olarak anlamlı değildir ($P>0,05$).

M511 silikonun kendi içinde farklı oranları arasında istatistik olarak anlamlı fark görülmedi ($P=1,000$). Teksil S-25 silikon türünün kontrol grubu diğer UV koruyucu içeren gruplarına kıyasla istatistik olarak anlamlı şekilde en yüksek gerilme direncini gösterdi ($P>0,05$). Farklı oranlarda UV koruyucu içeren grupların gerilme dirençleri arasında istatistik olarak anlamlı fark bulunmadı ($P>0,05$). A-2000 silikonun kendi içinde farklı UV koruyucu içeriğine sahip grupları arasında istatistik olarak anlamlı fark görülmedi ($P>0,05$).

UV koruyucu içerikleri aynı olan silikonların gerilme dirençleri karşılaştırıldığında, kontrol grubunda en yüksek değeri Teksil S-25, en düşük değeri M511 gösterdi ve silikonlar arasındaki fark istatistik olarak anlamlı bulundu ($P<0,001$). %1, %2 ve %5 oranında UV koruyucu içeren silikonlarda ise yine Teksil S-25 en yüksek gerilme direncini gösterdi, M511 ve A-2000 arası da ise istatistik olarak anlamlı fark görülmedi ($P=1,000$).

4.3. Uzama Yüzdesi Testi Bulguları

Verilerin normal dağılıma uyum gösterip göstermediği $n<50$ olduğu için Shapiro-Wilk uyum iyiliği testi ile incelendi. Her bir silikon türü-ultraviyole koruyucu oranı alt grubu için

bulunan p değerleri belirlenen 1. tip hata değerinden büyük olduğu için verilerin normal dağılıma uyum gösterdiği görülmüştür. Varyansların homojenliği varsayımının sağlanıp sağlanmadığı Levene testi ile test edildi. Levene testi sonucuna göre varyanslar homojen bulunamadı ($F(11,108)=3,452$, $P<0,001$).

Normallik ve varyansların homojenliği varsayımı sağlandığı için maksillofasiyal silikon türlerinin ve ultraviyole koruyucu oranlarının uzama yüzdesi üzerindeki etkisi faktöriyel ANOVA ile araştırıldı ve sonuçları Tablo 4.5'te gösterildi. Buna göre maksillofasiyal silikon türünün, ultraviyole koruyucu oranının ve her ikisinin birlikte uzama yüzdesi üzerinde etkisi istatistik olarak anlamlı bulundu ($P<0,001$).

Çizelge 4.5. Maksillofasiyal silikon türünün ve ultraviyole koruyucu oranlarının uzama yüzdesi üzerindeki etkisinin incelenmesi

Değişim Kaynağı	Serbestlik derecesi	Kareler Toplamı	Kareler Ortalaması	F	P
Maksillofasiyal silikon türü	2	651547,999	325774,000	637,790	<0,001
Ultraviyole koruyucu oranı	3	11173,896	3724,632	7,292	<0,001
Silikon türü x UV koruyucu oranı	6	30193,676	5032,279	9,852	<0,001
Hata	108	55164,842	510,786	---	---
Toplam	119	748080,413	---	---	---

S= 22,60, $R^2=92,6\%$, Düzeltilmiş $R^2=91,9\%$

Faktöriyel ANOVA sonucuna göre gruplara ait uzama yüzdesi değerleri için anlamlı bulunan değişkenler farklılık yarattığının tespit edilmesi çoklu karşılaştırma testleri yapıldı. Maksillofasiyal silikon türü*UV koruyucu oranı etkileşiminin (Maksillofasiyal silikon türü ve UV koruyucu oranının birlikte etkisinin) farklılığı yarattığının tespit edilmesi için Games-Howell çoklu karşılaştırma testleri kullanıldı. Gruplara ait ortalama uzama yüzdesi değerleri ($\pm SS$) ve istatistik karşılaştırmaları Tablo 4.6' da gösterilmektedir.

Çizelge 4.6. Maksillofasiyal silikon türü ve ultraviyole koruyucu oranları için uzama yüzdesi değerleri

Maksillofasiyal silikon türü	UV koruyucu oranı			
	Kontrol Grubu	%1	%2	%5
	Ort ± SS	Ort ± SS	Ort ± SS	Ort ± SS
M511	291,40±28,52 Ba	327,32±37,64 Aa	271,84±25,61 Ba	290,32±30,44 Ba
Teksil S-25	313,09±16,96 Aa	267,91±24,29 Bb	257,18±25,11 Ba	308,82±16,00 Aa
A-2000	128,26±5,04 Ab	141,76±17,72 Ac	137,82±10,58 Ab	131,55±9,94 Ab
<i>P değeri</i>				
<i>Silikon türü</i>	<0,001			
<i>Ultraviyole Koruyucu Oranı</i>	<0,001			
<i>Silikon türü*Ultraviyole Koruyucu oranı</i>	<0,001			

*Aynı silikon türünde ortak büyük harfe sahip UV koruyucu oranları arasındaki fark istatistik olarak anlamlı değildir (P>0,001).

*Aynı UV koruyucu oranında ortak küçük harfe sahip silikon türlerinin uzama yüzdesi değerleri arasındaki fark istatistik olarak anlamlı değildir (P>0,001).

4.4. Yırtılma Direnci Testi Bulguları

Verilerin normal dağılıma uyum gösterip göstermediği n<50 olduğu için Shapiro-Wilk uyum iyiliği testi ile incelendi. Her bir silikon türü- ultraviyole koruyucu oranı alt grubu için bulunan p değerleri belirlenen 1. tip hata değerinden büyük olduğu için verilerin normal dağılıma uyum gösterdiği görüldü.

Yırtılma direnci testi için, varyansların homojenliği varsayımının sağlanıp sağlanmadığı Levene testi ile test edildi. Levene testi sonucuna göre varyanslar homojen bulunamadı (F(11,108)=2,573, P=0,006).

Normallik ve varyansların homojenliği varsayımı sağlandığı için maksillofasiyal silikon türlerinin ve ultraviyole koruyucu oranlarının uzama yüzdesi üzerindeki etkisi faktöriyel ANOVA ile araştırıldı ve sonuçları Tablo 4.7 'de gösterildi.

Faktöriyel ANOVA sonuçlarına göre maksillofasiyal silikon türü (P<0,001) ve UV koruyucu oranı (P=0,006) yırtılma direnci parametresi üzerindeki etkisi istatistik olarak anlamlı bulundu. Maksillofasiyal silikon türü ve ultraviyole koruyucu oranlarının uzama yüzdesi üzerindeki birlikte etkisi istatistik olarak anlamlı bulunmadı (P=0,094).

Çizelge 4.7. Maksillofasiyal silikon türünün ve ultraviyole koruyucu oranlarının yırtılma direnci üzerindeki etkisinin incelenmesi

Değişim Kaynağı	Serbestlik derecesi	Kareler Toplamı	Kareler Ortalaması	F	p
Maksillofasiyal silikon türü	2	197.593	98.797	64.620	.000
Ultraviyole koruyucu oranı	3	19.934	6.645	4.346	.006
Silikon türü x UV koruyucu oranı	6	17.089	2.848	1.863	.094
Hata	108	165.120	1.529	---	---
Toplam	119	399.737	---	---	---

S= 1,2365, R²=%58,7, Düzeltilmiş R²=%54,5

Her bir silikon türü ve UV koruyucu içeriklerine göre çalışma gruplarına ait ortalama yırtılma direnci değerleri ($\pm$ SS) Tablo 4.7' de gösterilmektedir.

