T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

SİLİKA VE TİTANYUM DİOKSİT İLAVESİNİN İKİ FARKLI MAKSİLLOFASİYAL SİLİKON ELASTOMERİN MEKANİK ÖZELLİKLERİNE ETKİSİ

Pınar ÇEVİK

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Danışman

Doç. Dr. Oğuz ERASLAN

KONYA-2013

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

SİLİKA VE TİTANYUM DİOKSİT İLAVESİNİN İKİ FARKLI MAKSİLLOFASİYAL SİLİKON ELASTOMERİN MEKANİK ÖZELLİKLERİNE ETKİSİ

Pınar Çevik

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Danışman

Doç. Dr. Oğuz Eraslan

Bu araştırma Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından **12202008** proje numarası ile desteklenmiştir.

KONYA-2013

ÖNSÖZ

Doktora eğitimim boyunca her daim desteğini hissettiğim, çalışmalarımda beni teşvik ederek yol gösteren, tez danışmanım sayın hocam Doç. Dr. Oğuz ERASLAN'a;

Tezim ile ilgili düzeltmeler sırasında çok kıymetli tecrübelerinden faydalandığım, her zaman yanımda hissettiğim tez jürimin değerli üyesi sayın hocam Prof. Dr. Nilgün ÖZTÜRK'e;

Doktora eğitimim aşamasında yardımlarını esirgemeyen S.Ü. Diş Hekimliği Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı Başkanı sayın hocam Prof. Dr. Filiz AYKENT'e;

Doktora eğitimimin sırasında bana yol gösteren tüm S.Ü. Protetik Diş Tedavisi Öğretim Üyelerine;

Her türlü desteklerini hissettiğim, zevkle çalıştığım asistan arkadaşlarıma, tüm Protetik Diş Tedavisi personeline;

Tez çalışmamın test aşamalarında bana yardım eden Bursa KOSGEB'te görev yapan Kimya Mühendisi Sayın Furkan KUL'a; Konya KOSGEB çalışanlarına,

Baştan sona rehberlik ederek bana yardımcı olan çok sevdiğim dayım Serdar FERLİGÜL'e ve ailesine;

Her daim sevgisiyle yanımda olarak beni destekleyen biricik ağabeyim İlker ÇEVİK'e; manevi destekleri için Emel ÇEVİK'e ve Emir Mert'e;

ve ilk öğretmenim, yaşama sevincim, fedakâr anneciğime sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER DİZİNİ **Sayfa**

SİMGELER VE KISALTMALAR **iv**

1. GİRİŞ **1**

1.1. Çene Yüz Protezlerinin Tarihçesi 4

1.2. Polimerler 7

1.2.1.Kimyasal Yapı ve Terimler 7

1.2.2.Polimerlerin Hazırlanması 10

1.2.3.Polimerizasyon Sonunda Meydana Gelen Değişiklikler 14

1.3. Çene Yüz Protezinde Kullanılan Materyaller 17

1.3.1.Akrilik Rezinler 17

1.3.2.Akrilik Kopolimerler 19

1.3.3.Polivinil Klorit (PVC) ve Kopolimerleri 19

1.3.4.Poliüretanlar 20

1.3.5.Silikon Elastomerler ve Bu Konudaki Gelişmeler 20

1.4. Silikon Elastomerlerde Mekanik Dayanım Testleri 25

1.4.1.Fiziksel ve Mekanik Özellikler 27

1.4.2.Gerilim (Stres) 28

1.4.3.Zorlama ya da Gerilme (Strain) 28

1.4.4.Elastik Modülüs 29

1.4.5.Dinamik Modülüs 29

1.4.6.Orantılı ve Elastik Limit 29

1.4.7.Yield Noktası 30

1.4.8.Uzama 30

1.4.9.Katılık ya da Tokluk 30

1.4.10.Sertlik 31

1.4.11.Yırtılma Dayanımı ve Çekme Dayanımı 32

1.5. Eskitme İşlemleri 32

1.6. Çene Yüz Protezlerinde Renk 34

1.7. Elastomer Doldurucular 35

1.8. Çene Yüz Protezlerinde Bulunması Gereken Özellikler 36

2. GEREÇ VE YÖNTEM 39

2.1. Metal kalıpların hazırlanması 39

2.2. Çekme, Yırtılma ve Sertlik Testi için Örneklerin Hazırlanması 40

2.3. Çalışma grupları: 42

Çalışma grupları Çizelge 2.3.1'de gösterilmiştir. 42

2.3.1.Kontrol grupları: 42

2.3.2.Titanyum dioksit grupları (TiO_2): 44

2.3.3.Tütsülenmiş Silika Grupları: 44

2.3.4.Silanlanmış Silika Grupları: 44

2.4. Test Ölçümleri 45

2.4.1.Çekme Dayanımı Testi 45

2.4.2.Uzama Yüzdesi 45

2.4.3.Yırtılma Dayanımı Testi 46

2.4.4.Sertlik (Shore A) Testi 46

2.5. İstatistiksel Analiz 46

3. BULGULAR 48

3.1. Çekme Dayanımı Testi Bulguları 48

3.2. Uzama Yüzdesi Bulguları 50

3.3. Yırtılma Dayanımı Testi Bulguları 52

3.4. Sertlik Testi Bulguları 55

Grafik 3.4.1: Grupların ortalama ve standart sapma değerleri 55

4. TARTIŞMA 57

5. SONUÇ ve ÖNERİLER 74

6. ÖZET **76**

7. SUMMARY **77**

8. KAYNAKLAR **78**

9. EKLER **84**

10.ÖZGEÇMİŞ **85**

SİMGELER VE KISALTMALAR

ASTM: American Society for Testing and Materials (Amerikan Test ve Malzemeler Derneği)

F: Fisher katsayısı

HMDS: Hekzametildisilazan

HTV: High Temperature Vulcanized

ISO: International Organization for Standardization (Uluslararası Standart Kurulu)

KO: Kareler ortalaması

KT: Kareler toplamı

µm: Mikrometre

Maksillofasiyal Protezler: Çene yüz protezleri

Manipülasyon: Şekillendirme

PDMS: Polidimetilsiloksan

PMMA: Polimetilmetakrilat

Polar: Kutuplu

RTV: Room Temperature Vulcanized

SS: Standart sapma

T_g: Cam geçiş ısısı

TiO_2: Titanyum dioksit

T_m: Erime ısısı

UV: Ultra viyole

1. GİRİŞ

Travma, konjenital bozukluk veya karsinomlara bağlı oluşan, ağız içi yumuşak ve sert dokuları, yüz kemiklerini, çene kemiklerini, dudak, yanak, burun, göz gibi organ ve dokuları tutan defektler çene yüz defektleri olarak adlandırılırlar (Moser ve ark 2003, Hubalkowa 2010). Çene yüz bölgesinde travma, konjenital bozukluk veya karsinom nedeniyle oluşabilen bu defektler görüldüğü alanda fonksiyon bozukluğu oluşturup hastaların görünümünde negatif etkiye sebep olur (Brignoni ve Dominici 2001, Pruthi ve ark 2010 Polyzois ve ark 2011).

Çene yüz bölgesini tutan geniş defektler genellikle baş boyun bölgesinde oluşan malign oluşumlar olarak bilinen karsinomlar sonucu oluşmakta ve çoğunlukla ilk olarak cerrahi tedaviyi gerektirmektedir (Brignoni ve Dominici 2001, Pruthi ve ark 2010 Polyzois ve ark 2011).

Çene yüz bölgesini tutan karsinomların başlıca etiyolojisi;

- Kronik olarak ultraviyole radyasyona maruz kalma
- Arsenik gibi kanserojen kimyasallara maruz kalma
- İmmün sistemi baskılayan hastalıklar (Human Papilloma virüs gibi)
- Kseroderma pigmentosum gibi bazı UV bağlantılı DNA tutulumlu sendromlar olarak gösterilebilir (Rao ve ark 2011).

Çene yüz bölgesi karsinomları genellikle yavaş ve lokal olarak ilerleyen ve bazen ilgilendirdiği dokuların tamamen rezeke edilmesini gerektiren oluşumlardır. Cerrahi rezeksiyon sonucunda ağız içi, ağız dışı veya her iki bölgenin de kaybı söz konusu olabilir. Karsinom sonrasında yapılan cerrahi rezeksiyonun ardından hastalarda genellikle burun, üst dudak, yanak ve göz dokusu bölgelerinde fonksiyon kaybıyla beraber estetik ve psikolojik olarak da büyük bir kayıp yaşanır. Çene yüz bölgesini ilgilendiren büyük defektlerde ağız dışı protezlere ek olarak ağız içi obtüratör protezlerle de konuşma ve yutkunma fonksiyonları geri kazanılmaya çalışılır (Maureen 2004, Pruthi ve ark 2010, Rao ve ark 2011). Çene yüz bölgesinde bulunan karsinoma bağlı defekti olan hastaların tedavisinde multidisipliner bir yaklaşım seçilmelidir. Prostodontistler çene yüz defektli hastalara multidisipliner bir

düşünce ile yaklaşmalı, cerrah, onkolog ve prostodontist arasında sıkı bir işbirliği kurulmalıdır (Lemon ve ark 2005, Dingman ve ark 2008, Hubalkowa 2010).

Çene yüz bölgesinin tutulduğu defektli hastalarda tedavi onarıcı, hafifletici, koruyucu ve destekleyici bir yaklaşımla seçilmelidir (Moser ve ark 2003).

Çene yüz protezleri travma, konjenital bozukluklar ve kötü huylu tümöral oluşumların cerrahi rezeksiyonunu takiben oluşan defektlerin fonksiyonel ve estetik düzelmesine yardımcı olmak için yapılan protezlerdir (Roberts 1967). Literatürlerde maksillofasiyal protezler olarak geçen bu protezlerin karşılığı çene yüz protezi, sadece yüzle ilgilenen bölümü olan epitez teriminin karşılığı ise yüz protezidir (Öztürk 2009). Yapılan çene yüz protezlerinde başarı, öncelikli olarak defektin lokalizasyonuna ve boyutlarına, hekimin bilgi ve tecrübesine, kullanılan materyalin özelliklerine ve yardımcı personelin deneyimine bağlıdır (Ekren 2009). Burun, kulak, göz ve göz çevresi ile baş ve boyun bölgesindeki diğer eksik bölümlerin yerine konulmasında maksillofasiyal diğer adıyla çene yüz protezlerinden faydalanılmaktadır (Craig ve Powers 2002). Plastik cerrahideki yeni gelişmelere rağmen kanser ve travma hastalarında çene yüz protezlerine her zaman ihtiyaç duyulmaktadır (Kiat-Amnuay ve ark 2001).

Çene yüz bölgesindeki defektler, hastada oluşturduğu estetik ve fonksiyonel problemlerden dolayı endişe, güven eksikliği, değersiz hissetme, sosyal yetersizlik, toplumdan uzaklaşma gibi psikolojik bozukluklar meydana getirir (Öztürk 2009).

Çene yüz bölgesindeki protetik uygulamaların cerrahi müdahalelere olan en önemli avantajlarından biri karmaşık anatomik bölgelere daha iyi uyum sağlamasıdır (Wilkes ve Wolfaarrdt 1994).

Çene yüz protezlerinin uzun süre klinik kullanımda oldukları ve bu sıradaki termal, mekanik ve fiziksel etkenlere maruz kaldıkları düşünülecek olursa, bu sebeple yapılan protez estetik ve fonksiyon açısından yeterli, biyouyumlu olmalı ve özelliklerini uzun süre koruyabilmelidir (Öztürk 2009, Polyzois ve ark 2011)

Çene yüz protezlerinin bazı ideal ve yeterli mekanik özelliklerde olması istenir. Çene yüz protezleri uygulandıkları canlı dokularla biyolojik yönden uyumlu olmalı, toksik ve karsinojenik olmamalıdır. Uzun ömürlü, uygulanması kolay olmalı,

doğal görünmeli, renklendirmeler yapılabilmeli, boyutsal yönden stabil olmalıdır (Öztürk 2009).

Yüz protezlerinin ana amaçlarından biri estetiği sağlamak ve yaşam kalitesini yükseltmek olmasına rağmen hasta, materyallerdeki kısıtlamalardan dolayı final protezde olası hayal kırıklıklarına karşı bilgilendirilmelidir (Karayazgan ve ark 2003).

Çene yüz protezlerinin üretiminde polimetilmetakrilat, polivinil klorit, klorlu polietilen, poliüretan ve silikon gibi çok farklı materyaller kullanılmaktadır (Bellamy ve Waters 2005, Lemon ve ark 2005, Li ve ark 2007, Kiat-Amnuay ve ark 2008).

Polimer yapıdaki materyaller düşük termal stabiliteleri, solar radyasyona karşı dayanımlarının az olması ile halen ideal materyaller olmaktan çok uzaktır (Eleni ve ark 2011). Polidimetilsiloksanlar, çene yüz protezlerinde kullanılan diğer materyallere göre kolay manipülasyonları, mükemmel radyasyon dirençleri ile en çok kullanılan malzemelerdir (Polyzois ve ark 1992, Abbasi ve ark 2001, Dollase ve ark 2002, Virlogeus ve ark 2004, Lacoste ve ark 2006).

Doğal veya dış koşullara bağlı materyalin eskimesi polimerlerde kimyasal, fiziksel veya mekanik özelliklerinde değişikliklere neden olabilir. Eskimeye neden olan hava koşulları nem, rüzgâr, güneş ışığı ve sıcaklıktır. Bu nedenle materyallerin ömürlerinin tayininde gerçek hava koşullarının kullanılması yapay eskitme işlemlerinden daha gerçekçi sonuç vereceğinden tercih sebebi olmalıdır (Eleni ve ark 2011).

Yapay eskitme işlemleri polimerlerin dış ortam koşullarındaki performansları hakkında yaklaşık bilgiler vermesi nedeniyle birçok çalışmada kullanılmaktadır (Gijsman ve ark 1994, Dootz ve ark 1994, Gulmine ve ark 2003). Buna rağmen yapay eskitme işlemleri, materyallerin bozunma mekanizmasını etkileyip tamamen polimerlerin ömürleri hakkında tamamen yanlış tahminlerde bulunulmasına da sebep olabilmektedir (Gijsman ve ark 1994, Pospisil ve ark 2006).

Yüz defektlerinde kullanılan protezlerdeki önemli bir konu da, protezlerin yerleştirildiklerinde dikkatsiz bir bakışın bu protezleri fark edememesi gerektiğidir (Hatamleh ve Watts 2010). Yüz protezlerinde, hastanın memnuniyeti ve protezine

hızlı alışması için dış ve iç boyamalarla gerçekçi görünmesi ve doğala yakın olması çok önemlidir (Lontz 1990).

Genel olarak protez yapımında beş ana amaç esas alınır (Bayrak 2007). Bunlar;

- Fonksiyonel amaç: Hastanın eksik olan organının tamamlanarak kısmi de olsa fonksiyon görebilmesini sağlamak,
- Kozmetik amaç: Hastanın estetiğini sağlamak,
- Fonetik amaç: Çene protezlerinde hastanın güzel ve anlaşılabilir konuşmasını sağlamak,
- Psikolojik amaç: Eksik olan organdan kaynaklanan psikolojik rahatsızlıklarını gidermek,
- Biyolojik amaç: Doku bütünlüğünü sağlamak.

Tüm bu ana amaçları yerine getirebilen ideal bir çene yüz protezi malzemesi üretilmesi için yapılan çalışmaların yanında, çene yüz protezlerinde en sık karşılaşılan problemler; uzun süreli klinik kullanıma bağlı protezlerin kenar bölgelerinde görülen yırtılmalar, kopmalar ve protezlerin sertliğindeki artış ile elastikiyetlerinin kaybolması olarak sayılabilir (Wolfaardt ve ark 1985, Mohite ve ark 1994, Beumer ve ark 1996, Han ve ark 2008).

1.1. Çene Yüz Protezlerinin Tarihçesi

İnsanoğlunun edinsel ya da kazanılmış bir yüz deformasyonunu yapay yollarla hangi tarihte tedavi etmeyi denediğine dair kesin bir kayıt yoktur. Arkeolojik çalışmalarda eski Çin'de odundan, mumdan, topraktan yapılmış yapay gözler, burunlar ve kulaklar bulunmuştur (Rahn ve Boucher 1970, Beumer ve ark 1996, Uyan 2006).

İlk olarak kayıtlara geçmiş yüz protezi, Fransız ordusunda bir cerrah olan Ambroise Pare tarafından (1510-1590) tarafından yapılmış ve o dönem yüksek oranda bacak amputasyonu vakalarının bulunması Pare'yi yapay organ yapımı konusunda çalışmalara yöneltmiştir (Öztürk 2009). Pare, o dönemde fazla miktarda

gümüşten burun, göz ve kulak protezleri yapmıştır (Beumer ve ark 1996, Uyan 2006).