Çizelge 4.8. Maksillofasiyal silikon türü ve ultraviyole koruyucu oranları için yırtılma direnci değerleri

Maksillofasiyal silikon türü	UV koruyucu oranı			
	Kontrol Grubu	%1	%2	%5
	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS	Ort $\pm$ SS
M511	6,58 $\pm$ 0,60	7,71 $\pm$ 2,01	7,37 $\pm$ 1,36	5,85 $\pm$ 0,54
Teksil S-25	7,77 $\pm$ 1,97	8,50 $\pm$ 0,88	7,65 $\pm$ 0,71	8,41 $\pm$ 1,01
A-2000	5,12 $\pm$ 0,95	5,62 $\pm$ 1,27	4,92 $\pm$ 1,32	4,20 $\pm$ 1,13
<i>P değeri</i>				
<i>Silikon türü</i>	<0,001			
<i>Ultraviyole Koruyucu Oranı</i>	0,006			
<i>Silikon türü*Ultraviyole Koruyucu oranı</i>	0,094			

Maksillofasiyal silikon türlerinin yırtılma dirençleri arasındaki farkın istatistik olarak karşılaştırılması için yapılan Games-Howell çoklu karşılaştırma testi uygulandı ve sonuçları Tablo 4.8' de verildi.

Çizelge 4.9. Maksillofasiyal silikon türleri için yapılan Games-Howell çoklu karşılaştırma testi sonuçları

Maksillofasiyal silikon türü	Ort ± SS
M511	6,88 ± 1,43 B
Teksil S-25	8,08 ± 1,25 A
A-2000	4,96 ± 1,24 C

Games-Howell çoklu karşılaştırma testine göre;
M511 - Teksil S-25 (P<0,001)
M511 - A-2000 (P<0,001)
Teksil S-25 - A-2000 (P<0,001)

Tüm UV koruyucu içerikleri için en yüksek yırtılma direncini Teksil S-25 silikon türü ve en düşük yırtılma direncini A-2000 silikon gösterdi ve silikonların yırtılma direnci değerleri arasındaki farklar istatistik olarak bulundu (P<0,001).

Ultraviyole koruyucu içeriğine göre grupların karşılaştırılması Tukey çoklu karşılaştırma testi ile yapıldı ve sonuçları Tablo 4.10'da verildi.

Çizelge 4.10. Ultraviyole koruyucu oranları için yapılan Tukey çoklu karşılaştırma testi sonuçları

Ultraviyole Koruyucu	Ort ± SS
Kontrol Grubu (UV koruyucu)	6,49 ± 1,67 AB
%1 (UV koruyucu)	7,27 ± 1,87 A
%2 (UV koruyucu)	6,65 ± 1,68 AB
%5 (UV koruyucu)	6,15 ± 1,98 B

Tukey çoklu karşılaştırma testine göre;
%1 (UV koruyucu)- Kontrol grubu (P=0,073);
%2 (UV koruyucu)- Kontrol grubu (P=0,962);
%5 (UV koruyucu)- Kontrol grubu (P=0,713);
%1 (UV koruyucu) - %2 (UV koruyucu) (P=0,206);
%1 (UV koruyucu) - %5 (UV koruyucu) (P=0,003);
%2 (UV koruyucu) - %5 (UV koruyucu) (P=0,412).

Tüm silikon türleri için en yüksek yırtılma direncini %1 (2-etilheksil-salisilat ilaveli) ultraviyole koruyucu içeren grup, en düşük değeri ise %5 UV koruyucu içeren grup gösterdi ve bu iki grubun yırtılma dirençleri arasında istatistik olarak anlamlı fark bulundu (p=0,003). Kontrol ve %2 UV koruyucu içeren gruplar ise %1 ile %5 2-etilheksil salisilat içeren gruplar arasında yırtılma direnci gösterdi.

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada 3 farklı maksillofasiyal silikona (M511, A-2000, Teksil S-25) farklı oranlarda 2-etilheksil salisilat ilave edilmesinin silikonların mekanik özellikleri üzerine etkileri incelendi. Çalışma sonucunda M511 ve A-2000 silikon türlerinde 2-etilheksil salisilat ilavesinin her 3 oranda da mekanik özellikleri üzerinde olumsuz etkisi görülmedi, Teksil S-25 silikon türünde ise gerilme direnci ve uzama yüzdesinde anlamlı şekilde azalma görüldü. Buna göre 2-etilheksil salisilat ilavesinin M511, A-2000 ve Teksil S-25 silikon elastomerlerin mekanik özelliklerinde değişikliğe yol açmayacağı hipotezi kısmen reddedildi.

Ekstraoral maksillofasiyal protezler; konjenital anomaliler, kanser veya travma gibi edinilmiş durumlardan kaynaklanan yüz deformitelerini düzeltmek için kullanılır. Plastik ve rekonstrüktif cerrahi işlemlerle birlikte veya tek başına bir tedavi yöntemi olarak kullanılırlar. Bu protezler sadece fonksiyonu değil aynı zamanda estetiği de geri kazandırarak hastanın yaşam kalitesini önemli ölçüde iyileştirirler (Goiato, Pesqueira, Santos, Zavanelli, & Ribeiro, 2009). Maksillofasiyal protezlerde olumlu özellikleri ile uzun yıllardır en çok tercih edilen materyal olan silikon elastomerlerin en önemli dezavantajı zamanla fiziksel özelliklerinde bozulmalar meydana gelmesidir (Goiato, Pesqueira, Santos, et al., 2009; Hatamleh, Polyzois, Nuseir, Hatamleh, & Alnazzawi, 2016; Polyzois, 1999a). Güneş ışığı, nem, hava kirliliği, temizlik maddeleri ve uygulama yöntemleri, kozmetik, cilt bakım malzemeleri ve terleme gibi çevresel faktörler silikonun mekanik ve fiziksel özelliklerini olumsuz etkileyerek doğal görünümünü bozmaktadır (Zarrati, Safi, Rezaei, & Shadan, 2020). Yapılan araştırmalar, güneş ışınlarının içerdiği ultraviyole (UV) radyasyonun, yüz protezlerinin deformasyonu ve renk bozulmasında en önemli etken olduğunu göstermiştir (Gary & Smith, 1998; Kiat-amnuay et al., 2009; Lemon et al., 1995; Stathi et al., 2010). Polimerik yapıda olan silikon materyalindeki bozulmada kimyasal reaksiyonun UV ışınların yapısındaki fotonların polimer zincirleri tarafından emilmesi ve bunun sonucunda polimer ağının daha fazla bozulmasına neden olabilecek yeni radikaller ortaya çıkması şeklinde geliştiği bildirilmiştir (Bangera & Guttal, 2014). Bu kimyasal süreç sonucunda; polimerize olmuş silikon kitlesinde moleküler ağırlık azalması, esneklik kaybı, mekanik özelliklerin zayıflaması, yüzey çatlaması, parlaklık kaybı ve renk değişimi klinik olarak gözlenmektedir. Bu şekilde bir bozulma gösteren bir yüz protezi hasta üzerinde doğal görünümünü kaybeder, sertlik ve esneklik özelliklerinin değişmesi sebebiyle hastaya

rahatsızlık verebilir, yüzey yapısındaki deformasyon sebebiyle yüzeyi bakteri kolonizasyonu ve kirlenme ile lekelenmeye müsait hale gelir. Klinik çalışmalar silikon yüz protezlerinin kullanım ömrünün ortalama 2 yıl olduğunu ortaya koymuştur (Karakoca Nemli, Bankoğlu Güngör, & Türkcan, 2016; Karakoca, Aydın, Yılmaz, & Turhan Bal, 2010; Karakoca Nemli et al., 2013) Mevcut literatürde UV ışınların silikon elastomerler üzerindeki etkilerinin azaltarak renk stabilitesi ve mekanik özelliklerinin korunması için nanoksitler ve UV koruyucular kullanılmıştır (Akash & Guttal, 2015; C. J. Andres et al., 1992; Bangera & Guttal, 2014; Han et al., 2010; Haug et al., 1992; Matsumura & Ananthaswamy, 2004).