Yüz protezleriyle ilgili kayıtlara geçmiş bir sonraki bilgi gökbilimci Tycho Brahe'nin kendisi için tasarladığı ve demirci ustasına yaptırdığı gümüş ve bakırdan oluşan burun protezidir (Anusavice 2003, Öztürk 2009). Brahe, bu protezi ömrünün sonuna kadar kullandığı için yüz protezlerinin babası olarak bilinmektedir (Bulbulian 1945, Bulbulian 1946, Uyan 2006).

1678-1761 yılları arasında yaşayan Pierre Fouchard, yaptığı çene yüz protezleri hakkında yaptığı araştırmalarla bu konuya büyük katkı sağlamış, ağız içi defektlerde farklı protezler tasarlamıştır (Barnhart 1960, Bulbulian 1973). Özellikle ağız içi ve ağız dışı defektlerin bir arada olduğu önemli vakalardan bir tanesi gümüş maskeli savaşçı olarak anılan Fransız askere yapılan protezdir. Alphonse Louis adlı bu asker savaşta alt yüz bölümünü kaybetmiş ve mandibulanın ramusunun yükselen kısmı kalmıştır. Dr. Forjet'in gümüşten yaptığı bu protez deri kayışlarla boynuna bağlanmıştır. Mandibular parçanın üzerine altından dişler yerleştirmiştir. Protezi yağlı boya ile boyayıp, yüze tüylerle bıyık ve favori yaparak doğal bir görünüm kazandırmaya çalışmıştır (McKinstry 1995, Öztürk 2009).

Onaltıncı yüzyıldan itibaren çene yüz protezleri popülarite kazanmış ve bu dönemde protezler tahta, mum ve metal gibi malzemelerden imal edilmeye başlanmıştır (Ekren 2009). Tahta, altın, fildişi gibi maddelerin geçmişte protez malzemesi olarak kullanımı düşünüldüğünde plastik materyallerin bulunmasıyla dişhekimliğinde önemli bir gelişme sağlanmıştır (Frederick 2002, Tuğut 2008).

Uyan (2006) ve Öztürk (2009)'ün bildirdiğine göre Kingseley 1880 yılında neonazal bir protez imal etmiş, bunun için vulkanit asit kullanmıştır. Yine 1819-1868 yılları arasında yaşayan Dr. Morton da bayan bir hastasına mine porseleni kullanarak burun protezi tasarlamış ve tutuculuk için hastanın gözlüklerinden faydalanmıştır.

1930'larda Bulbulian ve Clarke, prevulkanize sıvı lateksin kullanımını tanıtmışlardır, ancak bu malzemenin aşırı büzülme ve renk değiştirme gibi dezavantajlarından bahsedilmiştir (Keskin ve Özdemir 1995). Akrilik reçine sert bir materyal olmasına rağmen; bu materyalin şeffaflığı, renklendirilebilme özelliği ve

kullanım kolaylığından dolayı diş hekimleri tarafından tercih edilmektedir (Bigelow 1943).

Yirminci yüzyıl ortalarında ise akrilik rezin; lateks, vinil plastik, gliserin-jelatin gibi materyallerin arasında orbital protez yapımında en popüler materyal olarak kullanılmaya başlanmıştır (Chalian ve Philips 1974).

Akrilik reçine geçici yüz protezi yapımında kullanılabilecek bir malzeme olarak kabul edilebilir. Bazı diş hekimleri; dayanıklılığı, renk stabilitesine sahip olması ve kozmetik özellikleri nedeniyle akrilik reçineyi daimi protez malzemesi olarak tercih etmektedir. Ancak kullanılmaya başlandıktan sonra bu malzemeye karşı reaksiyonlar meydana geldiği belirtilmiştir. Bu reaksiyonlar; hem allerjik hem de lokal kimyasal irritasyonlar olarak belirtilmiştir. Bu maddenin günümüzde yüz protezleri ile uğraşan hekimlerin sadece % 6'sı tarafından kullanıldığı tespit edilmiştir (Andres 1992, Aykent ve ark 1999, Uyan 2006).

Vinil klorit ve platisol kopolimer 1940'larda akriliklerin yerine yumuşak ve esnek olmaları nedeniyle çene yüz protezi yapımında kullanılmıştır (Bulbulian 1973). Keskin ve Özdemir (1995)'in bildirdiğine göre Varaujan ve Boucher gibi araştırmacılar PVC olarak bilinen polivinilklorit üzerinde çalışmaya başlamışlardır

Çene yüz protezleri tarihi boyunca, fasiyal dokuları taklit edebilmek için farklı materyaller denenmiş ve birçok araştırmacı ideal çene yüz protez materyalinin sahip olması gereken özellikleri belirtmişlerdir (Bulbulian 1945, Chalian 1960, Fonseca 1966). Dokular ile uyumlu olması, hafif olması, kolay temizlenebilir olması, fiziksel ve mekanik özelliklerinin yüksek olması ve renklendirilebilmesi ideal çene-yüz protez materyalinin sahip olması gereken özellikler arasındadır (Moore ve ark 1977). Silikonlarda bulunması gereken özellikler ilk defa Bulbulian (1945) tarafından yayınlanmıştır ve silikonlar 1946 yılında onun tarafından geliştirilmiş ve ilk olarak Barnhart ve ark (1960), çene-yüz protez üretiminde silikonu kullanmışlardır.

Uyan (2006)'ın bildirdiğine göre MDX 4-4210 (Dow Corning Corporation, Midland, United States) 1979'da, Episil (Dreve-Dentamid, Unna, Almanya) 1981'de, Cosmesil (Principality Medical, Newport, İngiltere) 1982'de piyasaya

sürülmüş, Cosmesil birçok çalışmada yırtılma dayanımı ve kolay manipülasyonu açısından üstün özellikler göstermiştir. Öztürk (2009)'ün bildirdiğine göre poliüretan elastomerler ilk olarak 1980'lerde kullanılmaya başlanmış, esnekliği, yırtılma dayanımının yüksek olmasıyla iç-dış boyamalara karşı elverişli olmalarıyla tercih edilmiş, 1980 yılında isopropan poliüretan tanıtılmıştır.

Udagama (1987), silikon bir protezin üzerini poliüretan bir malzeme ile kaplamış, silikonun yırtılma dayanımını ve adezyon kapasitesini artıran yeni bir yöntem geliştirmiştir. Aynı çalışmada etilmetakrilat, polivinilbüteral, metil metakrilat ve polivinil asetat gibi materyaller de test edilmiş fakat şeffaf olması, yüksek yırtılma dayanımı, su bazlı adezivlerle uyumu, kalıplanabilir olmasıyla yapılan çalışmada poliüretan tercih edilmiştir.

1.2. Polimerler

1.2.1. Kimyasal Yapı ve Terimler

Polimer terimi, çok sayıda (poli) parça (mer)'dan oluşmuş molekülü tanımlamaktadır. Sondaki 'mer' eki polimerin oluştuğu tekrarlayan kimyasal yapı ünitelerini gösterir. Örneğin polimetilmetakrilat, metil metakrilat kimyasal ünitelerinden oluşmuş bir polimerdir (Craig ve Powers 2002). Polimetilmetakrilat, uzay sanayinde, otomotiv sanayinde, tıbbi protez yapımında kullanılan bir malzemedir (Bayrak 2007). Literatürde "Polimer" ve "Makromolekül" terimleri birbirleri yerine kullanılabilirler ancak makromolekül polimeri oluşturan molekülleri tanımlamaktadır (Ekren 2009). Polimerler, yüksek moleküler ağırlıklı, zincirimsi yapıda moleküllerdir. Atomların yerleşimi gelişigüzel değildir ve belirli atom gruplarının arka arkaya sıralanmasından oluşurlar (McCabe 1999). Polimeri oluşturan monomerler genellikle gaz halindedirler ve polimerizasyon sırasında amorf ve kristalin yapıya dönüşürler. Bu dönüşüm sonucunda çok rijit ve sert bir yapı elde edilebileceği gibi, çok yumuşak ve lastik kıvamında bir yapı da ortaya çıkabilir (McCabe 1999).

Polimerin oluştuğu moleküllere monomer denmekte, polimerler farklı tipteki monomer yapılarından oluşabilmektedir (Craig ve Powers 2002). *Homopolimer;* bir tek monomerden oluşan en basit polimer türüdür. Bir homopolimer doğrusal (lineer),

dallanmış ya da üç boyutlu bir ağ yapısı gösterebilir. Bir A monomeri homopolimer zinciri olarak (A-A-A-A-A) şeklinde görülebilir (Tuğut 2008). Polimetilmetakrilat buna örnektir (Craig ve Powers 2002). Polimer molekülleri birden fazla monomerden meydana geliyorsa buna 'kopolimer' denir (Craig ve Powers 2002). Kopolimer, farklı iki monomer yapının ünitelerinden oluşan uzun bir zinciri tanımlamaktadır. Kopolimer yapılar (A-B-A-B-A-B-A-B-A-B) şeklinde görülebilir (Tuğut 2008). Metil metakrilat-etil metakrilat kopolimeri bu yapıya örnektir (Craig ve Powers 2002). Üç farklı monomer ünitesinden meydana gelen polimer yapıya 'terpolimer' adı verilir. Metil-etil-propil metakrilat terpolimeri bu yapıya örnektir (Craig ve Powers 2002). *Oligomer;* birkaç 'mer' ünitesinden meydana gelen polimerdir ve Yunanca 'az sayıda polimer' anlamına gelir (Ekren 2009). Makromolekül; monomerlerin kimyasal reaksiyonla birbirine bağlanmasıyla oluşan molekülleri tanımlar (Young ve Ovell 1992). *Polimerizasyon*, monomer bileşenlerinin kimyasal bir yolla bir araya gelip daha yüksek molekül ağırlıklı polimerleri oluşturduğu reaksiyona verilen isimdir (Young ve Ovell 1992, Craig ve Powers 2002). Uzun zincirli polimerler çeşitli bölgelerden birbirine bağlanarak (çapraz bağlanma) sağlam bir iskelet yapı meydana getirir ve bu şekilde polimerlerin çapraz bağlanmasına *vulkanizasyon* denir (Beumer ve ark 1996). Polimerler genellikle reaktör adı verilen tesiste polimerizasyon yoluyla elde edilirler. Çoğunlukla yoğunlaşma polimerizasyonu ile elde edilen termoplastiklerin polimerizasyon işlemleri reaktörde tamamen bitmiş olur ve bu işlemin sonunda yan zincir veya gruplar içeren uzun zincir molekülleri meydana gelir (Bayrak 2007).

Moleküler Ağırlık

Bir polimer molekülünün moleküler ağırlığı, kendisini oluşturan 'mer' ünitelerinin moleküler ağırlığının toplamından oluşur (Craig ve Powers 2002). Tek bir monomerden oluşan polimer yapının moleküler ağırlığı ne kadar fazlaysa polimer, o kadar yüksek polimerizasyon derecesine sahip demektir. Polimerizasyon terimi, sıklıkla nitel bir algıyı ifade etmekte, polimerizasyon derecesi ise polimer molekülünün içindeki total 'mer' ünitelerinin sayısını tanımlamaktadır (Craig ve Powers 2002). Polimerlerin moleküler ağırlığı ortalama moleküler ağırlık olarak ifade edilir, çünkü tekrarlayan mer ünitelerinin moleküler ağırlıkları kendi içinde değişiklik gösterir (Craig ve Powers 2002). Moleküler ağırlığın artmasıyla polimerin

fiziksel özellikleri değişir, bu yüzden iki polimetilmetakrilat polimeri aynı kimyasal kompozisyona sahip olsa da farklı fiziksel özellikler gösterebilir. Bu değişkenlik, polimerin oluştuğu farklı moleküler ağırlıklı moleküllerden kaynaklanır. Genellikle molekül ağırlığının artması ile yapıda moleküller arası çekim artmakta ve bu da polimerin mekanik ve ısı özelliklerini etkilemektedir. (Craig ve Powers 2002). Genel olarak düşük moleküler ağırlıklı materyaller içerisine çapraz bağlantılı ajanlar eklendiğinde, düşük moleküler ağırlıklı materyaller yüksek moleküler ağırlıklı materyaller gibi davranırlar (Nicholson ve ark 1999).

Uzaysal Yapı

Kimyasal kompozisyon ve moleküler ağırlıktan başka polimerlerin özelliklerinin tanımlanmasında uzaysal ve fiziksel yapısının da bilinmesi önemlidir. Polimerlerin linear (doğrusal), çapraz bağlantılı ve dallara ayrılmış olarak üç temel uzaysal yapısından bahsedilir (Craig ve Powers 2002). Linear (doğrusal), diğer bir adıyla düz zincirli polimerler düz bir zincir üzerinde sıralanmıştır. Ana zincirleri kovalent bağlarla başka zincirlere bağlı değildir. Doğrusal olan bu polimerler uygun çözücülerde çözünürler ve eritilerek tekrar tekrar şekillendirilebilirler. Polivinil klorür düz zincirli polimerdir (MEGEP 2008). Dallanmış polimerler, ana zincirlerine, kendi kimyasal yapısına benzer dal görüntüsünde başka zincirler kovalent bağlarla bağlanmış polimerlerdir. Bu polimerlerin dallanmış zincirleri polimerizasyon sırasında yan tepkime ya da ikincil tepkimelerin oluşması sonucu meydana gelir. Yan dalların boyları aynı uzunlukta olmayabilir veya bu yan dalların üzerinde başka gruplarda olabilir (Yan gruplar yan dal değildir). Dallanmış ve düz zincirli polimerlerin özellikleri genellikle birbirine yakındır ve viskozitesi farklı olmak koşulu ile aynı çözücülerde çözünebilirler (MEGEP 2008). Çapraz bağlı polimerlerin bağlarında birden fazla ana zincir vardır ve bu zincirler birbirleriyle bağlı olduğundan ağ yapıda bir özellik gösterirler. Değişik uzunluktaki zincir parçalarının birbirine kovalent bağlar ile bağlı olduğu için sistem tek bir molekül gibi düşünülebilir (MEGEP 2008). Linear (doğrusal) yapı ve dallara ayrılmış yapılar birbirinden ayrı iken çapraz bağlı yapıda olan moleküller ağsı ve birbirine bağlı yapılardır ve polimerin dev bir kütle yapısının oluşmasını sağlarlar (Craig ve Powers 2002, Anusavice 2003). Bu polimer türü çözünmez, ancak uygun çözücülerde belli miktarda şişerler. Şişme yoğunluğu çapraz bağ yoğunluğu ile değişir. Çapraz bağ

miktarı arttıkça polimerin çözücüdeki şişme miktarı azalır. Çok çapraz bağa sahip polimerler çözücülerden etkilenmez. Çapraz bağlanmayla polimer zincirleri hareketliliklerini kaybederler. Bu nedenle erimeyecekleri ya da akmayacakları için kalıpla da şekillendirilemezler (MEGEP 2008). Çapraz bağlar çizgisel makromoleküller arasında yeterli sayıda köprü sağlayarak çözücüler karşısında polimerin dirençli davranmasını sağlar. Plastik yapay dişlerin üretiminde çözücülere ve yüzey streslerine direnci arttırmak amacıyla çapraz bağlantı yaygın olarak kullanılır (Phillips 1991, Craig 1996, Bayrak 2007).

Polimerlerin uzaysal yapıları onların akma eğilimleri hakkında bilgi verir. Genellikle çapraz bağlı moleküller, doğrusal ve dallanmış yapılara oranla daha yüksek derece sıcaklıklarda akma eğilimindedir. Çapraz bağlı moleküllerin bir diğer ayırt edici özellikleri doğrusal ve dallanmış moleküller kadar sıvıları kolay absorbe etmeleridir (Craig ve Powers 2002, Anusavice 2003).

Polimerleri sınıflandırırken kullanılan bir diğer yöntem, termoset ve termoplastik özelliklere göre yapılan sınıflamadır. Termoplastik terimi; madde ısıtıldığında yumuşayan, soğutulduğunda katılaşabilen ve bu işlemin tekrar edilebildiği maddeler için kullanılır (Zaimoğlu ve ark 1993, Öztürk 2009). Termoplastikler düz zincirli ve dallanmış yapıda polimerlerdir (Ratner ve ark 2005, Ekren 2009) ve örnek olarak polimetilmetakrilat, polietilen, polisitiren ve polivinilasetatlar gösterilebilir. Termoset terimi ise yapımı sırasında katılaşan ve tekrar ısıtıldığında yumuşamayan maddeler için kullanılır. Bu maddeler eski haline geri dönemez ve farklı bir yapı oluşur (Anusavice 2003, Öztürk 2009). Termosetler, çapraz bağlı yapıda polimerlerdir ve örnek olarak çapraz bağlı polimetilmetakrilat, silikon ve cispolisopirenler gösterilebilir (Ratner ve ark 2005, Ekren 2009).

1.2.2. Polimerlerin Hazırlanması

Monomer moleküllerinin polimere dönüşmesi kimyasal bir reaksiyonla olur ki buna polimerizasyon denmektedir. Polimerizasyon reaksiyonu ilave veya kondansasyon tipi bir reaksiyonla olur (Phillips 1991, O'Brien 2002).

İlave tip polimerizasyon

İki molekülün birleşerek daha büyük bir üçüncü molekül oluşturmasına ilave reaksiyon denir. Örneğin etilen uygun ortamda bromin ile reaksiyona girerek dibrometan oluşturur (McCabe 1999).

$CH_2 = CH_2 + Br_2 \longrightarrow CH_2Br \text{ —— } CH_2Br$

Şekil 1.1: Etilenden dibrometan oluşması

İlave polimerizasyon, monomerle tekrar polimerize olabilecek reaktif grupların oluşması ile karakterizedir. İlave reaksiyonda reaktif grup, iyonik veya serbest köklü olabilir. Serbest köklü ilave polimerizasyon dişhekimliği polimerlerinin sentezinde kullanılır. Serbest kökler, başlatıcı olarak adlandırılan reaktif gruplardan oluşur. Başlatıcılar, parçalanarak her biri çifte bağ içeren iki reaktif grup oluştururlar (McCabe 1999, Craig ve Powers 2002). Bunlar oldukça zayıf bir bağ içeren ve parçalandıkları zaman birer reaktif elektronlu iki grup oluşturan moleküllerdir. Dişhekimliği polimerlerinde en sık kullanılan başlatıcı benzoil peroksittir (McCabe 1999).

Dişhekimliğinde kullanılan birçok rezin büyüyen zincirin sonuna monomerlerin arka arkaya eklenmesiyle polimerize olur. İlave polimerizasyon bir merkezden zincir oluşturmak için monomer eklenmesiyle başlar. Ortamdaki monomer bitene kadar hiç durmadan devam eder. Uygulaması basittir ancak tepkimeyi kontrol etmesi kolay değildir (Öztürk 2009, Anusavice 2003).

Dişhekimliğinde sabit protez ölçülerinin alınmasında sıklıkla ilaveli tipte çapraz bağlanan silikon elastomerler kullanılır. Doldurucu miktarı ve çapraz bağlantı yoğunlukları yüksektir bunda dolayı elastik özellikleri sınırlıdır. İlaveli tip reaksiyon sonucu hidrojen gazının açığa çıkması nedeniyle teorik olarak boyutsal değişim gözlense de bu değişim pratikte ihmal edilebilecek kadardır. Yüz protezlerinde kullanılan silikon elastomerlerin büyük çoğunluğu ilaveli tip reaksiyon ile çapraz bağlanırlar (O'Brien, 2002; Ekren, 2009).

İlave reaksiyonlar genellikle karbon-karbon çift bağları (C=C) içeren monomerleri içine alır. Bu bağlar yüksek enerjilidir ve buna bağlı olarak nispeten

stabil değildir, bu yüzden diğer moleküllerle kolayca reaksiyona girer. Bir monomer molekülündeki iki karbon atomu arasındaki çift bağların açılması, monomer molekülünün aktivasyonunu başlatır. Bu molekülün enerjisi bir diğer moleküle transfer edilir daha sonra diğer moleküldeki çift bağ açılır ve bu siklus devam eder ve böylece bir zincir reaksiyonu başlar. Bu polimerizasyon tipinde herhangi bir yan ürün de oluşmaz ve tüm monomer üniteleri aynı molekül ağırlığına sahiptir (Phillips1991, Craig ve Powers 2002, Bayrak 2007). Önemli ilave polimerizasyon reaksiyonları; serbest köklü, halka açılımlı ve iyonik reaksiyonlardır (Craig ve Powers 2002).

Serbest köklü reaksiyonda; polimerizasyonun oluşabilmesi için gerekli olan yeterli miktardaki serbest kökler oda ısısında kimyasal bir hızlandırıcının varlığında oluşturulabilir. Bu kimyasal hızlandırıcılar tersiyer amin, organik peroksit içeren sülfinik asit olabileceği gibi, dental ürünlerde çok yaygın olarak kullanılan reaksiyon hızlandırıcı N,N-dihidroksietil-para tolidin de olabilir (Craig ve Powers 2002). Bu tip ilave tip reaksiyonda yan ürün hiçbir şekilde oluşmaz. Polimerizasyon süreci birbirini izleyen başlama, çoğalma ve bitiş olarak üç esas dönemden oluşur. Reaksiyon, serbest bir kökün oluşmasıyla başlar ve ışık, ısı ve az miktarda peroksit varlığıyla hızlanabilir (Craig ve Powers 2002). Başlama dönemi, diğer monomer moleküllerinin serbest köke hızlı bir katılımıyla başlar ve çoğalma dönemini tanımlayan serbest elektronun, polimer zincirinin sonuna kaymasıyla devam eder. Çoğalma dönemi, serbest kökün büyümesi bitene kadar devam eder (Craig ve Powers 2002). Zincir sonlanması zincir transferiyle oluşmasına rağmen, ilave polimerizasyon reaksiyonları sıklıkla iki tane serbest radikal içeren zincirin birinden diğerine hidrojen atomu transferiyle veya birbirleriyle direk birleşmesiyle oluşur. Böylece ortada büyüme merkezi yaratacak serbest radikal içeren bir molekül kalmamıştır (Zaimoğlu ve ark 1993, Anusavice 2003, Öztürk 2009). Serbest köklü polimerizasyon reaksiyonları, serbest kökle reaksiyona girebilen, başlama hızını azaltan veya çoğalma hızını artıran herhangi bir molekül varlığında engellenebilir. Başlama hızının azalması, polimerizasyon reaksiyonunu geciktirirken, çoğalma hızının artması, polimerizasyon derecesinin azalmasına başka deyişle reaksiyon sonunda oluşan polimerin moleküler ağırlığının azalmasına neden olur (Craig ve Powers 2002). Hidrokinon, öjenol veya yüksek miktarda oksijen gibi inhibitörlerin varlığı polimerizasyonu engelleyecek veya geciktirecektir (Anusavice 2003). Az

miktarda hidrokinon varlığı ise metil metakrilat monomerinin raf ömrünün uzatılmasına yardımcı olacaktır (Craig ve Powers 2002).

Halka açılımlı polimerizasyon; epoksi ve etilen imin reaksiyonlarında oluşan reaksiyondur. Örneğin, epoksi reaktif bir gruptur ve su ile kolay reaksiyona girer. Bu yüzden epoksi day materyalleri; aljinat ve agar ölçü maddelerinde kullanılmazken çapraz bağlı polimerlerden meydana gelmiş ilave tip bir silikonda rahatlıkla kullanılabilir. Bunun nedeni, aljinat ölçüdeki su ile epoksid grubunun reaksiyona girip amin grubunun açıkta kalmasıdır. İlave tipteki silikonlarda yüksek orandaki çapraz bağlantıların varlığı epoksid-amin reaksiyonunu engellememektedir (Craig ve Powers 2002).

Hidroksilasyon; vinil grubu ile sonlanan silikon ve silanda görülen reaksiyondur. Bu reaksiyonda katalizör aktiviteye ihtiyaç duyulmakta ve bu işlem de platinum katalizörleriyle sağlanmaktadır. Platinum katalizörü elaktrokimyasal reaksiyonlarda kullanılan ve oldukça yüksek katalitik aktiviteye sahip olan bir elementtir. Toz haliyle kullanılan platinum katalizörü, silan içerikli dimetil siloksanın içindeki hidrojeni aktif hale getirerek vinille sonlanan dimetil siloksanın çapraz bağlı silikona dönüşmesini sağlar. Lateks eldivenlerin vulkanizasyonlarında kullanılan bileşikler ilave tipte silikonların polimerizasyonunu engellediği için bu yüzden ikisinin temasından kaçınmak gerekir (Craig ve Powers 2002).

Kondansasyon tip polimerizasyon

Kondansasyon reaksiyonunda, iki molekül reaksiyona girerek daha büyük bir üçüncü ürün oluştururken (Zaimoğlu ve ark 1993, Craig ve Powers, 2002) su gibi küçük moleküllü bir yan ürünü açığa çıkarmaktadır (McCabe 1999). Organik bir asitle alkolün reaksiyonu sonucu bir ester ve su oluşur. Bu kondanse tip reaksiyona basit bir örnektir (McCabe 1999). Bu tip polimerizasyonun ilave tip polimerizasyondan farkı, ana bileşimin farklı moleküllerden oluşması ve sonuç olarak ana ürünün yanında su, alkol, halojen asitleri veya amonyak gibi yan ürünler ortaya çıkmasıdır (Zaimoğlu ve ark 1993). Polisülfit lastikleri kondanse bir reaksiyonla oluşmakta son reaksiyonda yan ürün olarak kurşun ve su meydana gelmektedir (Craig ve Powers 2002). Kondanse reaksiyonlara örnek olarak dimetil siloksan ölçü maddeleri de verilebilir (Tuğut 2008).

1.2.3. Polimerizasyon Sonunda Meydana Gelen Değişiklikler

Polimerizasyon esnasında, ortalama moleküler ağırlık arttıkça ve zincir oluşması ilerledikçe viskozite artar. Bu durum çözücü olmadan polimerizasyonun sağlandığı dişhekimliğinde kullanılan polimerlerin çoğunda görülür. Zincir oluşması arttıkça materyal belli bir rijidite kazanır ve artık sıvı gibi değil amorf bir cisim gibi davranır. Bu dönemde monomerin polimere dönüşümü iki nedenle hızla azalır. Birincisi, reaksiyona girmemiş monomer miktarı azalmıştır. İkincisi ise yüksek viskozite kazanmış materyal içinde monomerin reaktif polimerizasyon alanlarına difüzyonu yavaşlamıştır. Dişhekimliğinde kullanılan polimerlerin çoğu amorf yapıya sahiptir. Diğer polimerlerin zincirleri düzenli olarak kristalin bir yapı oluşturabilirler. Kristal yapıdaki polimerler dişhekimliğinde sınırlı kullanıma sahiptirler çünkü opak yapıdadırlar ve normal ısı ve basınç altında polimerizasyona uğramaları zordur (McCabe 1999).

Polimerizasyon reaksiyonlarının çoğu ekzotermiktir ve materyalin polimerizasyonu sonucu ısıda belirgin bir artış meydana gelir. Isıdaki bu artış hem endüstriyel hem de dişhekimliği polimerleri için önemli sonuçlar doğurabilir. Endüstriyel polimerler, büyük tanklar içinde büyük miktarlarda üretilir. Bu tip bir tank içinde kontrol edilemeyen ısı artışı bir felakete yol açabilir. Açığa çıkan ısı polimerizasyon hızında artışa yol açar bu da ısının daha da artmasına neden olur. Böyle bir olay devam ederse patlama meydana gelebilir. En azından, polimer katılaşarak reaksiyon tankının ciddi şekilde temizlenmesini veya kazınmasını gerektirir. Bu tip tehlikeli ve pahalı temizleme işlemlerinin meydana gelmemesi için önlemler alınmaktadır. Polimerizasyon esnasında ısıyı dağıtan en etkili yöntemlerden birisi monomeri uygun bir eritici içinde eritmek veya monomerin sudaki süspansiyonunu (süspansiyon polimerizasyonu) kullanmaktır. Polimerizasyon ısısı suda veya çözücü içinde dağılır (McCabe 1999).

Dişhekimliği polimerleri endüstriyel polimerlere göre daha küçük miktarlarda kullanılır, bu nedenle ısı artışı daha azdır ve reaksiyonun kontrolden çıkması zordur. Bu nedenle restorasyonu oluşturacak kitlenin ağız içinde polimerizasyonu tehlikeli değildir fakat yine de ağız içinde polimerizasyon esnasında ısı artışına dikkat edilmelidir, örneğin dolgu maddelerindeki ısı artışı pulpaya zarar verebilir. Meydana gelebilecek bir başka olay ise, monomerin buharlaşması ile materyal içinde gaz

porozitesi olarak adlandırılan boşlukların meydana gelmesidir (McCabe 1999). Polimerizasyon esnasında meydana gelen her kondansasyon veya ilave reaksiyon sonucu bir miktar büzülme meydana gelir, çünkü meydana gelen ürün iki monomerden daha az yer işgal eder. Polimerizasyon esnasında bu tip yüzlerce olay meydana geldiği için toplam büzülme miktarı oldukça fazla olabilir. Örneğin, metilmetakrilat polimetilmetakrilata dönüştüğünde yaklaşık % 21'lik bir büzülme gerçekleşir (McCabe 1999). Polimerlerin yapısını ve buna bağlı özelliklerini etkileyen faktörler (McCabe 1999);

- Monomerlerin moleküler yapısı ve kopolimerler,
- Moleküler ağırlık ve zincir boyutu,
- Zincirdeki dallanma miktarı,
- Çapraz bağlantıların varlığı ve yoğunluğu,
- Plastizör (plastiklik verici) veya dolgu varlığıdır.

Polimerleri karakterize eden iki esas özellik cam geçiş ısısı (T_g) ve erime ısısıdır (T_m). Kristal polimerlerin hem erime dereceleri hem cam geçiş ısıları vardır. Amorf polimerler dişhekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır ve sadece cam geçiş ısıları vardır. Amorf polimerler cam geçiş ısısının altında rijit katılar oluştururlar. Cam geçiş ısısının üstünde ise moleküler yapısı ve çapraz bağlantılara veya dallanma derecesine göre, visköz likit, esnek katılar veya lastikimsi davranışlarda bulunabilirler. Pratik açıdan T_g'nin önemi büyüktür. Örneğin, eğer bir protez T_g'si 60 ºC olan bir polimerden elde edilirse, protez normal ağız ısısında sert ve rijit olacaktır, ancak hasta ağzına 70 ºC'lık bir sıvı alındığında protez yumuşayacaktır. Bazı polimerlerin T_g'leri çizelge 1.2'de gösterilmiştir. T_g değerinin molekül ağırlığı arttıkça arttığı görülmektedir (McCabe 1999).

Çizelge 1.2 N-alkil metakrilat polimerlerinin cam geçiş ısıları

Polimer	T_g (ºC)
Polimetilmetakrilat	**105**
Polietilmetakrilat	**65**
Polipropilmetakrilat	**35**
Polibütilmetakrilat	**20**

Plastizör (plastikleştirici ajan) ve dolgu maddelerinin polimerlerin özellikleri üzerinde büyük etkileri vardır. Di-n-butilfitalat gibi plastizörlerin cam geçiş ısısı ve elastiklik modulusu üzerine büyük etkileri vardır. Bu malzemeler cam geçiş ısısının elastiklik modülüsünün düşmesine sebep olur. Bu nedenle yumuşak polimerlerin elde edilmesinde plastizörler sıklıkla kullanılır. Fibröz inorganik dolguların veya partiküllerin ilavesi polimer özellikleri üzerinde önemli bir etkiye sahiptir. Dayanıklılık ve elastiklik modülüsü genellikle artar ancak ilave edilen unsurların polimer içindeki yerleşimi dayanıklılığı etkiler (McCabe 1999).

Çapraz bağlantının etkisi pratikte çoktur. Çapraz bağlantının artırılması cam geçiş ısısını artırır. Düşük T_g değerine sahip ve çapraz bağlantısı az bir polimer oda ısısında lastik kıvamında olabilir. Diğer taraftan yüksek derecede çapraz bağlantılı bir polimer çok rijit, kırılgan bir yapı oluşturur. Örneğin doğal kauçuk (poliisopren) hafifçe çapraz bağlantılı hale getirilirse (vulkanizasyon) lastik kıvamına gelir ve elastik özellikler kazanır. Ancak aynı materyal yüksek derecede çapraz bağlantılı hale getirilirse çok kırılgan, rijit ve sert bir özellik kazanır. Bu yüksek derecede çapraz bağlantılı yapı da protez kaide maddesi olarak kullanılmıştır (McCabe 1999). Düşük T_g değerine sahip elastomerlerin elastisite değerleri yüksek olur. Kauçukta, çapraz bağlanabilme özelliği vulkanizasyonla açıklanabilir. Vulkanizasyon öncesi yüksek plastik özellikler, vulkanizasyon sonrası yerini yüksek elastik özelliklere bırakır (Suyubol 2006). Çapraz bağlanmış ve çapraz bağlanmamış bir polimerin özellikleri çizelge 1.3'te gösterilmiştir (Suyubol 2006).