Metal veya metal oksitlerin fiziksel veya kimyasal yollarla parçalanarak nano metre boyutuna indirilmesi ile elde edilen parçacıklar nano oksitler olarak adlandırılmaktadır. Maksillofasiyal silikonların yapısına opaklaştırıcı olarak kullanılan beyaz pigmentler yerine, titanyum (TiO_2) ve çinko (ZnO) nano-oksitleri başta olmak üzere çeşitli nano oksitler ilave edilerek hem materyalin optik özellikleri düzenlenmiş hem de bunların UV ışınlara karşı koruyucu özelliklerinden faydalanılmıştır (Akash & Guttal, 2015; Bangera & Guttal, 2014; Han et al., 2010). Nano-oksit partiküllerin güçlendirme mekanizmaları, polimer zincirleriyle reaksiyona girerek zincirleri stabilize edebilmeleri sayesinde gerçekleşir (Akash & Guttal, 2015; Han, Kiat-amnuay, Powers, & Zhao, 2008). Küçük boyutlu nano-oksitlerin, UV' nin absorbe edebilme kapasitelerini arttırdığı ve UV ışınlarının saçılmasına izin verebilmesi, böylece UV enerjisinin polimer ağına toplam absorpsiyonunu azalttığı varsayılmıştır. Bangera ve diğerleri (Bangera & Guttal, 2014), silikon elastomer yapısına farklı konsantrasyonda ilave ettikleri TiO_2 ve ZnO nano-oksitlerin UV A ve B radyasyon altında geçirgenlik oranını ölçmüşlerdir. Araştırmacılar, ZnO 'in, TiO_2 'e kıyasla daha düşük konsantrasyonlarda daha etkin UV koruma özelliği gösterdiğini bildirmişlerdir. Nano-oksitlerin polimer matriks içine ilavesinin bu taneciklerin dayanıklılık özelliği ile polimer matriksin esneklik özelliğini birleştirerek gelişmiş bir materyal ortaya koyduğu bildirilmiştir (Bangera & Guttal, 2014). Han ve diğerleri (Han et al., 2010), TiO_2 , ZnO ve CeO_2 olmak üzere 3 farklı nano-oksiti, silikon elastomer yapısına ağırlıkça %1, %2 ve %2,5 oranında ilave ederek renk stabilitesini değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda ZnO ve TiO_2 in materyalin renk stabilitesini arttırdığını bildirmişlerdir (Han et al., 2010). Yüksek düzeyde UV emici ve dağıtıcı etkisi olduğu bilinen TiO_2 ve ZnO nano-oksitlerin silikon elastomerlerin renk stabilitesini arttırdığı Akash ve diğerleri (Akash & Guttal, 2015), tarafından da bildirilmiştir. Nano-oksitlerin maksillofasiyal silikonlar üzerinde UV koruyucu etkisinin incelendiği çalışmalarda uygun konsantrasyonlarda kullanıldıklarında

renk değişimini azalttıkları şeffaf özellikteki silikonun optik özelliklerini geliştirdikleri ve mekanik özelliklerini olumlu yönde etkiledikleri ortaya koyulmuştur. (Akash & Guttal, 2015; Bangera & Guttal, 2014; Han et al., 2013; Han et al., 2010; Kiat-amnuay et al., 2009) Polimeri güçlendirmek ve UV hasarına karşı korumak amacıyla silikonlara nanooksit partikül ilave edilmiştir (Akash & Guttal, 2015; Han et al., 2008). Ancak, bu oksitlerin silikon elastomerlerde kullanım oranlarına bağlı olarak başta translüsensi olmak üzere optik özelliklerini olumsuz etkileyebilecekleri göz önünde bulundurulmalıdır (Akash & Guttal, 2015; Bangera & Guttal, 2014; Han et al., 2013; Han et al., 2010; Kiat-amnuay et al., 2009).

Maksillofasiyal silikonların UV ışınlardan korunması amacıyla farklı UV koruyucu malzemeler de kullanılmıştır. UV koruyucular renk bozunmasını engellemek ve kullanıldığı materyallerin ömrünü uzatmak için polimer, kozmetik, boya ve plastik ve birçok malzemede yaygın olarak kullanılmaktadır. Materyallerin bozunma sürecini engellemek veya geciktirmek için kullanılan UV koruyucular; ultraviyole ışık emici (UVA) ve engellenmiş amin ışık sabitleyici (HALS) olmak üzere genel olarak 2 gruba ayrılır. UVA' ların mekanizması, zararlı UV radyasyonunun absorpsiyonuna ve ışığa duyarlılaşmaya, yani ısı olarak dağılmasına yol açmayacak şekilde dağılmasına dayanır. Çok yüksek absorpsiyon potansiyeline sahip olmanın yanı sıra, bu bileşiklerin ışığa dayanıklı olması gerekir. HALS, serbest radikal toplayıcısı olarak polimerler için etkili ve verimli bir stabilizatördür. UV radyasyonunu absorbe etmez, ancak polimerin bozulmasını inhibe eder; ek olarak, nispeten düşük konsantrasyonlarda önemli oranda stabilizasyon elde edilmesini sağlar (Gächter, Müller, & Andreas, 1985; Tran, Scarbecz, & Gary, 2004). Kheur ve diğerleri (M. Kheur, Sethi, Coward, Kakade, & Rajkumar, 2016), bu konuyla ilk çalışmalarında Chimassorn 81 (UVA stabilize edici) ve Uvinil 5050 (HALS-hindered amine light stabilizer) isimli UV stabilize edicileri silikon yapısına ilave etmişler ve benzofenon yapısındaki UVA stabilize edici Chimassorn 81'un hızlandırılmış yapay eskitme sonrası renk değişimini azalttığını ortaya koymuşlardır. Yazarlar farklı bir çalışmada (M. G. Kheur, Kakade, Trevor, Lakha, & Sethi, 2017), Chimassorn 81'i farklı pigmentlerle kullanmışlar ve renk stabilitesini arttırdığını bildirmişlerdir. Yazarların en son çalışmalarında ise, Chimassorn 81 (UVA stabilize edici) ve Uvinil 5050 (HALS-hindered amine light stabilizer) isimli UV stabilize edicileri, tek tek ve kombine halde silikon yapısına eklenmiş ve örnekler 3 farklı yapay yaşlandırma koşullarında değerlendirilmiştir. Ayrıca bu çalışmada pigmentlerin elastomerlere stabilize sağladığı bilindiğinden dolayı pigmentsiz elastomerler kullanıldığı belirtilmiştir. Sonuç olarak hangi koşul olursa olsun silikon elastomere tek başına

Chimassorn 81 ilavesinin renk değişimini azalttığı sonucuna varılmıştır (M. Kheur, Kakade, Sethi, Coward, & Rajikumar, 2016) . Ancak biyouyumluluğu FDA tarafından onaylanmış olan Chimassorn 81 UV stabilize edicinin, silikon materyalinin mekanik özellikleri üzerindeki etkisi ile ilgili bilgiye rastlanmamıştır.

Tran ve diğerleri (Tran et al., 2004), ise hidroksifenol benzotriazol grubundan UVA stabilize edici Tinuvin 213 ve düşük moleküler ağırlıklı HALS Tinuvin 123 (HALS) ilave ettikleri silikonların renk stabilitesini 2 farklı iklim şartlarına sahip şehirde test etmişlerdir. Çalışma sonucunda bu katkıların silikon rengi ve iklim şartlarına göre değişen oranlarda UV koruma sağladığını ortaya koymuşlardır. Lemon ve diğerleri (Lemon et al., 1995), bir benzotriazol bileşiği olan Spectra-sorb UV-5411 UV emicinin etkinliğini değerlendirdikleri çalışmaları sonucunda, bu katkının silikonun renk değişimini engellemediğini ortaya koymuşlardır. Bu çalışmalar, UV koruyucuların renk stabilitesini arttırmada gelişmeler sağladığı ancak, materyalin renk değişimini yeterli düzeyde önleyemediklerini ya da renk değişimini önlerken maksillofasiyal silikonların biyolojik uyumlulukları veya mekanik özellikleri üzerinde olumsuz etkiler yarattığını ortaya koymuştur.