Çizelge 1.3 Vulkanizasyona uğramış ve uğramamış polimerin özellikleri

Çapraz Bağlanmamış (Çiğ)	**Çapraz Bağlanmış (Pişmiş, vulkanize olmuş)**
Yumuşak, yapışkan	Sert, yapışkan olmayan
Termoplastik özellikli	Elastik özellikler
Düşük mukavemet	Yüksek mukavemet
Yüksek kalıcı deformasyon	Düşük kalıcı deformasyon
Çözünme	Çözünmezlik ya da az çözünme
Isıdan etkilenme	Isıdan az etkilenme

1.3. Çene Yüz Protezinde Kullanılan Materyaller

Çene yüz protezlerinde kullanılan birçok materyal, kullanım kolaylığı ve fiziksel özelliklerine göre değişiklik gösterir (Craig ve Powers 2002). Çene yüz protezlerinin yapımında kullanılan başlıca materyaller (Beumer ve ark 1996, Craig ve Powers 2002, Öztürk 2009):

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

1.3.1. Akrilik Rezinler

Polimetilmetakrilat (PMMA), eski dönemlerde çene yüz protezlerinin yapımında en yaygın kullanılan materyal iken, günümüzde çok sık olmamakla beraber çene yüz defektlerinde kullanılmaktadır. Uygun boyama yapıldığında bu tip protezlerde gerçeğe oldukça yakın görünüm elde edilebilir (Craig ve Powers 2002). PMMA'ın dişhekimliğinde suni diş yapımı, yapıştırma ve kaide simanı, dental kaide malzemesi gibi birçok kullanım alanı bulmaktadır (Bayrak 2007).

Akrilikler; termoplastiklerin akrilik ester monomerin ve özellikle metilmetakrilatın polimerizasyonu ile elde edilen plastiklerdir. Kristal berraklığı ve havada yıpranmaya karşı dayanıklılıkları ile tanınan malzemelerdir (Bayrak 2007). Dezavantajları; ağır ve sert olmaları, yüz hareketlerinde esnememeleri ve deri hissi vermemeleridir. Polimerizasyon için alçı kalıplar kullanılmaktadır (Craig ve Powers 2002).

Akrilik rezinler, likit yapıdaki monomerin (metilmetakrilat) toz halindeki polimerle (polimetilmetakrilat) karıştırılması sonucu oluşur. Reaksiyon başlatıcı madde olarak toza genellikle % 0.5-1.5 oranında benzoil peroksit bazen de diizobutil azonitril ilave edilir (Bayrak 2007, Tuğut 2008). Monomer, polimer yapının hacmini artırır ve plastik bir yapıya dönüşmesine yardımcı olur. Plastik yapı daha sonra polimerize olur. Monomer yapıdaki metilmetakrilat oda ısısında şeffaf renkli

mükemmel bir organik çözücüdür (Öztürk 2009). Protez kaide rezinleri; metakrilik asitin metil esteri olan metil metakrilatın polimerleşmesi ile elde edilen poli (metil metakrilat) polimeridir. Dişhekimliğinde en çok kullanılan akrilik rezinler ise metakrilik asitin metil esteri olan metil metakrilattır. Metil metakrilatın polimerleşmesi ile polimetil metakrilat oluşur (Tuğut 2008). Akrilik rezinlere, çapraz bağlantı ajanı olarak glikodimetakrilat eklenir. Bu ajan akriliğin mekanik özelliklerini etkileyerek, polimerin çizilmelere ve çatlamalara direncini arttırır. Çapraz bağlantılı bir akrilikte, akışkan bazı çapraz bağlayıcı maddeler içerir. Çapraz bağlantılı bileşikler protez kaidesinin yüzey kırıkları veya çatlamaya, çizilmeye karşı direncini arttırır ve yorgunluk özelliklerini geliştirir. En çok bilinen çapraz bağlantı ajanları dimetakrilatlardır. Etilen glikol dimetakrilat veya 1-4 bütilen glikol dimetakrilat bunlara örnektir (Bayrak 2007).

PMMA'ın fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirmeye yönelik birçok çalışma yapılmaktadır. Bu amaçla PMMA ile lastik kombinasyonu üzerine çalışmalar yapılmıştır. Rezini lastikle güçlendirmedeki amaç çarpma dayanıklılığını arttırmaktır. Ayrıca bu tip güçlendirilmiş rezinler sürekli kullanılan konvansiyonel rezinlere göre çok yüksek sıkışma, transvers ve yorulma dayanıklılığına sahiptir (Jagger ve ark 1999, Ertem 2008). PMMA'ın lastikle güçlendirilmesi bugüne kadar başarılı bir şekilde kullanılmış, geleneksel PMMA rezinlere alternatif oluşturmuştur. Ancak PMMA'tan daha pahalı olması rutin olarak kullanımını sınırlamaktadır (Stafford ve Brooks 1985, Ertem 2008). PMMA'nın fiziksel ve mekanik özelliklerini artırmak için metal, metal oksit tozları, karbon-grafit, safir, aramid, cam, çok yüksek molekül ağırlıklı polietilen (UHMWP) gibi çeşitli materyaller kullanılmaktadır. Ancak akriliğin estetik özelliklerinin sınırlanması sebebiyle kullanımları kısıtlı kalmıştır (Ertem 2008).

Ertem (2008)'in bildirdiğine göre PMMA'a güçlendirici materyal katılması ile bu materyalin güçlendirilmesi amaçlanmıştır. Bu yaklaşım içinde metal, fiber, karbon ve aramid fiber sistemleri, cam ve polietilen fiber ile PMMA'ı güçlendirmek için çeşitli çalışmalar yapılmış ve yapılmaktadır.

Rezin-fiber adezyonunun artırılmasına yönelik yapılan pek çok araştırmada; silan uygulaması, aminopropil trietoksisilan, epoksi rezin, kromik asit ile pürüzlendirme, metakrilat-kromik bileşikleri, benzoil peroksit, okzalat, Silicoater

(Silicoater, Kulzer & Co.,GmbH, Friedrichsdorf, FRG) veya Rocatec (3M Espe, St. Paul, MN, USA) sistemleriyle pürüzlendirme, kumlama, akışkan bütadien stiren ile ıslatma, hidroksietil metakrilat (HEMA), dimetakrilat monomerde ıslatma, toz/akışkan karışımında bekletme, plazma kaplaması, pöröz polimer uygulamaları geliştirilmiştir (Valittu ve Ekstrand 1999, Jagger ve ark 2001, Ertem 2008).

1.3.2. Akrilik Kopolimerler

Ağız içinde kulanılan yumuşak astar maddeleri bu gruba örnektir. Metilmetakrilat ve akrilat rezinlerin plastizerler ile kombinasyonu sonucu oluşurlar (Lontz 1990, Öztürk 2009). Çene yüz protezleri için kullanılan plastizerli metakrilat materyaller yumuşak ve elastiktir. Dayanıklılıkları düşük, yapım ve renklendirilebilmeleri zor, kenar uyumları ve kenar dayanıklılığı kötüdür ve UV (ultraviyole) ışınlarından etkilenirler (Öztürk 2009).

1.3.3. Polivinil Klorit (PVC) ve Kopolimerleri

Etilendeki bir hidrojen atomunun, Cl atomu ile yer değiştirmesiyle vinil klorür oluşur. Vinil klorürün polimerleşmesiyle polivinilklorür oluşur. (MEGEP 2008). PVC, cam geçiş ısısı oda sıcaklığından oldukça yüksek olan rijit bir plastiktir (Craig ve Powers 2002), şeffaf, tatsız, kokusuz ve sert bir rezindir ve UV ışığında ve sıcakta kararır (Öztürk 2009). PVC, kimyasal direnci iyi olan bir polimerdir ve asit bazlardan, yağlardan ve tuz çözeltilerinden etkilenmez (MEGEP 2008).

PVC'nin çene yüz protezlerinde kullanımında, oda ısısında bir elastomer elde etmek amacıyla içine plasitizerler katılır (Craig ve Powers 2002). Plastizer ve rezin arasında kimyasal bir birleşme yoktur. Zamanla materyal içerisindeki plastizer yapıdan uzaklaşır. Bu uzaklaşma buharlaşma şeklinde olduğu gibi vücutla temas halindeyken vücut sıvılarına geçiş şeklinde olabilir. Plastizer yapının kaybıyla materyal esnekliğini yitirir ve sertleşir. Kullanım süreleri kısa olup üç ile altı ay arasında değişir (Jani ve Schaaf 1978, Beumer ve ark 1996, Öztürk 2009). PVC için bir diğer katkı maddeleri, fiziksel dayanımın artırılması amacıyla çapraz bağlantı ajanlarının katılması; renk stabilitesi için UV stabilizatörlerinin katılmasıdır. Polimerizasyon için genellikle metal kalıplar kullanılmaktadır (Craig ve Powers 2002).

1.3.4. Poliüretanlar

Çene yüz protezlerinde kullanılan materyallerdendir (Craig ve Powers 2002). Bir başlatıcı varlığında isosiyonatla biten bir polimerle ve hidroksil grubla biten bir polimerin birleşmesi sonucu meydana gelir. İsosiyonat miktarındaki değişim oluşan ürünün fiziksel özelliklerini değiştirecektir. Üretan zincirleri içerdikleri için poliüretanlar olarak adlandırılırlar (Gonzales 1978, Beumer ve ark 1996, Öztürk 2009). Polimerizasyon reaksiyonu, kuru bir atmosferde oluşmalıdır aksi halde ortaya çıkacak karbondioksit gazı, poliüretan elastomerde poröz bir yapının oluşmasına neden olacaktır. Poliüretanlar, diisosiyonat ile polyolün bir başlatıcı varlığında birleşmesinden meydana gelirler. Diisosiyonat, oldukça toksiktir ve reaksiyon büyük bir dikkatle yürütülmelidir. Üretim derecesi 100 ºC olup alçı kalıplar kullanılabilir (Craig ve Powers 2002).

Son yıllarda isoforon poliüretanların (Craig ve Powers 2002) çene yüz protezlerinde kullanımı hakkında çalışmalar fazlalaşmış ve bu malzeme en yeni malzemelerden biri olmuştur (Öztürk 2009).

Yapılan çalışmalar, (Beumer ve ark 1996) isoforon poliüretanın çene yüz protezleri için aranılan özellikte bir malzeme olduğunu gösterse de bu malzeme hakkında daha fazla klinik ve in vitro çalışmaya ihtiyaç vardır.

Yeni silikon-üretan kopolimerler sınıfları biyo-kararlılık, fiziksel özellik avantajları ve işlenebilirlik gibi daha önceden konvansiyonel poliüretan biyomalzemeler tarafından sağlanamayan özellikler içermektedir. Bu yüzden de çok çeşitli medikal ürün fabrikasyonuna gelecek sağlamaktadır. Biyo-kararlılık testleri sonuçlandıktan sonra, bu malzemeler implant ve protez malzemesi olarak yaygın şekilde kullanılmaya başlanacaktır (Medikal Plastikler 2011).

1.3.5. Silikon Elastomerler ve Bu Konudaki Gelişmeler

Elastomerler daha kapsamlı bir olarak "çok düşük sıcaklıklarda cam gibi sert olan, çok yüksek sıcaklıklarda dahi koyu sıvımsı akışkan özellikler göstermeyen, oda sıcaklığından, parçalanma sıcaklığına kadar geniş bir alan içerisinde elastik özellikler gösteren, kauçukların seyrek çapraz bağlanması (cross linking) sonucu elde edilen polimerik malzemeler" şeklinde tanımlanabilir (Suyubol 2006).

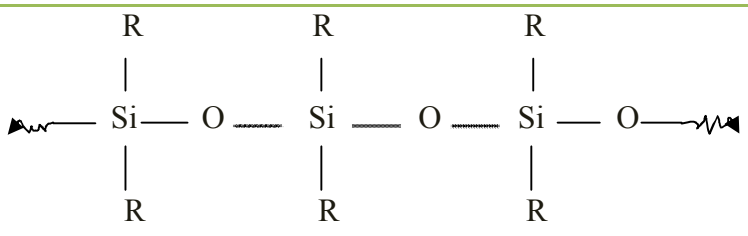
Elastomerleri diğer polimer gruplarından ayıran en önemli özellikleri yüksek kopma uzamaları, kabul edilebilir düzeyde kopma dayanımları, aşınmaya karşı dirençleri, çeşitli çözücüler ve dış hava şartlarına olan dayanımlarıdır (Smith 1993).

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

Sağlık sektöründe 'silikon' sözcüğü polidimetilsiloksan (PDMS) türevleri ve öncelikli içerikleri PDMS olan bileşikler için kullanılır (Ekren 2009). Silikon, doğada kum ve kayalarda genellikle silika ve silikat formunda bulunur. Oksijenden sonra doğada en fazla bulunan element silikadır. Ancak sadece kristalin silikon, silanlar ve organosiloksanlar gerçek modern silikonlardır (Ekren 2009).

Polisiloksanlar genel oksidatif ve termal bozunmaya karşı oldukça dirençli, kararlı bileşiklerdir. Özellikle -50 ^{o}C ile +70 ^{o}C sıcaklık aralığında elastik ve mekaniksel özelliklerini korurlar (Patel ve ark 2005). Bunlar hem ısıya hem de soğuğa karşı dayanıklıdırlar. Si-O iskeleti bu sınıf polimerlere yani siloksanlara termal kararlılık kazandırır (İspir ve Serin 2006).

Polimerlerin birçoğunun ana zincirinin temel bileşeni karbon atomudur. Ancak bazı polimerlerde ana zincirde karbon atomu yerine silisyum, fosfor, sülfür gibi başka atomlar bulunabilir. Ana zincirinde karbon atomu bulunmayan (yan grup olabilir) polimerlere inorganik polimerler denir. Silikon da ana zincirde silisyum bulunan inorganik bir polimerdir (MEGEP 2008). En basit lineer (doğrusal) polimer yapılı silikon bileşiği aşağıdaki şekilde gösterilebilir (İspir ve Serin 2006).



Şekil 1.2 Lineer (doğrusal) polimer yapılı silikon bileşiği

Silikon tanımlaması bu bileşiklerin ilk ortaya çıktığı zamanlardan bu yana değiştirilmeden kullanılmaktadır. İlk zamanlar silisyum atomu karbon atomuna, silisyum kimyasının da karbon kimyasına benzediği düşünülmekteydi. Lineer bir silikon polimerinin R_2SiO birimlerinden oluşması nedeniyle R_2CO şeklindeki ketonlara benzetilmekteydi ve silikon kelimesinin –on eki de buradan gelmiştir (Gürel ve Kuleli 2002).

Silikonlar tamamen yapay maddelerden meydana gelmişlerdir. Doğada tek başına bulunmazlar. Bu malzeme organik ve inorganik bileşimlerin karışımından oluşur. Üretiminde ilk adım silikanın elemental silikona indirgenmesidir. Daha sonra çeşitli reaksiyonlarla, silikon metil kloritle kombine edilerek, su ile reaksiyona girdiğinde polimeri oluşturan dimetil diklorosiloksan meydana gelir. Oluşan polimerler şeffaf, sıvı ve beyaz akışkan tiptedir. Polidimetilsiloksan bu akışkan silikon polimerlerinden meydana gelir. İlave olarak doldurucular eklenerek dayanıklılık arttırılır. Katkı maddeleri eklenerek renk sağlanır. Antioksidanlar ve vulkanize ajanlar plastik formdan lastik yapıya geçişi sağlamak için kullanılır. Uzun zincirli polimerler çeşitli bölgelerden birbirine bağlanarak (çapraz bağlanma) sağlam bir iskelet yapı meydana getirir. Bu şekilde polimerlerin çapraz bağlanmasına vulkanizasyon denir (Beumer ve ark 1996, Öztürk 2009).

Konvansiyonel silikon elastomerlerden malzeme üretiminde istenen özelliklere sahip ürün elde edebilmek için kovalent çapraz bağlamaya gerek duyulur. Lineer ya da dallanmış silikon (PDMS) homopolimerler oda sıcaklığında viskoz sıvı ya da esnek katı kıvamındadır. Malzeme içeriklerinin üretimi, komşu polimer zincirdeki kimyasal bağların oluşumu için çapraz bağlanma içermelidir. Bu sonsuz bağlantı polimere kauçuk elastikiyetini verir (Medikal Plastikler 2011).

Silikon elastomerler çene yüz protezlerinin yapımında ilk kez Barnhart (1960) tarafından kullanılmıştır. Her ne kadar silikonların zayıf dayanım, yüksek ağırlık gibi sorunları hala mevcutsa da, günümüzde rahatlığı, uygunluğu ve sürekliliği yönünden modern bir protez materyali olarak tercih edilmektedir (Ekren 2009).

Silikon elastomerler polimerizasyon ısısına göre ikiye ayrılır (Lontz 1990, Bal ve ark 2007):

- Oda ısısında vulkanize olan (RTV) silikonlar
- Yüksek ısıda vulkanize olan (HTV) silikonlar

Oda Isısında Vulkanize Olan (RTV) Silikonlar

RTV silikonlar çene yüz protezleri yapımında kullanılan elastomerler ve malzemeler arasında en sık kullanılan materyallerdir. RTV tip silikonlar, vinil ve hidrit içeren siloksanlardan oluştuğu ve kloroplatinik asit katalizörüyle polimerize olduğu için ilave tipli silikon ölçü maddeleriyle büyük benzerlik gösterir ve alçı kalıplarda polimerize edilebilir (Craig ve Powers 2002). RTV silikonlarda iç boyama tekrarlanabilir, fiziksel özellikleri iyi, işlenebilirlikleri HTV silikonlara göre daha kolaydır. Kimyasal özelliklerini yüksek ısı farklılaşmalarında koruyabilirler. Yarı şeffaf protezlerin yapımını mümkün kılarlar. HTV silikonlardaki istenmeyen özelliklere de sahiptirler. Kenar kuvvetleri çok zayıf ve yırtılma dirençleri çok düşüktür. HTV silikonlara göre daha rezilienttir fakat daha dayanıksızdır (Bulbulian 1973). RTV silikonlar yağsı, opak ve mat görünüşlüdürler (Keskin ve Özdemir 1995).