UVA ve HALS farklı mekanizmalarla çalışan UV koruyucular olduğu için, birlikte kullanıldığında birbirlerinin etkisini arttırdıklarını ileri süren çalışmalar da bulunmaktadır. Bu doğrultuda Tran ve diğerleri (Tran et al., 2004) bir çalışma yapmış ve UVA ve HALS kombinasyonu ile karıştırılmış belirli inorganik veya organik pigmentleri içeren oda sıcaklığında vulkanize (RTV) silikon elastomerlerin kullanılması ekstraoral protezlerde renk değişimi miktarını azaltabilir sonucuna varmıştır.

Uzun yıllardır yapılan çalışmalarda maksillofasiyal silikon elastomerlerin fiziksel özelliklerinde olumsuz bir etki oluşturmada renk stabilitesini arttıran bir UV koruyucu bildirilmemiştir. Bu konuda devam eden çalışmalarda kozmetik ve ilaç sanayinde kullanımı kabul edilmiş olan bu sebeple biyolojik ortamda uyumluluğu kabul edilen bir ultraviyole (UV) koruyucular olan benzofenon-3, etilheksil metoksisinamat, titanyum dioksit, 2-etilheksil salisilat maksillofasiyal silikonların hızlandırılmış yapay eskitme sonrası renk stabilitesi ve mekanik özelliklerine etkisi incelenmiştir (Turhan Bal et al., 2021; Bankoğlu Güngör, et al., 2021). Bu çalışmalar sonucunda, “2-etilheksil salisilat” ilavesinin maksillofasiyal protezlerin renk stabilitesinin arttırdığı gözlenmiştir (Turhan Bal et al., 2021). Turhan Bal ve diğerlerinin (Turhan Bal et al., 2021) yaptığı çalışmada benzofenon-3

ve etilheksil metoksisinamat koruyucular hızlandırılmış yapay eskitme sonrası renk değişimini (DeltaE) azaltmamış, %1 titanyum dioksit grupları, %0,5 titanyum dioksit gruplarına göre daha düşük DeltaE değerleri sergilemiştir. 2-etilheksil salisilat ise genel olarak tüm renk ve yaşlandırma gruplarında DeltaE değerlerini kontrol grupları ile karşılaştırıldığında önemli ölçüde azaltmıştır. Bankoğlu Güngör ve diğerlerinin (Bankoğlu Güngör, et al., 2021) yaptığı çalışmada %0,5'lik 2-etilheksil salisilat kullanılan silikon elastomerin (M511) gerilme direnci, uzama yüzdesi ve yırtılma direncinde artışlar sağladığı belirtilmiştir. Bu koruyucunun etki mekanizmasının; ışınlarla uyarıldıktan sonra, moleküller arası proton transferine izin vermesi ve molekül içi bu transferin emilen UV enerjisinin verimli ve hızlı bir şekilde radyasyon içermeyen bir şekilde dağılmasını kolaylaştırarak yüksek fotostabilite sağlaması yoluyla ortaya çıktığı bilinmektedir (Sugiyama, Tsuchiya, Kikuchi, & Yagi, 2015). Bu tez çalışması için bir ön çalışma olarak kabul edilebilecek mevcut araştırma bulgularına (Turhan Bal et al., 2021; Bankoğlu Güngör, et al., 2021) göre 2-etilheksil salisilat maksillofasiyal silikonlarda UV ışınlarına karşı koruma sağlayarak renk stabilitesini arttıran bir UV koruyucu olarak kullanılabileceği sonucuna varılmıştır. M511 silikon ile yapılan çalışmalarda 2-etilheksil salisilat aynı zamanda şeffaf yapısı ile silikonun translüsensi özelliğini etkilememiştir (Turhan Bal et al., 2021; Bankoğlu Güngör, et al., 2021). Polimer yapısında çözünebilir bir sıvı olması sayesinde silikon yapısına ilave edilebilen 2-etilheksil salisilat'ın dünya çapında yaygın kullanımı olan M511, Teksil S-25 ve A-2000 olmak üzere farklı maksillofasiyal silikonlara ilave edildiğinde mekanik özellikleri üzerindeki etkileri bu tez çalışmasında incelendi. M511'in 2-etilheksil salisilat ile modifikasyonun mekanik özellikler üzerine olan etkisi daha önceki çalışmada değerlendirilmiş olmasına rağmen, bu çalışmada materyal içinde daha yüksek oranlarda kullanımı test edilmiştir. Ayrıca her çalışmanın deney koşullarındaki farklılıklar sonuçların direk karşılaştırılmasına olanak vermediği için, bu çalışmada farklı silikon elastomerlerin mekanik özellikleri aynı test koşulları altında karşılaştırılabilmektedir.

Sertlik, maksillofasiyal silikonların yüz dokularını taklit edebilmesinde önemli bir özelliğidir ve kabul edilen sertliğinin 25-35 Shore-A olması gerektiği kabul edilmiştir (Lewis & Castleberry, 1980). Çalışmamızda, silikonlara UV koruyucu ilavesi M511 materyalinin Shore-A sertliğinde genellikle anlamlı bir değişikliğe yol açmamış, Teksil S-25 ve A-2000 silikonların sertliğinde ise tüm oranlarda anlamlı bir azalmaya yol açmıştır. Ancak bu azalmaya rağmen UV koruyucu ilave edilmiş materyalin sertlik değerleri kabul edilen sınırlar içinde yer almaktadır. Buna göre çalışmamız sonuçları, her üç silikon materyaline

de 2-etilheksil salisilatın %1, %2 ve %5 oranlarında ilave edilmesinin materyallerin sertliğini olumsuz etkilemediğini ortaya koymuştur. Mevcut literatür incelendiğinde, silikonların renk stabilitesine genellikle katkı sağlayan nano oksitlerin, sertliği arttırdığı ve bu artışın konsantrasyon arttıkça (%0,5' den %3'e) fazlaştığını bildirmişlerdir (Han et al., 2008; Nguyen, Chambers, Powers, & Kiat-Amnuay, 2013; Zayed, Alshimy, & Fahmy, 2014). Silikon yapısına ilave edilen UV-mineral esaslı ışık koruyucunun başlangıçta 27 Shore-A olan sertliği 20 civarına düşürdüğünü ve değerin yapay eskitme sonrası daha da azaldığını bildirmişlerdir (Han et al., 2008; Nguyen et al., 2013; Zayed et al., 2014).

Literatürde, çalışmamızda kullanılan silikon elastomerler olan M511, Teksil S-25 ve A-2000 materyallerinin mekanik özelliklerini karşılaştıran çalışmalar mevcuttur. Hatamleh ve diğerleri (Hatamleh & Watts, 2010b) Teksil S-25'i, M511 ve Z004 silikon elastomerler ile mekanik özellikleri açısından karşılaştırdıkları çalışmaları sonucunda, Teksil S-25'in gerilme direncinin M511 ve Z004'ten daha yüksek olduğu, ayrıca Teksil S-25, diğer silikonlara göre daha yüksek uzama yüzdesine sahip olduğu görülmüştür. Araştırmada Z004 ve Teksil S-25, M511'den daha sert olduğu ve tüm silikonların benzer yırtılma direncine ve elastisite modülüne sahip olduğu görülmüştür. Hatamleh ve diğerlerinin (Hatamleh & Watts, 2010a) yaptığı başka bir çalışmada Teksil S-25 silikon elastomerin, yaygın olarak kullanılan diğer silikon elastomerler ile karşılaştırılabilir mekanik özelliklere sahip olmasına rağmen, renk kararsızlığının en büyük dezavantajı olduğu açıklanmıştır. Mousa ve diğerleri (Mousa et al., 2021) dört farklı tür silikon elastomeri (A-2000, A-2168, M511 ve Teksil S-25) ay boyunca Suudi Arabistan iklim koşullarına maruz bırakarak silikon elastomerlerin mekanik özelliklerini değerlendirmişler. Çalışmada A-2000 en yüksek yırtılma direncini ve Teksil S-25 en yüksek gerilme direncini ve uzama yüzdesini göstermiştir. Ayrıca tüm test numuneleri arasında en düşük gerilme direnci ve uzama yüzdesi M-511'de bulunmuştur. Bu çalışmanın sonuçları , A-2000 Teksil S-25, uygun gerilme direnci ve uzama yüzdesi gösterdikleri için yüz ve kafadaki bölgenin büyük bir kısmının, özellikle hareket edebilen veya hareket ettirilebilen protez restorasyonu için en uygun malzemelerin kullanılabileceğini göstermiştir. Rahman ve diğerleri (Rahman et al., 2021), 6 ay boyunca tropikal iklim koşullarına maruz bırakılmış A-2000 silikon türünün mekanik olarak en az değişikliğe uğradığını gözlemlemişlerdir. Bates ve diğerlerinin (Bates, Chow, Powers, & Kiat-Amnuay, 2021) çalışmasında A-2000 ve M511 silikon elastomerler karşılaştırılmıştır. Çalışmada (e-skin) A-2000 silikon elastomerinin en yüksek renk stabilitesine sahip olduğunu ve yapay yaşlandırmada en az etkilenen materyalin silikon elastomer olduğu sonucuna varılmıştır.

Çene yüz defektleri; kanser, travma ve doğumsal deformiteler sebebiyle ortaya çıkmaktadır. Kanser ise bu defektlerin en sık sebebidir ve özellikle açık tenli kişiler cilt kanserinden daha çok etkilenmektedirler. Bu defektler hastalarda fonksiyon kaybının yanı sıra estetik, psikolojik ve sosyal problemlere de yol açmaktadır (Karakoca et al., 2010; Paravina, Majkic, del Mar Perez, & Kiat-amnuay, 2009; Parkin, Pisani, & Ferlay, 1993; Toljanic et al., 2005). Bu durumlarda yüz protezleri ile hastayı estetik açıdan tatmin edebilen, sosyal yaşamını sürdürmesine olanak sağlayan ve defekt bölgesini dış etkilerden koruyan bir tedavi sunularak yaşam kalitesi artırılabilir (Anderson & Szalai, 2003). Estetik olarak tatmin edici bir yüz protezi; dokularla birleşim yerlerinde doğal bir geçiş göstermeli, hastanın genel yüz ifadesi ile uyumlu olmalı, yüz hareketleri esnasında dokularla uyumunu koruyacak esnekliğe sahip olmalı, şekli simetrik yapılar veya yüz yapısı ile uyum göstermeli ve çevresindeki deri ile renk ve translüsensi açısından benzerlik gösterebilmelidir (Henry, 1992; Karakoca et al., 2010). Bu faktörlerin hepsi yüz protezinin estetik sonucunda rol oynamakla birlikte, protez materyalinin hastanın derisi ile renk ve translüsensi açısından uyumlu olmasının en önemli faktör olduğu kabul edilmektedir (C. Andres & Haug, 2000). Böyle önemli bir aşama olan renklendirme işleminde kullanılan boya maddelerinin türü, yapısı ve miktarının silikon elastomerlerin mekanik özelliklerini etkilediği bilinmektedir (Zarrati et al., 2020). Bu sebeple çalışmada mekanik özellikleri değerlendirilen silikonlar klinik koşulları taklit edecek şekilde renklendirildi.

Başarılı bir yüz protezi yapımında en önemli aşama olan silikonun defekt bölgesindeki derinin rengini taklit edecek şekilde boyanması için en yaygın kullanılan yöntem; hekimin hastayı gözlemleyerek deri rengi hakkında bilgi edinmesi ve deneyimlerine dayanarak uygun renklerdeki pigmentleri silikona ilave etmesidir (C. Andres & Haug, 2000; Xiao, Zardawi, van Noort, & Yates, 2013). Bu yöntemde; seçilen pigmentler polimerize edilmemiş haldeki silikona az miktarlarda ilave edilip karıştırılır, karışımdan bir parça hastanın yüzü ile yan yana getirilip renk değerlendirilir ve renk uyumunun sağlandığı görülene kadar pigment ilavesine devam edilir (Hu, Johnston, & Seghi, 2010; Xiao et al., 2013). “Deneme-yanılma yöntemi” adı verilen bu yöntem subjektiftir, hekimin deneyimi, sanatsal bakış açısı, renk algısı gibi kişisel özelliklerine bağlıdır ve renklendirmenin yapıldığı ortamın aydınlatması yanıltıcı olabilmektedir. Ayrıca renk uyumunu sağlamak için silikona çok fazla pigment ilave edilmesi silikonun translüsensliğini azaltarak aşırı opak ve doğal görünmeyen donuk bir kitle ortaya çıkmasına sebep olabilir. Günümüzde bu yöntem halen yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Ancak, renk ölçüm cihazları ile hastanın derisinden elde edilen verilerden

silikonu renklendirmek için renk formülleri elde edilmesi yani “dijital yöntemler” üzerinde çalışmalar devam etmektedir (Coward, Seelaus, & Li, 2008). Bu objektif yöntemlerin kişiye bağlı ortaya çıkabilecek başarısızlıkları ortadan kaldırdığı, renklendirilmiş silikonun farklı ışık kaynakları altında farklı renkte görünmesini engellediği ve tekrarlanabilir sonuçlar verdiği bildirilmiştir (Seelaus, Coward, & Li, 2011). Bunun için günümüzde maksillofasiyal protezde “e-skin sistem” adında sistem geliştirilmiştir. Bu sistemin çalışma prensibine göre sisteme ait spektrofotometre ile dokudan ölçüm yapıldığında cihaz kod numarası vermektedir. İlgili kod numarası online hesaplayıcıya (<http://www.spectromatch.com/sign-in/>) girildiğinde renk pigmentlerinin hangi oranda karıştırılacağına dair formülasyon oluşturulmaktadır. Bu sistemin klinik olarak başarılı sonuçları literatürde bildirilmiştir (Kurt, Karakoca Nemli, Bankoğlu Güngör, & Turhan Bal, 2021; Karakoca Nemli, Bankoğlu Güngör, Bağkur, Turhan Bal, & Arıcı, 2018). Çalışmada, klinik uygulamalarımızda rutin olarak kullanmış olduğumuz “e-skin sistemi” ve bu sisteme ait pigmentler kullanılarak renklendirme yapılmıştır. Sistemin formülasyonlarının incelenmesi sonucunda ortalama 1/10 oranındaki pigment/silikon oranı göz önünde bulundurularak, bu çalışmada her bir örneğe %10 oranında renk pigmenti ilave edildi.

Bu çalışmanın bazı sınırlamaları bulunmaktadır. Materyallerin kullanım esnasında gösterdikleri uzun dönem performanslarının ortaya koyulmasında eskitme testleri uygulanmaktadır. Materyalin kullanım alanına göre yapılan eskitme testleri farklılık göstermektedir. Maksillofasiyal silikonların maruz kaldığı şartlar; dış ortamda güneş ışığı, su ve ısı değişimleri, protezin günlük yıkama ve temizlik işlemleri esnasında maruz kaldığı temizleyici ajanlar, ter ve sebum gibi vücut salgıları ve adezivlerin veya kozmetiklerin kullanımından oluşmaktadır (P. Eleni, Katsavou, Krokida, Polyzois, & Gettleman, 2009; P. N. Eleni, Krokida, Polyzois, & Gettleman, 2013; Guiotti et al., 2016; Hatamleh & Watts, 2010b).