Katalizörle mevcut elastomerin karıştırılması sırasında hava kabarcıkları ortaya çıkar. Bu kabarcıklar yırtılmaya ve deri üzerindeki sıvıların oluşan boşluklarda birikmesine neden olur. Yırtılma ilk olarak çentik ve boşlukların olduğu alanlarda başlar ve protez boyunca ilerler. Tamir edilmeleri oldukça zordur. Çekme gerilimini arttırmak, sararma, renk bozulmasını engellemek için silika doldurucular ilave edilir (Lontz 1990, Öztürk 2009). Dolgu maddeleri genellikle materyali kuvvetlendirmek amacıyla kullanılmaktadır (Uyan 2006). RTV silikonlar hızlandırılmış eskitme işlemlerinden etkilenmektedirler fakat bu özellikleri RTV silikonların çene yüz protezlerindeki kullanımlarını sınırlamamaktadır (Craig ve Powers 2002).

Yüksek Isıda Vulkanize (HTV) Silikonlar

HTV silikonlar vulkanizasyon öncesi düşük viskozitelerinden dolayı uygun bir stabilizasyona sahip olmalarına rağmen, iç boyama işlemi zordur ve opak bir görüntüye sahiptir (Ekren 2009). HTV silikonlar genellikle beyaz, opak materyaller olup macun kıvamında, viskozitesi yüksek malzemelerdir (Uyan 2006). Biyouyumluluğu iyi, UV ışığından etkilenmeyen yeterli esnekliğe sahip materyallerdir (Öztürk 2009). Tek komponentli veya çift komponenetli olarak bulunabilirler. HTV silikon katalizörleri veya vulkanize edici ajanları kullanılan polimerizasyon tipine bağlı olarak dikloro benzol peroksit veya platinum tuzudur. Bu silikonlar yüz protezleri için veya alloplastik implantasyon için değişik şekillerde üretilebilir. Elde edilmek istenen uzamaya, sertlik derecesine ve kuvvete bağlı olarak değişik oranlarda katkı maddeleri silikona katılabilir (Uyan 2006). Polimerizasyon ısıları 220 ºC olup polimerizasyonlarında metal kalıplar kullanılır.

HTV silikonlar, RTV silikonlara göre daha iyi fiziksel ve mekanik özelliklere sahiptirler. Opak olması, iç boyamasının zorluğu, yüksek yüzey sertliği, kullanım zorluğu ve karmaşık aletlerin gerekliliği bu silikonların dezavantajlarındandır (Beumer ve ark 1996, Uyan 2006, Öztürk 2009). Dayanıklılıkları ve translüsens özellikleri yönünden RTV silikon elastomerlerden üstündür. Yapım aşamaları yönünden ise RTV silikonlardan daha fazla işlem gerektirir (Lontz 1990).

Elastomer ve Kauçuk Kavramı

Eski uygarlıklardan beri çok kullanılan önemli doğal polimerlerden birisi olan ve kauçuk ağacından (Hevea brasilliensis) elde edilen doğal bir ürün olan kauçuk, yaşamımızda her an iç içe olduğumuz bazıları hayati önem taşıyan lastik malzemelerin de hammaddesidir. Kauçuklar doğal polimerlerdendir ve kauçuk ağacı olarak bilinen ağacın kabuğu kesici bir aletle çizilirse lateks denilen bir sıvı akar ve bu sıvıya asit ilave edilerek kauçuk çöktürülür. Sonuçta izopren bileşiği elde edilir. İzopren polimerleşerek poliizopren oluşur ki bu da doğal kauçuktur (Suyubol 2008). Doğal kauçuklar esnekliği az olan yapışkan ve bu haliyle çok kullanışlı olmayan bir madde olup oda sıcaklığında amorf, ortam sıcaklığından daha düşük camsı geçiş sıcaklığı (Tg) olan çapraz bağlanmamış; ama çapraz bağlanabilme özelliğine sahip, yani vulkanize edilebilen ve seyrek çapraz bağlanabilerek elastomer haline

dönüşebilen polimerlerdir (Suyubol 2008, MEGEP 2008). Elastomerler, oda sıcaklığında orijinal boyunun en az iki katına uzayabilen ve bu uzamayı sağlayan kuvvet ortadan kalktığında hemen hemen orijinal boyuna geri dönebilen seyrek çapraz bağlanmış (vulkanize olmuş) polimer yapıdaki malzemelerdir. Kauçukların vulkanizasyon ile kimyasal yapıları değişmekte ve geri dönüşümsüz olarak elastik davranışlar kazanmaktadırlar. Elastomerlerin cam geçiş ısıları yüksek olduğundan çok düşük sıcaklıklarda oldukça serttirler. Yüksek sıcaklıkta ve deforme edici kuvvetlerin etkisi altında, koyu sıvımsı akış özelliği gösterir. Uygun şartlar altında şekillendirilebilirler (Smith 1993, Suyubol 2008, MEGEP 2008).

Konvansiyonel silikon elastomerler, oldukça yüksek uzama değerlerine sahiptir. Konvansiyonel silikon elastomerlerden malzeme üretiminde istenen özelliklere sahip ürün elde edebilmek için kovalent çapraz bağlamaya gerek duyulur. Ekstrüde edilebilir ve kalıplanabilir silikon stoklarında çapraz bağlama, polimer yapısındaki vinil gruplarına peroksit içerikli serbest radikal eklenmesi ya da LIM sistemi diye adlandırılan, uçtaki vinil gruplarına platin katalizörlü Silan (- Si – H) eklenmesi şeklinde olur. Belirli düşük dirençli RTV silikon yapıştırıcılar oda sıcaklığında kondensasyon reaksiyonlarıyla vulkanize edilir. Buradaki işlem – Si – OH ya da silanoller oluşturma amacıyla bir asit ya da alkolün çıkartılması ve daha sonra da su çıkışıyla silanollerin yoğunlaşarak – Si – O – Si (siloksan) yapıya dönüşmesi ve üç boyutlu bir bağ oluşturmasıdır (Medikal Plastikler 2011).

1.4. Silikon Elastomerlerde Mekanik Dayanım Testleri

Çene-yüz protezlerinde kullanılan silikonların özellikle kenar bölgelerinde, yüksek yırtılma ve çekme dayanımına sahip, yerine geçtiği dokulara benzer yüzey sertliği ve uygun bir elastik modüle sahip olması arzu edilir (Aziz ve ark 2003a, Kiat-Amnuay ve ark 2008, Ekren 2009). Bahsedilen bu mekanik özelliklerin yanında kürlenmemiş silikon materyalinin viskozitesi de protezin başarısı için çok büyük önem taşır. Viskozitenin çalışılabilirliği, renklendirmeyi ve silikonun kalıba alınabilmesini kolaylaştıracak seviyede olmalıdır (Ekren 2009). Çene yüz protezlerinde kullanılan materyallerin sadece statik değil dinamik fiziksel özelliklerinin de değerlendirilmesi gereklidir. Bunun nedeni elastomerlerin gerilim zorlama eğrilerinin doğrusal olmayışıdır. Doğrusal olmayan bir gerilim zorlama eğrisi materyalin yüksek ve alçak orandaki yüklemelerde farklı davranacağını işaret

eder. Pratikte düşük dinamik modülüs esnek elastomerleri tanımlarken, yüksek dinamik modülüse sahip elastomerler daha rijit materyallerdir. Elastik modülüs gerilim-zorlama eğrisine göre belirlenirken dinamik modülüs ile bir materyalin dinamik esnekliği belirlenir. Çizelge 1.4'te bazı çene yüz protezi materyallerinin statik ve dinamik özellikleri gösterilmiştir. Bu tabloya göre HTV silikonlar 4.66 MPa ile en yüksek dinamik modülüse sahipken RTV silikonlar 2.12 MPa ile en düşük dinamik modülüse sahip elastomerlerdir (Craig ve Powers 2002).

Çizelge 1.4 Bazı çene yüz materyallerinin statik ve dinamik özellikleri

Materyal	Çekme Dayanımı (MPa)	Maksimum Uzama (%)	Yırtılma Enerjisi (dynes/cmx 10^6	Dinamik Modülüs (MPa)
Plastize Polivinilklorit	3.99	215	4.3	4.32
Poliüretan	0.83	422	6.7	3.46
HTV silikon	5.87	441	Yırtılmaz fakat gerilir	4.66
RTV silikon	4.20	445	Yırtılmaz fakat gerilir	2.12

Son yıllarda Factor II (Factor II, Inc., Lakeside, AZ, USA) firması platinum bazlı yeni RTV silikonları kullanıma sunmuştur. Firma bu silikonlarla beraber bir de viskoziteyi artıran tiksotropik materyalin de kullanılmasını önermektedir.

Platinyum bazlı silikon elastomer bir kutuda, çapraz bağlanmayı sağlayacak "çapraz bağlayıcı" ayrı bir kutuda kullanıma sunulur. Üretici firmalar bu iki komponentli sisteme üçüncü bir katkı elemanı olarak, viskoziteyi düzenleyici "tiksotropik ajan" da eklemişlerdir. Tiksotropik ajanlar, silikon içerisine belirli oranlarda konarak kürlenmemiş silikonun işlenmesini ve kalıba alınmasını kolaylaştırır (Ekren 2009). Özellikle farklı bölgelerde farklı renk tonları içeren geniş yüz defektlerinde, farklı renklerde hazırlanan silikonların, kalıpta yerleştirildikleri yerde akmadan durabilmesi, protezin renk uyumunun sağlanabilmesi açısından çok önemlidir. Gerçeğe yakın renklendirme hastanın rehabilitasyonu ve memnuniyeti için büyük önem taşır (Kiat-Amnuay ve ark 2006, Ekren 2009). Tiksotropik ajanın

kullanılmaması, kalıba alma işlemi sırasında, farklı bölgelerdeki silikonun akarak birbirine karışması ve renk uyumunun sağlanamaması ile sonuçlanacaktır (Ekren 2009).

Son yıllarda çene yüz protezlerinde kullanılan renklendirilmiş ve renklendirilmemiş biyomateryalleri yapay eskitme işlemlerine tabi tutmak suretiyle birçok çalışma yapılmakta ve yeni sonuçlar ileri sürülmektedir. Bu çalışmalar günümüz biliminde yeniliklere kapı açacağından umut vaat etmektedir. Yapılan her yeni çalışmayla çene yüz protezlerinde insan vücuduna en uyumlu ve en uzun kullanım süresi olan materyallerin elde edilmesi amaçlanmaktadır (Craig ve Powers 2002).

Bir yüz protezinin ortalama ömrü 6-14 ay olarak kabul edilmektedir. Yüz protezleri genellikle renklerinin solması ve özellikle kenarlarda meydana gelen bozulmalar ve yırtılmalar sebebiyle değiştirilmektedir. Silikon elastomerlerinin fiziksel ve kimyasal özellikleri sıklıkla yapılarındaki çapraz bağlantılara veya elastomer ağındaki dolgu malzemelerinin tipine ve konsantrasyonuna bağlıdır. Buna ek olarak termal başlatıcılar, diğer ilaveler, polimerizasyon süresi ve ısısı gibi faktörler de silikon materyalinin mukavemetine ve dolayısıyla kullanım süresine etki etmektedir (Karayazgan 2010).

1.4.1. Fiziksel ve Mekanik Özellikler

Polimerik maddelerin en önemli yanı, doğal ürünler yerine kullanılmalarını sağlayan mekanik özellikleridir. Kırılganlık, yumuşaklık ve sertlik gibi mekanik özellikler gösterirler (Ateş 1993). Birçok dental materyal üretim veya kullanım sürecinde oluşan kuvvetlere karşı belli bir dayanıklılığa sahip olmalıdır. Mekanik özellikler bu yüzden, bir materyalin yük altındaki davranışını anlamada ve tahmin etmede büyük önem taşır. Sadece bir mekanik özellik materyalin kullanım süreci hakkında doğru bilgiler vermek için yeterli değildir. Kuvvet, gerilim (stres), zorlama (strain), katılık (tokluk), sertlik, sürtünme gibi özellikler materyalin mekanik özelliklerini tanımlayan terimlerdir (Craig ve Powers 2002).

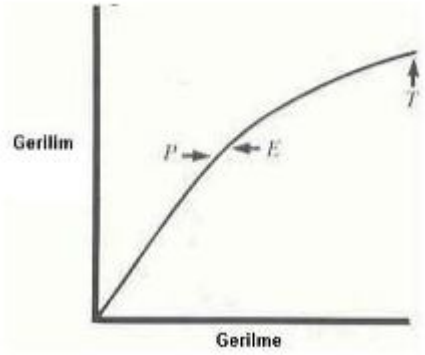
1.4.2. Gerilim (Stres)

Bir materyale dışarıdan o materyali deformasyona uğratacak bir kuvvet geldiği zaman materyal o kuvvete karşı bir direnç gösterir. Stres; Kuvvet/Yüzey Alanı olarak ifade edilir (Craig ve Powers 2002). Materyale kuvvet uygulandığında 3 tip gerilim oluşur. Bu gerilim sıkışma tarzındaysa sıkıştırma gerilimi-basma gerilimi (compresive stress), çekme tarzındaysa çekme-uzama gerilimi (tensile stress), makaslama tarzındaysa makaslama-kayma gerilimi (shear stress) denir. Materyale gelen gerilim bu değerleri aşarsa yapı başarısız olacaktır. Bu yüzden dayanıklılık değerlerinin bilinmesi önemlidir (O'Brien 2002, Craig ve ark 2004, Öztürk 2009).

1.4.3. 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 ve Powers 2002).

Gerilim = Deformasyon miktarı (Son Boyut-İlk Boyut) / İlk Boyut



Şekil 1.3 Gerilim-Zorlama Grafiği (Öztürk 2009).

Şekil 1.3'teki gerilim-zorlama grafiğinde, P noktasına kadar gerilim ve gerilme arasında doğrusal bir ilişki vardır. Gerilimdeki daha fazla bir artış T noktasında materyal kırılana kadar gerilmede büyük miktarlarda orantısal bir artışa neden olur. T noktasına eşlik eden gerilim "kırma gerilimi"dir. Çekme (germe) testinde "çekme gerilimi"ni (tensile test) sıkışma testinde ise "sıkışma gerilimi"

(shear test) değerini verir. Gerilim veya gerilmenin orantılı olduğu en yüksek gerilim miktarı (P) "oranlılık sınırı" olarak tanımlanır. E noktası "elastik sınırı (deformasyon sınırı)" dır (Zaimoğlu 1993, Öztürk 2009). E ile T noktası arasında kayıt edilen zorlama değeri, materyalin kopma noktasına kadar göstereceği daimi deformasyonu gösterir. Çekme testinde çekilebilirlik özelliği, baskı testinde ise dövülebilirlik özelliği hakkında bilgi verir. Buna göre çekilebilir bir madde kopmadan oldukça fazla bükülüp uzatılabilirken, dövülebilir bir madde ince levha oluşturacak şekilde çekiçle dövülebilir (McCabe 1999).

1.4.4. Elastik Modülüs

Gerilim-zorlama eğrisinin çizgisel kısmı elastiklik modülüsünü gösterir. Elastik modülüs şu şekilde ifade edilir:

Elastiklik Modülü = Gerilim / Zorlama

Elastiklik modülüsü elastiklikten çok rijiditeyi belirleyen bir özelliktir. Dik bir eğim, yüksek elastik modülünü belirtirken rijit bir materyali tanımlar. Eğimin hafif olması ise düşük elastik modülü ve bükülebilir bir materyali belirtir (McCabe 1999).

1.4.5. Dinamik Modülüs

Statik özelliklerin materyallerin dinamik koşullar altındaki davranışları hakkında bilgileri verdiği düşünülse de bu özellikler çoğu zaman yetersiz kalmaktadır. Statik testler yavaş ve devamlı yüklemelerle yapılırken dinamik testler periyodik (siklik) ve darbe tarzındaki aşırı yüklemelerde yapılır (Craig ve Powers 2002).

1.4.6. Orantılı ve Elastik Limit

Gerilim – zorlama eğrisinde E noktası elastik limiti tanımlar. Gerilimlerin artık tamamen geriye dönüşemediği noktayı belirtir. Yani materyalin daimi deformasyona uğramadan dayanabileceği maksimum gerilimdir. Elastik limitin deneysel olarak saptanması zordur. Zira gerilimin yavaşça artırılmasından sonra

kaldırıldığı ve elastik düzelmenin gözlendiği bir seri deneyi gerektirir (McCabe 1999).

Bu nedenle, orantılı limit elastik limitin yerine kullanılır. Buna bağlı olarak bir materyalin yüksek orantılı limite sahip olması, materyalin daimi deformasyona uğramadan uygulanan kuvvete ne kadar karşı koyabileceğini gösterir (McCabe 1999).

1.4.7. Yield Noktası

Bir materyale uygulanan kuvvetin etkisiyle materyalin plastik davranışının ortaya çıktığı gerilim noktasıdır. Cisme uygulanan kuvvet kaldırılsa bile cisim eski halini alamaz ki bu noktadan sonra plastik deformasyon başlamıştır (Craig ve Powers 2002).

1.4.8. Uzama

Materyal çekme veya sıkışma gerilimine maruz kaldığında, ilk boyutuna göre meydana gelen değişim miktarının yüzde olarak ifadesidir (Craig ve ark 2004, Öztürk 2009).

Uzama yüzdesi = Uzama Miktarı / İlk Uzunluk x 100 (Craig ve Powers 2002).

Uzama yüzdesi protezin baş ve boyun hareketlerinde esneyebilmesi açısından önemlidir. İdeal bir çene yüz protezi olabildiğince yüksek uzama yüzdesine sahip olmalıdır. Lewis ve Castleberry (1980) ideal uzama yüzdesi değerlerini % 400-800 arası olarak açıklamışlardır (Öztürk 2009).

1.4.9. Katılık ya da Tokluk

Materyalin kırılmaya karşı olan direncini tanımlamakta ve kırılmanın gerçekleşmesi için gerekli olan enerji miktarına katılık ya da tokluk denir (Craig ve Powers 2002).

1.4.10. Sertlik

Bir materyal elmas gibi sert bir materyalin delmesi ve çizmesine karşı direnç gösteriyorsa o materyal sert olarak nitelendirilir (Öztürk 2009). Sertlik bir materyalin delmeye karşı gösterdiği dirençtir (O'Brien 2002). Yüzey sertliğinin ölçülmesinde kullanılan birçok yöntem mevcuttur. Bunlardan bazıları; Brinnell, Rockwell, Vickers, Knoop, Shore A ve Borcol'dur (Craig ve Powers 2002). Sertlik testleri her materyal için farklılık gösterir. Sert bir malzeme ile yumuşak bir malzeme için aynı test metodu kullanılamaz (O'Brien 2002). Sertlik, materyalin bitim aşamasında kolaylığı tanımlarken, materyalin kullanım sırasında çizilmelere karşı gösterdiği direnci tanımlar. Bitim aşaması ve polisaj işlemleri materyalin estetik özellikleri üzerine fazlasıyla etkilidir. Aynı zamanda materyalin çizilmesi yorgunluk direncini etkilediğinden materyalin erken eskimesine sebep olacaktır (Craig ve Powers 2002). Shore A testi dışındaki sertlik testlerinin hiçbiri kauçuk ve elastomerlerin ölçümünde kullanılamaz çünkü test için uygulana yük kaldırıldığında materyalin üzerinde oluşturulan çentik ortadan kalkar. Yumuşak astar materyallerinin ve çene yüz protezlerinde kullanılan silikonların sertlik ölçümlerinde, kauçukların ve lastiklerin sertlik ölçümlerinde Shore A testi kullanılır. Shore A durometresi adı verilen bir aletle kauçuk endüstrisinde materyallerin sertlik değerlerine yakın ölçüm yapılmaktadır (Craig ve Powers 2002, O'Brien 2002). Durometre üzerinde 0 ile 100 arasında değer skalası bulunmaktadır ve çentik oluşturan delici ucun materyalin içine ne kadar gömüldüğüne göre değerler değişmektedir. Örneğin delici uç materyale tamamen gömülürse değer sıfır okunur. Hiçbir şekilde delici uç materyale gömülmezse Shore A değeri 100 olacaktır. Kauçuk maddesi viskoelastik olduğundan delici uç sürekli materyale gömülecek ve durometrede bir değer okumak çok güç olacaktır. Bu materyaller için kullanılan yaygın yöntem delici ucun materyalin üzerine sert ve hızlı bir şekilde bastırılması ve durometredeki maksimum değerin kaydedilmesi şeklindedir (Craig ve Powers 2002, O'Brien 2002). Bazı materyallerin Shore A test değerleri Çizelge 1.5'te görülmektedir.

Sertlik materyallerin yumuşaklığı hakkında bilgi vermektedir. Materyallerin sertliği; protezin daha doğal görünüme sahip olması, baş ve boyun bölgesi hareketlerine uyum sağlayabilmesi açısından önemlidir (Dootz ve ark 1994, Beumer ve ark 1996, Öztürk 2009). Çene yüz protezi materyallerinin sertliğiyle ilgili farklı

çalışmalarda birbirinden farklı değerler bildirilmiştir. Bu değerler 25-35 Shore A değerleri arasında değişmektedir (Sweney ve ark 1972, Lewis ve Castleberry 1980, Veres ve ark 1990, Öztürk 2009).

Çizelge 1.5 Bazı materyallerin Shore A değerleri (Craig ve Powers 2002).

Materyal	Shore A Sertliği
Yumuşak Astar Maddeleri	48-85
Polivinilasetat-Polietilen	67
Silikon Çene Yüz Elastomer	25

1.4.11. Yırtılma Dayanımı ve Çekme Dayanımı

Yırtılma dayanımı ya da yırtılma gerilimi, bir materyalin yırtılmaya karşı gösterdiği direnç değeridir. Yırtılma dayanımı ince kenar kısımlarda kullanılan materyaller için önemli bir özelliktir. Silikon ölçü maddeleri, yumuşak astar maddeleri, çene yüz protezi materyallerinde yüksek yırtılma dayanımının olması beklenir (Craig ve Powers 2002). Çekme dayanımı ve yırtılma dayanımı çene yüz protezlerindeki yırtılmaları ve kopmaları değerlendirirken önem verilmesi gereken fiziksel özelliklerdir. İstenmeyen kopma ve yırtılmaların olmaması için materyalin yüksek yırtılma ve çekme dayanımına sahip olması gerekmektedir (Dootz ve ark 1994, Beumer ve ark 1996, Göre ve ark 2005, Öztürk 2009). Lewis ve Castleberry (1980) ideal çekme dayanımını 1000-2000 psi, yırtılma dayanımını 30-100 psi arası olarak açıklamıştır. Sweney ve arkadaşları (1972) ise ideal çekme dayanımını 1800 psi olarak belirtmiştir. Isıyla vulkanize silikonlar (HTV) en yüksek çekme dayanımına (59,8 kg/cm²) ve poliüretan ise en düşük çekme dayanımına (8.52 kg/cm²) sahiptir. Diğer materyaller, HTV'den yaklaşık % 30 daha az çekme dayanımına sahiplerdir (Haug ve ark 1992, Aydınatay ve ark 2004).

1.5. Eskitme İşlemleri

Pratikte kullanılan yapay eskitme işlemleri için referans iklim koşulları Güney Florida ve Merkez Arizona bölgeleridir. Bu bölgelerin yapay eskitme işlemlerinde referans alınmasının nedeni bu iklim koşullarında tüm materyallerin dünyanın diğer bölgelerinden daha hızlı bir şekilde bozunması, eskimesidir. Doğal

eskitme işlemleri için kullanılan test cihazları çoğunlukla EMMAQUA (Equatorial Mount with Mirrors for Acceleration, with Water) test cihazlarıdır. Bu cihazlarda ASTM G90 standartlarında üç döngüsel işlemle materyal sprey mekanizmasıyla eskitilmeye tabi tutulur. İlk döngüde, materyal defalarca tipik gündüz maruz kalınan termal şoka maruz bırakılır. İkinci döngü sprey mekanizması yoktur bu kez materyal çöl iklimindeki gibi kuru sıcak hava koşullarına maruz bırakılır. Üçüncü döngü materyalin yine sprey mekanizmasıyla gece boyunca neme maruz bırakılması şeklinde olmaktadır. ASTM G90 yapay eskitme standartları, metal olmayan tüm malzemelerin tabi tutulduğu eskitme standartlarını tanımlamaktadır (Weathering Testing Guidebook 2001). Eskitme test cihazı materyallere farklı sikluslarda ısısal şok, nem, UV ve kontrollü olarak yükselen sıcaklıklar uygulayarak araştırılmasını sağlar (Tarı 2004, Doğan 2005, Öztürk 2009).

Solar radyasyon ölçümlerinde kullanılan metod ve terimleri su dolu bir küvete benzetebiliriz. Radyasyon miktarı küvete akan musluğa, radyasyon veren kısım da zamanla küvete dolan su miktarına benzetilebilir. Solar radyasyon ölçümlerinde güneş ışığını tam olarak taklit etmek güçtür. CIE (Comission Internationale L'Eclairage=International Comission on Illumination) komisyonunca 1972 yılında kabul edilen 20 no'lu standart, solar simulasyon testlerinde ilk kullanılan yöntemleri içerir. Teknolojideki ilerlemelerle beraber CIE komisyonu 85 no'lu yeni standardını sunmuş ve bu standart günümüzde güneşi en iyi taklit eden referans olarak eskitme işlemlerinde kullanılmaktadır (Weathering Testing Guidebook 2001). Cihaz materyal üzerinde birkaç ay ve yılda meydana gelecek hasarı birkaç gün veya haftada oluşturur. Oluşan hasarlar; renk solması, renk değişimi, saydamlık kaybı, matlaşma, çatlak oluşumu, puslu görünüm, su emmesi, direnç kaybı, oksitlenme şeklinde olabilir. Bu test verileri yeni madde seçiminde, mevcut maddelerin geliştirilmesinde ve ürün dayanıklılığını etkileyen formülasyonda nasıl değişiklikler yapılacağının bulunmasında bize yardımcı olur (Tarı 2004, Doğan 2005, Öztürk 2009). Materyallerde iklim etkisiyle oluşan eskimenin nedenleri güneş ışınları, sıcaklık ve nemdir. Materyalin maruz kaldığı güneş ışınlarının, sıcaklığın ve nemin oranına göre meydana gelen etkiler değişmektedir. Eskitme test cihazı bu üç etkiyi yaratacak özelliğe sahiptir (Tran ve ark 2004, Öztürk 2009). Eskitme test cihazının kondansasyon mekanizması neme maruz kalan materyallerde bu etkiyi oluşturur. Testin yapıldığı odanın tabanında bulunan su haznesi buhar oluşturmak

için kullanılır. Sıcak buhar test odasını % 100 nemli ve yüksek sıcaklıkta tutar. Test örnekleri, test odasının yan duvarlarını oluşturacak şekilde yerleştirilir. Böylece örneklerin arka tarafı oda sıcaklığında bırakılmış olur. Test örneklerin yüzeylerindeki sıcaklık dış ortamla temas eden yüzeyden dolayı birkaç derece aşağı düşer (Tarı 2004, Doğan 2005, Öztürk 2009).

1.6. Çene Yüz Protezlerinde Renk

Ağız dışı protetik aygıtlarda renk ve estetik hastanın yaşam kalitesi için önemli unsurlardır. Çene yüz protezlerinde; renk, heterojenite, translüsensi ve ana yapı gerçeğe yakın görünümün sağlanmasında rol oynamaktadır: (Aydınatay ve ark 2004).

Dişhekimliğinde tanıtıldıklarından beri araştırmalarda yaygın kullanımda olan fakat klinik pratiğe geçememiş renk ölçüm aletleri spektrofotometre ve kolorimetredir (Aydınatay ve ark 2004). Kiat-Amnuay ve ark (2006)'nın bildirdiğine göre Cantor ve ark (1969) çene yüz protezlerinde renk ölçümü için çalışmalar yapmış ve metod olarak yansıma spektrofotometresini önermiştir. Yine aynı makalede Sweeney ve ark (1972)'nın yapay eskitme çalışması sonrası renk ölçümüyle ilgili çalışmalarından sonra yansıma spektrofotometresi çene yüz elastomerlerinin renk stabilitelerinde yaygın olarak kullanılmaya başlandığı bildirilmiştir. Kolorimetreler ise renk ölçümlerini CIELAB şeklinde verirler matematiksel olarak analiz edildiklerinde farklı objelerin renk parametrelerinin karşılaştırılmasında kullanılabilirler (Aydınatay ve ark 2004).

Hatamleh ve ark (2010), yedi farklı koşulda yapay eskitmeye tabi tuttukları renklendirilmiş ve renklendirilmemiş, yeni geliştirilmiş HTV tip silikon elastomerin renk stabilitesini incelemişler ve sonuç olarak her iki grubun da renk stabilitesinin kabul edilebilir sınırlar içinde olmadığını rapor etmişlerdir. Renk stabilitesinde kabul edilebilir sınırlar CIE renk ölçümüne göre $\Delta E^* = 1.0$ ve 2.0 birim renk değişikliğidir (Kiat-Amnuay ve ark 2006).

1.7. Elastomer Doldurucular

Silikon elastomerlerin mekanik özelliklerini ve viskozitelerini artırmak için silikonların içerisine doldurucular eklenir. Doldurucular çapraz bağlı matriksi destekleme görevi üstlenir. Doldurucu kullanılmayan silikon polimerler çoğu uygulama için yetersiz mekanik özellikler gösterir (Ekren 2009).

Silika (SiO_2), yer kabuğunda en çok rastlanılan materyallerden biridir. Bu materyal serbest veya diğer metal oksitlerle bir arada bulunur. Silika kimyasal materyallere ve ısıya dayanıklıdır ve termal genleşme katsayısı düşüktür. Yoğunluğu 2,65-2,70 gr/cm^3 dür ve sertliği Mohs skalasına göre 7'dir. Bu özelliklerine bağlı olarak aşınmaya dirençlidir ve en çok kullanılan dolgu malzemelerindendir (Karayazgan 2010). İlk kez 1962'de Bowen, BIS-GMA reçinesine silika tozu ilave etmiş ve bunu "Bowen reçinesi" olarak tanımlamıştır. Silikanın dişhekimliğinde kullanımı bu şekilde başlamıştır (Karayazgan 2010). Yeterli mukavemet ve yırtılma dayanımı sağlamak amacı ile silika tozu, cam fiber veya doğal fiberlerin ilave edilmesine yönelik çalışmalar yapılmış ve olumlu sonuçlar elde edilmiştir. Bununla beraber bu ilavelerin farklı oranlarının yapı üzerinde ne şekilde bir etkisi olduğuna dair çalışmalar sayılıdır (Karayazgan 2010). Diğer birçok non-kristalize sentetik elastomerler gibi silikona eklenen doldurucular, silikonun ıslanabilirliğini genellikle azaltırken, sertliğini ve mekanik özelliklerini de artırır. Silika doldurucu eklenen elastomerlerde yırtılma ve çekme dayanımında artış, uzama yüzdesinde azalma meydana gelir (Ekren 2009). Yüksek oranda dolgu maddesi ilavesinin uzama yüzdesinde belli bir orana kadar artış göstermesinden sonra azalması yapı içerisinde çökelme ve diğer olumsuzluklar sebebiyle partiküllerin ana matriks içinde homojen olmayan anormal bir dağılım göstermelerinden kaynaklanıyor olabilir (Karayazgan 2010). Doldurucular silikona başka özellikler kazandırmak için de kullanılabilir. Örneğin, silikona eklenen karbon doldurucular, ona elektrik iletkenliği kazandırırken, doldurucu olarak baryum sülfat kullanılması radyo-opasite kazandırır. Silikonların mekanik özelliklerini artırmak için kullanılan en popüler doldurucular Cab-O-Sil, Aerosil veya Wacker HDK gibi tütsülenmiş silikalardır. Tütsülenmiş silika, silikon tetraklorid buharının hidrojen alevi ile hidrolizi sonucu elde edilir. Silikon elastomerler, öncelikle yüksek molekül ağırlıklı polimer hazırlayıp sonra polimer zincirlerinin birbiri ile çapraz bağlanması ile elde edilir. Bu şekilde elde

edilen polimerin içerisine tütsülenmiş silika eklenerek silikonun dayanımı artırılır. Silika doldurucular olmadan silikonun dayanımı çok düşüktür (Ekren 2009).

1.8. Çene Yüz Protezlerinde Bulunması Gereken Özellikler

Çene yüz protezlerinin üretilmesi oldukça zordur ve klinik kullanım süreleri en az altı ay ile birkaç yıla arasında değişir. Protezlerde başarısızlık çoğunlukla, materyalin statik ve dinamik özelliklerinin zamanla değişiminden ve renginin bozulmasından ileri gelir (Craig ve Powers 2002).