Tüm bu şartların maksillofasiyal protezin uzun dönemli kullanımı sonucunda, materyalin üzerine olan etkilerini, renk ve fiziksel özelliklerinde zamanla gerçekleşen değişimleri incelemek için eskitme testleri uygulanmaktadır (C. J. Andres et al., 1992). Çalışmada farklı oranlarda 2-etilheksilsalisilat ilave edilmiş 3 farklı maksillofasiyal silikonun mekanik özellikleri değerlendirildi, ancak materyalin eskitme sonrası bu UV koruyucu ilavesinin etkileri değerlendirilemedi. Çalışmanın diğer bir sınırlaması, farklı silikonlara uygulanan UV koruyucunun renk değişimin üzerindeki etkisinin incelenmemiş olmasıdır. Sonraki

Çalışmalarda incelenecek olan UV koruyucu oranlarına göre renk değişiminin, mekanik özelliklerle beraber değerlendirildiğinde klinik kullanım açısından yararlı bilgilere ulaşılabacağı düşünülmektedir. Ayrıca silikon türlerinin yapısına ilave edilen UV koruyucunun farklı oranlarda biyolojik ortamda meydana getireceği cevabın da hücre kültürü testleri, hayvan deneyleri gibi biyolojik uyum testleri ile değerlendirilmesi gerekmektedir. Kozmetik endüstrisinde güneş ışığına bağlı zararlı etkilere karşı cildi korumak için yaygın olarak kullanılmakta olan 2-etilheksil salisilatın (Bury, Brüning, & Koch, 2019; Huang, Hung, Liu, Kuo, & Shieh, 2017) maksillofasiyal silikonlar ile beraber kullanımında biyolojik etkilerinin araştıırılması gerekmektedir.





6. SONUÇ

Bu çalışmanın sınırlamaları dahilinde ulaşılabilecek sonuçlar:

- Silikon elastomerlerin yapısına %1, %2 ve %5 oranında 2-etilheksil salisilat ilave edildiğinde Shore-A sertliği kontrol grubuna kıyasla; M511 materyalinde genellikle anlamlı bir farklılık göstermedi, Teksil S-25 ve A-2000 silikonlarda ise tüm oranlarda istatistik olarak anlamlı bir azalmaya yol açtı. Bu değişimlere rağmen UV koruyucu ilave edilmiş materyalin sertlik değerleri maksillofasiyal silikonlar için kabul edilen sınırlar içinde yer almaktadır.
- M511 silikon elastomere 2-etilheksil salisilat; %1 oranında yapıya ilave edildiğinde sertlik, gerilme direnci, uzama yüzdesi ve yırtılma direncinde kontrol grubuna kıyasla artış olduğu ve %5 oranında ilave edildiğinde ise tüm değerlerde azalma olduğu görüldü. Ancak M511 silikona %1, %2 ve %5 oranında UV koruyucu ilave edilmesi durumunda test edilen mekanik özellikler kontrol grubuna göre anlamlı fark göstermemektedir.
- A-2000 materyalinin gerilme direnci, uzama yüzdesi ve yırtılma direnci; %1, %2 ve %5 oranında 2-etilheksil salisilat ilavesi ile UV koruyucu ilave edilmiş grupların kontrol grubundan anlamlı fark göstermedi.
- Teksil S-25 silikon türünün %1, %2 ve %5 oranında 2-etilheksil salisilat ilave edilmiş gruplarında yırtılma direncinde kontrol grubuna kıyasla anlamlı bir farka rastlanmadı ancak, gerilme direnci ve uzama yüzdesi değerlerinde anlamlı şekilde azalma meydana geldi.



KAYNAKLAR

- Adisman, I. K., and Minsley, G. E. (1996). *Maxillofacial prosthetics. Prosthodontics, Principles and Management Strategies*. London: Mosby-Wolfe, 201-222.
- Akash, R., and Guttal, S. S. (2015). Effect of incorporation of nano-oxides on color stability of maxillofacial silicone elastomer subjected to outdoor weathering. *Journal of Prosthodontics*, 24(7), 569-575.
- Al-Harbi, F. A., Ayad, N. M., Saber, M. A., ArRejaie, A. S., and Morgano, S. M. (2015). Mechanical behavior and color change of facial prosthetic elastomers after outdoor weathering in a hot and humid climate. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 113(2), 146-151.
- Anderson, J. D., and Szalai, J. P. (2003). The Toronto outcome measure for craniofacial prosthetics: a condition-specific quality-of-life instrument. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 18(4).
- Andres, C. J., Haug, S. P., Brown, D. T., and Bernal, G. (1992). Effects of environmental factors on maxillofacial elastomers: part II—report of survey. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 68(3), 519-522.
- Andres, C., and Haug, S. (2000). Facial prosthesis fabrication: coloration techniques. *Clinical Maxillofacial Prosthetics. Quintessence Publishing Co, Inc*, 233-244.
- Bangera, B. S., and Guttal, S. S. (2014). Evaluation of varying concentrations of nano-oxides as ultraviolet protective agents when incorporated in maxillofacial silicones: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(6), 1567-1572.
- Bankoğlu Güngör, M., Karakoca Nemli, S., Turhan Bal, B., and Arıcı, Y. K. (2021). Effect of ultraviolet protective agents on maxillofacial silicone elastomer, part 2: Mechanical properties after artificial aging. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 3913(21), 349-8.
- Bates, M. T., Chow, J. K., Powers, J. M., and Kiat-Amnuay, S. (2021). Color Stability and Mechanical Properties of Two Commonly Used Silicone Elastomers with e-Skin and Reality Coloring Systems. *The International Journal of Prosthodontics*, 34(2), 204-211.
- Beatty, M. W., Mahanna, G. K., Dick, K., and Jia, W. (1995). Color changes in dry-pigmented maxillofacial elastomer resulting from ultraviolet light exposure. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 74(5), 493-498.
- Beumer, J. I., Curtis, T. A., and Firtell, D. N. (1979). *Maxillofacial rehabilitation prosthodontic and surgical considerations*. London: Mosby, 311-397.
- Beumer, J., Curtis, T. A., and Marunick, M. T. (1996). *Maxillofacial rehabilitation: prosthodontic and surgical considerations*: St Louis: Ishiyaku EuroAmerica, 240-455
- Bulbulian, A. H. (1973). *Facial prosthetics*: Springfield, USA: Charles C. Thomas Publisher.

- Bury, D., Brüning, T., and Koch, H. M. (2019). Determination of metabolites of the UV filter 2-ethylhexyl salicylate in human urine by online-SPE-LC-MS/MS. *Journal of Chromatography B*, 1110, 59-66.
- Callister, W. D., and Rethwisch, D. G. (2018). *Materials science and engineering: an introduction*. Wiley New York, 9.
- Cerullo, L., and Mckinstry, R. (1995). Ocular prosthesis. *Fundamentals of Facial Prosthetics*. Arlington: ABI Professional Publishers, 99-120.
- Chalian, V. A., Drane, J. B., and Standish, S. M. (1972). *Maxillofacial prosthetics: multidisciplinary practice*: Williams & Wilkins Company, 1-12
- Coward, T., Seelaus, R., and Li, S. (2008). Computerized color formulation for African-Canadian people requiring facial prostheses: a pilot study. *Journal of Prosthodontics*, 17(4), 327-335.
- Craig, R. G. and Powers, J. M. (2002). *Restorative dental materials*. 11th edition. St. Louis: Mosby, 580-679.
- Craig, R. G., Powers, J.M., Wataha, J.C. (2004). *Dental materials properties and manipulations* (8.ed.). St Louis: Mosby, 339-432.
- dos Santos, D. M., Goiato, M. C., Moreno, A., Pesqueira, A. A., and Haddad, M. F. (2011). Influence of pigments and opacifiers on color stability of an artificially aged facial silicone. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 20(3), 205-208.
- dos Santos, D. M., Goiato, M. C., Sinhoreti, M. A. C., Fernandes, A. Ú. R., do Prado Ribeiro, P., and de Carvalho Dekon, S. F. (2010). Color stability of polymers for facial prosthesis. *Journal of Craniofacial Surgery*, 21(1), 54-58.
- Eleni, P. N. (2008). Color stability of facial silicone prosthetic elastomers after artificial weathering. *Dental Research Journal*, 5, 71-79.
- Eleni, P. N., Krokida, M. K., Polyzois, G. L., and Gettleman, L. (2013). Effect of different disinfecting procedures on the hardness and color stability of two maxillofacial elastomers over time. *Journal of Applied Oral Science*, 21, 278-283.
- Eleni, P. N., Krokida, M., Polyzois, G., Gettleman, L., and Bisharat, G. I. (2011). Effects of outdoor weathering on facial prosthetic elastomers. *Odontology*, 99(1), 68-76.
- Eleni, P., Katsavou, I., Krokida, M., Polyzois, G., and Gettleman, L. (2009). Mechanical behavior of facial prosthetic elastomers after outdoor weathering. *Dental Materials*, 25(12), 1493-1502.
- G., E. (1997). Yüz protezi yapımında kullanılan materyaller. *Dişhek Derg*, 24 (Yüz protezi yapımında kullanılan materyaller), 101-104.
- Gächter, R., Müller, H., and Andreas, H. (1985). *Plastics additives handbook: stabilizers, processing aids, plasticizers, fillers, reinforcements, colorants for thermoplastics*. Munich, Germany: Hanser.