Çene yüz protezi yapımında kullanılan silikonların düşük yırtılma dayanımı, düşük uzama yüzdesi, yüzeyinde mantar üremesi (Bulbulian 1946), zayıf mekanik dayanımı, ağır olması gibi dezavantajlarına rağmen; kolay uygulanabilmesi, renklendirilme özellikleri ve kullanım kolaylığı nedeniyle silikonlar, günümüzde en sık tercih edilen çene yüz protez materyalleridir (Farah ve ark 1988, Steven ve ark 1999). Araştırmacılar (Lewis 1980, Beumer ve ark 1996), çene yüz protezlerinde kullanılan materyallerde bulunması gereken özellikler hakkında önerilerde bulunmuştur. Bu araştırmalara göre çene yüz protezlerinde kullanılan materyallerin özellikleri çizelge 1.1'de gösterilmiştir.

Silikon elastomerlerinin fiziksel özellikleri; renklendirici ajanlar, cam ve silika fiberler, seramik lifler, sellüler fiberler veya karbon blok silika kullanılarak güçlendirilmeye çalışılmıştır. Bununla beraber bu malzemelerin kontrollü oranlarda ilavesine ihtiyaç vardır aksi takdirde silikonların fiziksel ve mekanik özelliklerine olumsuz yönde etki edebilirler (Karayazgan 2010).

Son yıllarda silikon polimer matriksin içeriğine nano-oksit partikülleri ilave edilerek elastomerlerin mekanik özellikleri artırılmaya çalışılmaktadır (Mirabedini ve ark 2008, Ying Han ve ark 2008).

Çizelge 1.1: Çene yüz protezlerinde bulunması gereken özellikler

İdeal Fiziksel ve Mekanik Özellikler	**İdeal Uygulama Özellikleri**	**İdeal Biyolojik Özellikler**
Yüksek çekme kuvveti	Kolay şekillendirilebilmeli	Destek dokularla uyumluluk
Yüksek uzama katsayısı	Uygulamadan sonra kimyasal olarak inert olmalı	Alerjen olmamalı
Yüksek kenar direnci	Uygulama esnasında ve sonrasında boyutsal stabiliteye sahip olmalı	Toksik olmamalı
Abrazyona karşı direnç	Piyasadaki iç ve dış renklendiricileri ajanlarla kolaylıkla boyanabilmeli	Dokulara uyumlu esneklik
Çevre dokulara uygun dinamik özellik	Kolay kalıplanabilmeli	Aşırı yüksek ve düşük ısılarda (-4.5 ˚C, 60 ˚C) esnekliğini koruyabilmeli
Düşük sürtünme katsayısı	Tamir edilebilmeli	Çözücü ve adezivlere karsı inert olmalı
Düşük cam geçiş ısısı	Detay verilebilmeli	Ucuz olmalı
Düşük özgül ağırlık	Renklendirici maddelerin homojen dağılımına izin verecek yeterlilikte yüksek viskoziteye sahip olmalı	Dokunun gerçek deri tonlarını yakalayabilmeli
Kokusuz olmalı	Uzun raf ömrü	Renk stabilitesi
Yanmamalı	Uzun çalışma zamanı	Boyutsal stabilite
Su emmemeli	Viskozitesi kolay uygulamaya olanak verecek kadar düşük olmalı	Kullanım sırasında yumuşaklığını koruyabilmeli
Saydam olmalı	Yanıcı olmamalı	
Düşük yüzey gerilimi	Bileşenleri toksik olmamalı	
Düşük ısısal iletkenlik	Uygulamadan sonra pöröz olmamalı	
Kolay dublike edilebilmeli	Uygulama sonrası renk kaybı olmamalı	
	Düşük uygulama ısısı	

Son yıllarda çene yüz protezlerinde kullanılan silikon elastomerler üzerine yapılan çalışmalar sıklıkla renk değişimi üzerine olup silikon elastomerlerin çekme, yırtılma dayanımı gibi mekanik özelliklerinin incelendiği çalışma sayısı sınırlıdır (Mohite ve ark 1994, Hulterstrom ve Ruyter 1999, Han ve ark 2008, Karayazgan 2010, Nguyen ve ark 2013).

Çalışmanın amacı, tütsülenmiş hidrofilik silika, silanlanmış hidrofobik silika ve nano oksit formda TiO_2 ilavelerinin RTV tip iki farklı çene yüz protezi silikon elastomerinin mekanik özelliklerine etkilerini değerlendirmek ve materyalleri ve silikonları birbirleriyle karşılaştırmaktır.

2. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma, KOSGEB (Küçük ve Orta Ölçekli İşletmeleri Geliştirme ve Destekleme İdaresi Başkanlığı) Konya Merkezi'nde, KOSGEB Bursa Merkezi'nde, BÜSAN Organize Sanayi Sitesi İmpar Kauçuk Fabrikası'nda ve Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir.

Çalışmada kullanılan materyallerin markası, üretici firmaları ve üretim kodları Çizelge 2.1'de verilmiştir.

Çizelge 2.1 Çalışmada kullanılan materyaller

Materyal	Marka	Üretici Firma
RTV Silikon	A-2000	(Factor II Inc. Lakeside; AZ, USA)
RTV Silikon	A-2006	(Factor II Inc. Lakeside; AZ, USA)
Tütsülenmiş Silika	Cab-O-Sil	(Factor II Inc. Lakeside; AZ, USA)
Titanyum dioksit	30nanoTi	(Imicryl, Türkiye)
Silanlanmış silika	S-812	(Imicryl, Türkiye)
Tiksotropik Ajan	A-300-1 Thixo	(Factor II Inc. Lakeside; AZ, USA)

2.1. Metal kalıpların hazırlanması

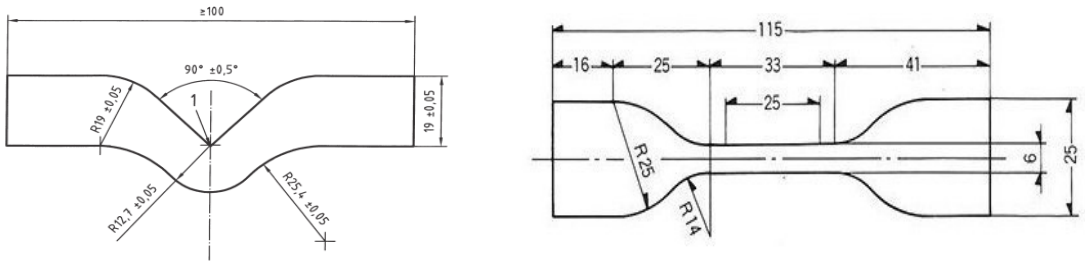
Örneklerin standardizasyonunun sağlanabilmesi için Konya II. Organize Sanayi Bölgesi'nde ASTM' nin (American Society for Testing and Materials) ve ISO'nun (Uluslararası Standart Kurulu) vulkanize lastiklerin testi için belirlediği standartlara uygun metal kalıplar hazırlanmıştır. Metal kalıpların üst yüzeyi krom ile kaplanmış ve iç yüzeylerinde herhangi bir defektin kalmamasına dikkat edilerek polisajları yapılmıştır. Çalışmada kullanılan metal kalıplar için ASTM ve ISO standartları şu şekildedir:

Çekme Dayanımı Testi: ASTM D 412 ISO 37-1 standardında halter şekilli kalıp.

Yırtılma Dayanımı Testi: ISO 34-1 standardında 90 derece açılı kalıp.

Sertlik Testi: ASTM D2240-68 standardında 10 mm kalınlığında 30 mm çapında yuvarlak kalıp.

ASTM ve ISO standardına göre hazırlanan kalıpların boyutları Şekil 2.1 ve 2.2'de, kullanılan metal kalıplar ise Resim 2.1 ve 2.2'de gösterilmiştir.



Şekil 2.1 Çekme ve yırtılma testi için örnek boyutları (DIN ISO 34-1, 2004, Dumbell Co. Ltd., 2008)



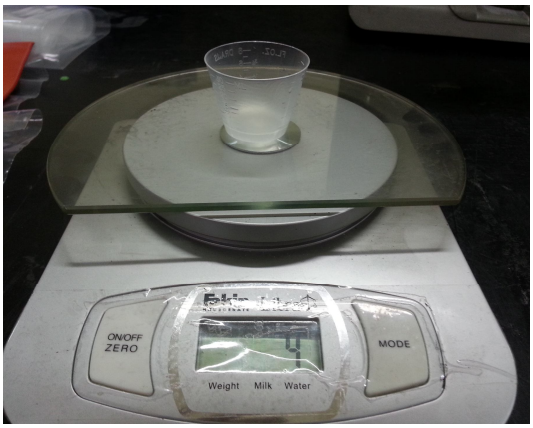
Resim 2.1 Çekme, yırtılma ve sertlik testi için hazırlanan metal kalıplar

2.2. Çekme, Yırtılma ve Sertlik Testi için Örneklerin Hazırlanması

Bu çalışmada RTV ve ilaveli tipte polimerize olan iki farklı platinum esaslı silikon elastomer A-2000 ve A-2006 (Factor II Inc., Lakeside, AZ, USA) kullanılmıştır. Silikon elastomerlerin içine hava kabarcığını önleyici ve kıvam artırıcı tiksotropik ajan üretici talimatlarına uygun olarak ilave edilmiştir. Polimerize edilen örnekler çalışma boyunca, ISO 471 standardında belirtilmiş 27℃ ± 2℃ standart oda ısısında muhafaza edilmiştir. ASTM ve ISO standartlarına uygun olarak Konya Büsan Sanayi'nde hazırlanan metal kalıpların içi saf alkol ile temizlenip silikon elastomerlerin polimerizasyonu için hazır duruma getirilmiştir. Her bir testin uygulanması için 10'ar adet örnek içeren gruplar oluşturulmuştur. Her bir tip silikon elastomer; Kontrol, TiO_2, tütsülenmiş silika ve silanlanmış silika grupları için toplam

40 adet (n=10) ve 3 farklı test metodu (çekme, yırtılma ve sertlik) için toplam 120 adet örnek hazırlanmıştır. Böylece çalışmada iki farklı tip silikon elastomer için kullanılan örnek sayısı toplamda 240 adettir.

A-2000 ve A-2006 silikon elastomerleri A ve B kısımlarından oluşmakta ve üretici firma A ve B kısımlarından 1:1 oranındaki karışımı önermektedir. Örneklerinin hazırlanması için kullanılacak silikon elastomerler ve katkı ajanları dijital bir tartı aleti (Fakir Libra, Fakir Hausgeräte, Germany) ile tartılmıştır (Resim 2.2).



Resim 2.2 Çalışmada kullanılan hassas terazi

Test örneklerinin polimerizasyonu, Büsan Sanayi Sitesi İmpar Kauçuk Fabrikası'ndaki hidrolik otomatik pres altında gerçekleştirilmiştir (Resim 2.3).



Resim 2.3 Çalışmada kullanılan ısı ayarlı otomatik press

2.3. Çalışma grupları:

Çalışma grupları Çizelge 2.3.1'de gösterilmiştir.

Çizelge 2.3.1 Çalışma grupları

A-2000 RTV Silikon	A-2006 RTV Silikon
Kontrol grubu (n=10)	Kontrol grubu (n=10)
Hacimce % 10'luk TiO_2 grubu (n=10)	Hacimce % 10'luk TiO2 grubu (n=10)
Hacimce % 10'luk Tütsülenmiş Silika (Hidrofilik) (n=10) (Silika)	Hacimce % 10'luk Tütsülenmiş Silika (Hidrofilik) (n=10)
Hacimce % 10'luk Silanlanmış Silika (Hidrofobik) (n=10) (Silan)	Hacimce % 10'luk Silanlanmış Silika (Hidrofobik) (n=10)

2.3.1. Kontrol grupları:

Bu gruptaki her bir A-2000 ve A-2006 silikon elastomerleri için üretici firmanın talimatları esas alınarak dijital bir hassas tartı yardımıyla A ve B kısımları 1:1oranında ölçülüp karıştırılmıştır. Üretici firma silikon elastomerdeki hava kabarcıklarını önlemek amacıyla vakumlu karıştırıcıya alternatif olarak silikon elastomerlere her 10 gr için 1-3 damla arası tiksotropik ajan ilave edilmesini önermektedir. Bu çalışmada da çekme, yırtılma ve sertlik testi için bir tip silikon elastomerden 150 gr A, 150 gr B kısmından olmak üzere toplamda 300 gr silikon elastomer ve 90 damla tiksotropik ajan kullanılmıştır. Elde edilen karışım hava kabarcıklarının kalmaması amacıyla vakumlu karıştırıcıda (Motova SL, Automatic Vacuum Mixer, Bego, USA) 2 dakika karıştırılmış ve bol kaşığı yardımıyla metal kalıp içerisine yerleştirilmiştir (Resim 2.4).



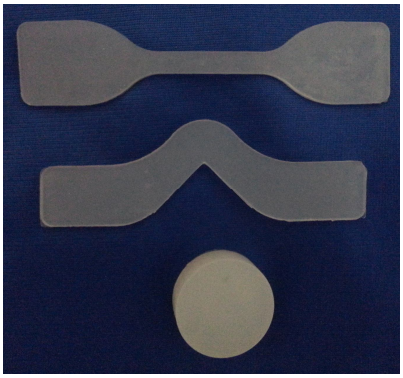
Resim 2.4 Karıştırılmış silikonun metal kalıplara yerleştirilmesi

Metal kalıbın üst parçası kapatılıp otomatik preste (Hidroliksan, Hidrolik Pres İmalat Sanayi Tic. Lid. Şti, Konya) 15 ton basınç altında, 60℃ sıcaklıkta 6 dakika bekletilmiş ve örneklerin polimerizasyonu sağlanmıştır (Resim 2.5).



Resim 2.5 Çalışmada kullanılan otomatik pres ve basınç uygulanması

Polimerizasyonu takiben otomatik presten çıkartılan metal kalıpların üst kapakları açılmış ve örnekler dikkatlice kalıptan çıkartılmıştır. Metal kalıplardan çıkartılan örneklerin yüzeyleri incelenmiş, defektsiz örneklerin etrafındaki fazla silikonlar bir bistüri yardımıyla temizlenerek örneklerin testler için hazır hale getirilmesi sağlanmıştır (Resim 2.6).



Resim 2.6 Polimerizasyonu tamamlanan test örnekleri

2.3.2. Titanyum dioksit grupları (TiO_2):

Bu grupta A-2000 ve A-2006 silikon elastomerleri her biri kendi içinde olmak üzere; A ve B kısımları eşit olacak şekilde toplam 300 gr silikon elastomer ve 90 damla tiksotropik ajan kullanılmıştır. Silikon elastomere hacimce % 10 oranında 10 nanometre boyutunda nano-oksit formlu TiO_2 tozu ilave edilmiştir. Elde edilen karışım vakumlu karıştırıcı yardımıyla 2 dakika karıştırılmış (Resim 2.7) ve daha sonra kontrol grubunda yapılan işlemler bu grup için de tekrarlanmıştır.



Resim 2.7 Örneklerin vakumlu karıştırıcıda karıştırılması

2.3.3. Tütsülenmiş Silika Grupları:

Bu grupta A-2000 ve A-2006 silikon elastomerleri her biri kendi içinde olmak üzere; A ve B kısımları eşit olacak şekilde toplam 300 gr silikon elastomer ve 90 damla tiksotropik ajan kullanılmıştır. Silikon elastomere haciminin % 10'u kadar tütsülenmiş silika tozu (Cab-O-Sil, Factor 2 Inc. Lakeside; AZ, USA) ilave edilmiştir. Elde edilen karışım vakumlu karıştırıcıda 2 dakika boyunca karıştırılmış ve kontrol grubunda yapılan işlemler bu grup için de tekrarlanmıştır.

2.3.4. Silanlanmış Silika Grupları:

Bu grupta A-2000 ve A-2006 silikon elastomerleri her biri kendi içinde olmak üzere; A ve B kısımları eşit olacak şekilde toplam 300 gr silikon elastomer ve 90 damla tiksotropik ajan kullanılmıştır. Silikon elastomere hacminin % 10'u kadar silanlanmış silika tozu ilave edilmiştir. Elde edilen karışım vakumlu karıştırıcıda 2 dakika boyunca karıştırılmış ve kontrol grubunda yapılan işlemler bu grup için de tekrarlanmıştır.

2.4. Test Ölçümleri

2.4.1. Çekme Dayanımı Testi

Çekme, yırtılma ve sertlik testleri ISO 471 standartlarında belirtildiği gibi 23±2℃ ısı altında gerçekleştirilmiştir. ASTM D 412 ISO 37-1 standardına uygun üretilen halter biçimli çekme test örnekleri, 1kN kapasiteli Gibitre Tensor çekme test cihazına (Gibitre Instruments, Bergamo, Italy) ekstansometre uçları arası mesafe 25 mm olacak şekilde yerleştirilmiştir. Örneklere dakikada 100 mm sabit hızda çekme kuvveti uygulamış, elde edilen verilere aşağıdaki denklem uygulanarak sonuçlar kaydedilmiştir (Resim 2.8).