- Gary, J. J., and Smith, C. T. (1998). Pigments and their application in maxillofacial elastomers: a literature review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 80(2), 204-208.
- Goiato, M. C., Pesqueira, A. A., da Silva, C. R., Gennari Filho, H., and dos Santos, D. M. (2009). Patient satisfaction with maxillofacial prosthesis. Literature review. *Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery*, 62(2), 175-180.
- Goiato, M. C., Pesqueira, A. A., dos Santos, D. M., Antenucci, R., and Ribeiro, P. d. P. (2008). Evaluation of dimensional change and detail reproduction in silicones for facial prostheses. *Acta Odontol Latinoam*, 21(1), 85-88.
- Goiato, M. C., Pesqueira, A. A., Santos, D. M. d., Zavanelli, A. C., and Ribeiro, P. d. P. (2009). Color stability comparison of silicone facial prostheses following disinfection. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 18(3), 242-244.
- Guiotti, A. M., Goiato, M. C., Dos Santos, D. M., Vechiato-Filho, A. J., Cunha, B. G., Paulini, M. B., and De Almeida, M. T. G. (2016). Comparison of conventional and plant-extract disinfectant solutions on the hardness and color stability of a maxillofacial elastomer after artificial aging. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(4), 501-508.
- Guo, J.-H. (1999). Aging processes in pharmaceutical polymers. *Pharmaceutical Science & Technology Today*, 2(12), 478-483.
- Han, Y., Kiat-amnuay, S., Powers, J. M., and Zhao, Y. (2008). Effect of nano-oxide concentration on the mechanical properties of a maxillofacial silicone elastomer. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 100(6), 465-473.
- Han, Y., Powers, J. M., and Kiat-amnuay, S. (2013). Effect of opacifiers and UV absorbers on pigmented maxillofacial silicone elastomer, part 1: color stability after artificial aging. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(6), 397-401.
- Han, Y., Zhao, Y., Xie, C., Powers, J. M., and Kiat-Amnuay, S. (2010). Color stability of pigmented maxillofacial silicone elastomer: effects of nano-oxides as opacifiers. *Journal of Dentistry*, 38, e100-e105.
- Hatamleh, M. M., and Watts, D. C. (2010a). Effect of extraoral aging conditions on color stability of maxillofacial silicone elastomer. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 19(7), 536-543.
- Hatamleh, M. M., and Watts, D. C. (2010b). Mechanical properties and bonding of maxillofacial silicone elastomers. *Dental Materials*, 26(2), 185-191.
- Hatamleh, M. M., Polyzois, G. L., Nuseir, A., Hatamleh, K., and Alnazzawi, A. (2016). Mechanical properties and simulated aging of silicone maxillofacial elastomers: advancements in the past 45 years. *Journal of Prosthodontics*, 25(5), 418-426.
- Haug, S. P., Andres, C. J., Munoz, C. A., and Okamura, M. (1992). Effects of environmental factors on maxillofacial elastomers: part III—physical properties. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 68(4), 644-651.

- Hazer, B. (1991). *Genel Kimya*. Trabzon: Karadeniz Teknik Üniversitesi Basımevi, 79-87.
- Henry, P. J. (1992). Maxillofacial prosthetic considerations. *Advanced Osseointegration Surgery*, 313-326.
- Hooper, S., Westcott, T., Evans, P., Bocca, A., and Jagger, D. (2005). Implant-supported facial prostheses provided by a maxillofacial unit in a UK regional hospital: longevity and patient opinions. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 14(1), 32-38.
- Hu, X., Johnston, W., and Seghi, R. (2010). Measuring the color of maxillofacial prosthetic material. *Journal of dental research*, 89(12), 1522-1527.
- Huang, S.-M., Hung, T.-H., Liu, Y.-C., Kuo, C.-H., and Shieh, C.-J. (2017). Green synthesis of ultraviolet absorber 2-ethylhexyl salicylate: Experimental design and artificial neural network modeling. *Catalysts*, 7(11), 342.
- John, F. M. (1999). *Diş hekimliği maddeler bilgisi*. (N. E. Ed. 7. Basım ed.): İstanbul: İstanbul Üniversitesi Basımevi, 54-65.
- Karakoca Nemli, S., Aydın, C., Yılmaz, H., Turhan Bal, B., and Arıcı, Y. K. (2013). Quality of life of patients with implant-retained maxillofacial prostheses: a prospective and retrospective study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(1), 44-52.
- Karakoca Nemli, S., Bankoğlu Güngör, M., and Türkcan, İ. (2016). Implant-Retained Maxillofacial Prostheses for Reconstruction of Burned Patients: A Report of Two Cases. *Türkiye Klinikleri. Dishekimligi Bilimleri Dergisi*, 22(1), 63-69.
- Karakoca Nemli, S., Bankoğlu Güngör, M., Bağkur, M., Turhan Bal, B., and Arıcı, Y. K. (2018). In vitro evaluation of color and translucency reproduction of maxillofacial prostheses using a computerized system. *The journal of Advanced Prosthodontics*, 10(6), 422-429.
- Karakoca, S., Aydın, C., Yılmaz, H., and Turhan Bal, B. (2010). Retrospective study of treatment outcomes with implant-retained extraoral prostheses: survival rates and prosthetic complications. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 103(2), 118-126.
- Kheur, M. G., Kakade, D., Trevor, C. J., Lakha, T. A., and Sethi, T. (2017). Effect of newly developed pigments and ultraviolet absorbers on the color change of pigmented silicone elastomer. *The Journal of the Indian Prosthodontic Society*, 17(4), 395-400.
- Kheur, M., Kakade, D., Sethi, T., Coward, T., and Rajikumar, M. (2016). Evaluation of the effect of UV stabilizers on the change in colour of a silicone elastomer following ageing by three different methods-An In-Vitro Study. *Journal of Dental Research and Scientific Development*, 3(1), 18-23.
- Kheur, M., Sethi, T., Coward, T., Kakade, D., and Rajkumar, M. (2016). Evaluation of the effect of ultraviolet stabilizers on the change in color of pigmented silicone elastomer: An in vitro study. *The Journal of the Indian Prosthodontic Society*, 16(3), 276-281.

- Kiat-amnuay, S., Beerbower, M., Powers, J. M., and Paravina, R. D. (2009). Influence of pigments and opacifiers on color stability of silicone maxillofacial elastomer. *Journal of Dentistry*, 37, e45-e50.
- KJ, A. (2003). *Philips' science of dental materials.*, St Louis: WB Saunders, 143-596.
- Kurt, M., Karakoca Nemli, S., Bankoğlu Güngör, M., and Turhan Bal, B. (2021). Visual and instrumental color evaluation of computerized color matching system for color reproduction of maxillofacial prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 124(1), 47-50.
- Lemon, J. C., Chambers, M. S., Jacobsen, M. L., and Powers, J. M. (1995). Color stability of facial prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 74(6), 613-618.
- Lewis, D., and Castleberry, D. (1980). An assessment of recent advances in external maxillofacial materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 43(4), 426-432.
- Lontz, J. (1990). State-of-the-art materials used for maxillofacial prosthetic reconstruction. *Dental Clinics of North America*, 34(2), 307-325.
- Mahajan, H., and Gupta, K. (2012). Maxillofacial prosthetic materials: A literature review. *Journal of Orofacial Research*, 87-90.
- Matsumura, Y., and Ananthaswamy, H. N. (2004). Toxic effects of ultraviolet radiation on the skin. *Toxicology and Applied Pharmacology*, 195(3), 298-308.
- Mousa, M. A., Alzarea, B. K., Sghaireen, M. G., Sultan, S., Hamza, M. O., Jamayet, N. B., and Lynch, E. (2021). Influence of weather in Saudi Arabia on mechanical properties of maxillofacial elastomeric materials: An in vitro study. *Journal of International Oral Health*, 13(4), 378-385.
- Murata, H., Hong, G., Hamada, T., and Polyzois, G. L. (2003). Dynamic mechanical properties of silicone maxillofacial prosthetic materials and the influence of frequency and temperature on their properties. *International Journal of Prosthodontics*, 16(4), 369-374.
- Nguyen, C. T., Chambers, M. S., Powers, J. M., and Kiat-Amnuay, S. (2013). Effect of opacifiers and UV absorbers on pigmented maxillofacial silicone elastomer, part 2: mechanical properties after artificial aging. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(6), 402-410.
- O'Brien, W. J. (2002). *Dental materials and their selection*, Chicago: Quintessence Publishing Co, 24-36.
- Öztürk, E. (2009). *Üç farklı çene yüz protezi silikon elastomerinin fiziksel özelliklerinin karşılaştırılması olarak incelenmesi*. Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 63-68.
- Paravina, R. D., Majkic, G., del Mar Perez, M., and Kiat-amnuay, S. (2009). Color difference thresholds of maxillofacial skin replications. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 18(7), 618-625.

- Parkin, D., Pisani, P., and Ferlay, J. (1993). Estimates of the worldwide incidence of eighteen major cancers in 1985. *International Journal of Cancer*, 54(4), 594-606.
- Piskin T, G. Y. (1983). Yüz protezi materyallerindeki gelişmeler. *Marmara Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi Dergisi*, 1, 33-35.
- Polyzois, G. L. (1999a). Color stability of facial silicone prosthetic polymers after outdoor weathering. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 82(4), 447-450.
- Polyzois, G. L. (1999b). Mechanical properties of 2 new addition-vulcanizing silicone prosthetic elastomers. *International Journal of Prosthodontics*, 12(4), 359-362.
- Polyzois, G. L., Hensten-Pettersen, A., and Kullmann, A. (1994). An assessment of the physical properties and biocompatibility of three silicone elastomers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 71(5), 500-504.
- Powers JM, S. R. (2006). *Craig's restorative dental materials*. St.Louis:Mosby, 149-159.
- Rahman, A. M., Jamayet, N. B., Nizami, M. M. U. I., Johari, Y., Husein, A., and Alam, M. K. (2021). Effect of tropical outdoor weathering on the surface roughness and mechanical properties of maxillofacial silicones. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 14(5), 149-155.
- Re, M. (1995). *Fundamentals of facial prosthetics*. Arlington:ABI, 79-97.
- Sakaguchi, R. L., and Powers, J. M. (2012). *Craig's restorative dental materials-e-book*: Elsevier Health Sciences, 253-269.
- Seelaus, R., Coward, T. J., and Li, S. (2011). Coloration of silicone prostheses: technology versus clinical perception. Is there a difference? Part 2, clinical evaluation of a pilot study. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 20(1), 67-73.
- Stathi, K., Tarantili, P., and Polyzois, G. (2010). The effect of accelerated ageing on performance properties of addition type silicone biomaterials. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 21(5), 1403-1411.
- Sugiyama, K., Tsuchiya, T., Kikuchi, A., and Yagi, M. (2015). Optical and electron paramagnetic resonance studies of the excited triplet states of UV-B absorbers: 2-ethylhexyl salicylate and homomenthyl salicylate. *Photochemical & Photobiological Sciences*, 14(9), 1651-1659.
- Toljanic, J. A., Eckert, S. E., Roumanas, E., Beumer III, J., Huryn, J. M., Zlotolow, I. M., and Rubenstein, J. E. (2005). Osseointegrated craniofacial implants in the rehabilitation of orbital defects: an update of a retrospective experience in the United States. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(2), 177-182.
- Tran, N. H., Scarbecz, M., and Gary, J. J. (2004). In vitro evaluation of color change in maxillofacial elastomer through the use of an ultraviolet light absorber and a hindered amine light stabilizer. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(5), 483-490.

- Treloar, L. R. (1970). *Introduction to polymer science*. London: Wykeham Science, 541-549.
- Turhan Bal, B. T., Öztürk, E., ve Karakoca, S. (2007). Maksillofasiyal protezlerin yapımında kullanılan materyallerdeki gelişmeler. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 1(4), 63-68.
- Turhan Bal, B., Bankoğlu Güngör, M., Karakoca Nemli, S., Aydın, C., and Arıcı, Y. K. (2021). Effect of ultraviolet protective agents on maxillofacial silicone elastomer, part 1: Color stability after artificial aging. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(6)397-401.
- Vahapoğlu, V. (2013). Kauçuk Türü Malzemeler: Sınıflandırma. *Mehmet Akif Ersoy Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, 4(1), 25-34.
- William, D. C. (2014). *Materials science and engineering: an introduction*. John Wiley, 9.
- Xiao, K., Zardawi, F., van Noort, R., and Yates, J. M. (2013). Color reproduction for advanced manufacture of soft tissue prostheses. *Journal of Dentistry*, 41, e15-e23.
- Yazdanie, N., and Manderson, R. (1989). Prosthetic management and rehabilitation of an extensive intraoral and facial defect. *International Journal of Prosthodontics*, 2(6). 550-554.
- Yousif, E., and Haddad, R. (2013). Photodegradation and photostabilization of polymers, especially polystyrene. *SpringerPlus*, 2(1), 1-32.
- Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E., and Aksu, L. (1993). *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi*. (1. Baskı). Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi, 25-515.
- Zarrati, S., Safi, M., Rezaei, S. M. M., and Shadan, L. (2020). Effect of nano-oxides on the color stability of maxillofacial silicone elastomers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*.
- Zayed, S. M., Alshimy, A. M., and Fahmy, A. E. (2014). Effect of surface treated silicon dioxide nanoparticles on some mechanical properties of maxillofacial silicone elastomer. *International Journal of Biomaterials*, 6(2), 119-126.



ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : Necla KILIÇKAYA
Uyruğu : T.C

Eğitim Derecesi	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Doktora	Gazi Üniversitesi, / Protetik Diş Tedavisi Aanabilim Dalı	Devam Ediyor
Lisans	Başkent Üniversitesi / Diş Hekimliği Fakültesi	2015
Lise	Batıkent Lisesi (YDA)	2007
İş Deneyimi, Yıl	Çalıştığı Yer	Görev
2021-devam ediyor	Gazi Üniversitesi	Araştırma Gör.

Yayınlar

- Kılıçkaya, N. (2020). Dezenfeksiyonun maksillofasiyal silikon elastomerin fiziksel özellikleri üzerine etkileri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 30(2), 274-281.

Yabancı Dil

İngilizce

Hobiler

-



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..