Resim 2.8: Çekme dayanımı testi

Çekme = Yük (N) / Alan (mm^2)

Yük: Uygulanan çekme kuvveti

Alan: Örnek kalınlığı

2.4.2. Uzama Yüzdesi

Çekme testi sonrasında, örneklerde meydana gelen kopmanın ardından ilk boyuta göre örnekte meydana gelen uzamanın yüzdesi, cihaz tarafından otomatik olarak hesaplanmıştır. Buna göre uzamanın yüzdesi:

Uzama Yüzdesi (%) = Uzama Miktarı / İlk boyut x 100 olarak ifade edilebilir.

2.4.3. Yırtılma Dayanımı Testi

ISO 34-1 standartlarında üretilen açılı örneklere yırtılma dayanımı testi uygulanmıştır. Örnekler 1kN kapasiteli Gibitre Tensor çekme test cihazına (Gibitre Instruments, Bergamo, Italy) ekstansometre uçları arası mesafe 25 mm olacak şekilde yerleştirilmiştir. Cihaz 100 mm/dakika hıza ayarlanarak yırtılma işlemi gerçekleştirilmiştir. Elde edilen verilere aşağıdaki denklem uygulanmış, sonuçlar N/mm olacak şekilde kaydedilmiştir.

Yırtılma dayanımı = Yük (N) / Kalınlık (mm)

2.4.4. Sertlik (Shore A) Testi

ASTM D2240-68 standardında 10 mm kalınlığında 30 mm çapında hazırlanan dairesel örneklere yüzey sertlik testi (Shore A testi) uygulanmıştır. Her bir silikon örneğin yüzeyi birbirinden eşit uzaklıkta 5 noktaya ayrılmış ve böylece her örnekten 5 veri elde edilmiştir. 5 farklı noktadan ayrı ayrı yüzey sertliği ölçümleri dijital Shore A test cihazı ile yapılmıştır (Shore Leverloader Durotronic, USA) (Resim 2.9). Aritmetik ortalaması alınan veriler Shore A sertlik derecesi olarak kaydedilmiştir.



Resim 2.9: Shore A test cihazı ile sertlik ölçümü

2.5. İstatistiksel Analiz

Elde edilen örneklere yırtılma dayanımı, çekme dayanımı, uzama yüzdesi ve Shore A sertlik testi uygulanmıştır. Mekanik testler sonucunda elde edilen veriler analiz edilerek materyaller arasındaki farklar ve silikonlar arası etkileşimler değerlendirilmiştir.

Her iki tip silikonun kontrol, tütsülenmiş silika, silanlanmış silika ve TiO_2 gruplarına ait verilerinin çekme dayanımı, yırtılma dayanımı ile uzama yüzdelerine ait verilerin istatistiksel değerlendirmeleri SPSS istatistik paket programı (SPSS/PC Version 15.0; SPSS Inc., Chicago, IL, USA) kullanılarak yapılmıştır. İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p<0.05$ olarak alınmıştır. İki yönlü varyans analizi ile silikon ve materyaller arası etkileşimler incelenmiştir. Anlamlı bulunan değerler için Tukey HSD testi kullanılarak materyaller ve silikonlar arası çoklu karşılaştırmalar yapılmıştır. İkili etkileşim bulunan verilere, her alt düzeyde tek yönlü varyans analizi uygulanarak anlamlı olanlarda Tukey HSD ikili karşılaştırmaları yapılmıştır. İki düzeyli olan silikon karşılaştırmalarında ise bağımsız iki grup t-testi kullanılmıştır.

Sertlik testine ait veriler normal dağılmadığından, sertlik verilerinin analizinde ise parametrik olmayan Kruskal Wallis ve anlamlı olanlarında Mann-Whitney U testi kullanılmıştır.

3. BULGULAR

Çalışmamızda iki farklı çene yüz silikon elastomerin (A-2000 ve A-2006) her birine üç farklı materyal ilave edilerek dört farklı çalışma grubu (kontrol, tütsülenmiş hidrofilik silika, silanlanmış hidrofobik silika, nano oksit TiO_2) oluşturulmuştur.

3.1. Çekme Dayanımı Testi Bulguları

Çekme dayanımı testi sonucunda Çekme dayanımı testinin iki yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.1.1'de gösterilmiştir.

Çizelge 3.1.1: İki yönlü varyans analizi bulguları

	KT	KO	SD	F	P
Silikon	10,609	10,609	1	37,470	,000
Materyal	12,123	4,041	3	14,273	,000
Silikon * Materyal	5,540	1,847	3	6,523	,003
Toplam	314,678		27		

KT: Kareler Toplamı, KO: Kareler Ortalaması, SD: Serbestlik Derecesi, F:Fisher Katsayısı

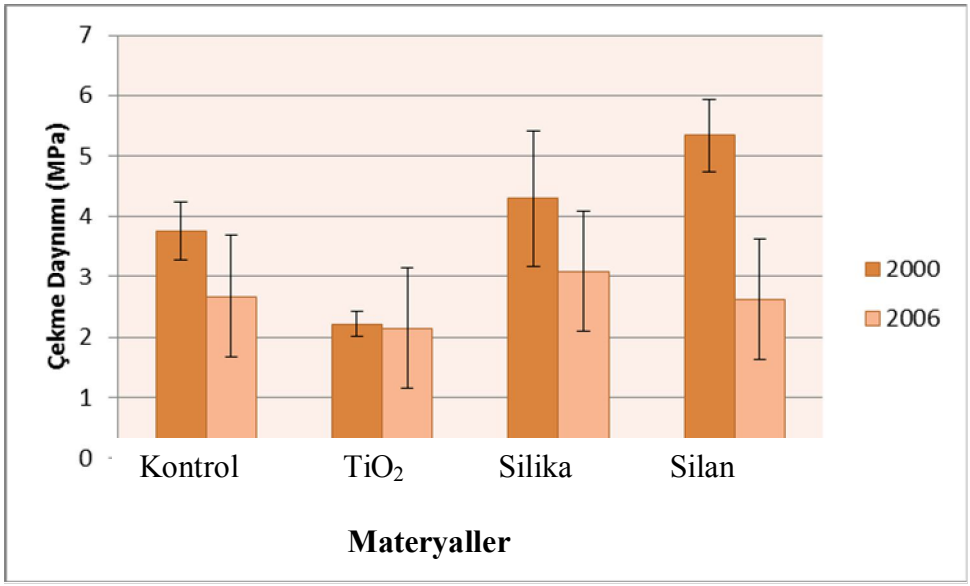
Verilere göre; silikonlar arası anlamlı farklılık, materyaller arasında anlamlı farklılık ve silikon ile materyaller arasında etkileşim gözlenmiştir ($p<0.05$). İstatistiksel olarak anlamlı fark bulunmasının üzerine verilere tek yönlü varyans analizi yapılmıştır. Tek yönlü varyans analizi sonuçları Çizelge 3.1.2'de gösterilmiştir.

Çizelge 3.1.2: Tek yönlü varyans analizi bulguları

	A-2000				**A-2006**				
ÇEKME	**Ortalama**	**Min.**	**Ortanca**	**Max.**	**Ortalama**	**Min.**	**Ortanca**	**Max.**	**TEST**
Kontrol	3,76±0,48^{ab}	3,25	3,72	4,35	2,68±0,44^{ab}	2,39	2,47	3,34	P=0,017
Titanyum dioksit	2,23±0,21^{a}	2,00	2,30	2,40	2,15±0,31^{a}	1,90	2,05	2,60	P=0,707
Silika	4,30±1,11^{b}	3,10	4,50	5,30	3,10±0,36^{b}	2,80	3,00	3,50	P=0,150
Silan	5,33±0,60^{b}	4,70	5,40	5,90	2,63±0,35^{ab}	2,30	2,60	3,00	P=0,003
TEST	**p=0,002**				**p=0,046**				

Aynı harfi içeren gruplar arasında anlamlı bir fark yoktur.

Her iki tip silikona ve dört farklı materyale ait ortalama ve standart sapma değerleri Grafik 3.1.1'de gösterilmiştir.



Grafik 3.1.1: Grupların ortalama ve standart sapma değerleri

Verilere ait tek yönlü varyans analizi sonucuna göre; A-2000 silikon elastomerinde materyaller arasındaki fark anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$). Silanlanmış silika en yüksek çekme dayanımı değerini (5,33±0,60) gösterirken TiO_2 grubu en düşük çekme dayanımı değerini (2,23±0,21) göstermiştir. İkili karşılaştırmalarda; silanlanmış silika (5,33±0,60) ve tütsülenmiş silika (4,30±1,11) gruplarının çekme dayanımları değerleri TiO_2 (2,23±0,21) grubundan anlamlı derecede yüksek çıkmıştır ($p<0.05$). Kontrol grubu ile diğer gruplar arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0.05$).

A-2006 silikon elastomerinin tek yönlü varyans analizi sonuçlarına göre materyaller arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0.05$). En yüksek çekme dayanımı değerine sahip tütsülenmiş silika grubu (3,10±0,36) ile en düşük çekme dayanımı değeri gösteren TiO_2 grubu (2,15±0,31) arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0.05$). Kontrol grubu ile diğer gruplar arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0.05$).

Silanlanmış silika gruplarında, çekme dayanımı değerleri için silikon çeşitleri arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0.05$). Analiz sonucuna göre A-2000

silikon elastomerinin çekme dayanımı değeri (5,33±0.60) A-2006'ya göre (2,63±0,35) anlamlı derecede yüksektir.

Kontrol gruplarında, çekme dayanımı değerleri için silikonlar arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0.05$). Analiz sonucuna göre A-2000 silikon elastomerinin çekme dayanımı değeri (3,76±0,48) A-2006'ya göre (2,68±0,44) anlamlı derecede yüksektir.

TiO_2 ve tütsülenmiş silika gruplarında, çekme dayanımı değerleri için silikonlar arası anlamlı bir fark gözlenmemiştir ($p>0.05$).

3.2. Uzama Yüzdesi Bulguları

Uzama yüzdesi değerleri için iki yönlü varyans analizi bulguları Çizelge 3.2.1'de gösterilmiştir.

Çizelge 3.2.1: İki yönlü varyans analizi bulguları

	KT	KO	SD	F	P
Silikon	163110,667	163110,667	1	81,813	<0,000
Materyal	50756,998	16918,999	3	8,486	0,001
Silikon * Materyal	36905,830	12301,943	3	6,170	0,004
Toplam	3946067,136		27		

KT:Kareler Toplamı, KO:Kareler Ortalaması, SD:Serbestlik Derecesi, F:Fisher Katsayısı

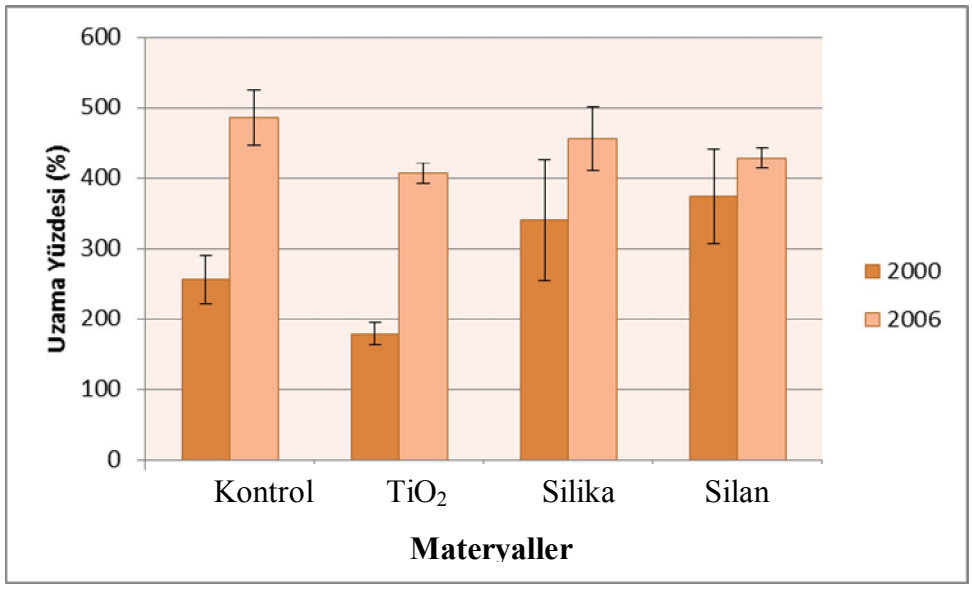
Verilere göre; silikonlar arasında anlamlı farklılık, materyaller arasında anlamlı farklılık ve silikon ile materyaller arasında anlamlı etkileşim gözlenmiştir ($p<0.05$). İstatistiksel olarak anlamlı fark bulunmasının üzerine verilere tek yönlü varyans analizi testi yapılmıştır. Uzama yüzdesine ait tek yönlü varyans analizi verileri Çizelge 3.2.2'de gösterilmiştir.

Çizelge 3.2.2: Tek yönlü varyans analizi bulguları

	A-2000				A-2006				
UZAMA%	**Ortalama**	**Min.**	**Ortanca**	**Max.**	**Ortalama**	**Min.**	**Ortanca**	**Max.**	**TEST**
Kontrol	256,20±34,63^{ab}	221,06	256,91	289,92	485,33±39,40^{b}	448,12	455,53	527,17	P<0,001
Titanyum dioksit	178,67±15,09^{a}	161,40	185,30	189,30	406,98±14,38^{a}	385,80	412,25	417,60	P<0.001
Silika	340,63±86,33^{b}	247,40	356,70	417,80	455,87±45,22^{ab}	415,10	448,00	504,50	P=0,110
Silan	374,30±67,59^{b}	298,60	395,70	428,60	429,47±14,48^{ab}	418,20	424,40	445,80	P=0,239
TEST	**P=0,008**				**P=0,029**				

Aynı harfi içeren gruplar arasında anlamlı bir fark yoktur.

Her iki tip silikona ve dört farklı materyale ait ortalama çekme dayanımı verileri Grafik 3.2.1'de gösterilmiştir.



Grafik 3.2.1: Grupların ortalama ve standart sapma değerleri

Verilere ait tek yönlü varyans analizi sonucuna göre; A-2000 silikon elastomerinde materyaller arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0.05$). En yüksek uzama yüzdesi değeri silanlanmış silika grubunda (374,30±67,59) gözlenirken en düşük uzama yüzdesi değeri TiO_2 grubunda (178,67±15,09) gözlenmiştir. İkili karşılaştırmalarda; silanlanmış silika (374,30±67,59) ve tütsülenmiş silika (340,63±86,33) gruplarının çekme dayanımları değerleri TiO_2 (178,67±15,09)

grubundan anlamlı derecede yüksek çıkmıştır ($p<0.05$). Kontrol grubu ile diğer gruplar arasında ise anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0.05$).

A-2006 silikonunun uzama yüzdesi değerlerinde materyaller arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0.05$). Kontrol grubu en yüksek uzama yüzdesi değeri (485,33±39,40), TiO_2 grubu ise en düşük çekme dayanımı değeri (406,98±14,38) gösterirken bu iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.05$). Tütsülenmiş silika (455,87±45,22) ve silanlanmış silika (429,47±14,48) grupları ile kontrol grubunun (485,33±39,40) çekme dayanımı değerleri arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0.05$).

Kontrol gruplarında, uzama yüzdesi değerleri için silikonlar arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0.05$). A-2006 silikonunun uzama yüzdesi değeri (485,33±39,40) A-2000'e göre (256,20±34,63) anlamlı derecede yüksektir ($p<0.05$).

TiO_2 gruplarında, uzama yüzdesi değerleri için silikonlar arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0.05$). A-2006 silikonunun uzama yüzdesi değeri (406,98±14,38) A-2000'e göre (178,67±15,09) anlamlı derecede yüksektir ($p<0.05$).

Tütsülenmiş silika ve silanlanmış silika gruplarında, uzama yüzdesi değerleri için silikonlar arasında anlamlı bir fark gözlenmemiştir ($p>0.05$). A-2006 silikonunun tütsülenmiş (455,87±45,22) ve silanlanmış silika (429,47±14,48) gruplarının uzama yüzdesi değerleri A-2000 silikonunun tütsülenmiş (340,63±86,33) ve silanlanmış silika (374,30±67,59) gruplarına oranla daha yüksek uzama yüzdesi değerleri gösterse de bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p>0.05$).

3.3. Yırtılma Dayanımı Testi Bulguları

Yırtılma dayanımı verileri için iki yönlü varyans analizi bulguları Çizelge 3.3.1'de gösterilmiştir.

Çizelge 3.3.1: İki yönlü varyans analizi bulguları

	KT	KO	SD	F	P
Silikon	152,933	152,933	1	29,882	,000
Mateyal	88,171	29,390	3	5,743	,006
Silikon *Materyal	16,953	5,651	3	1,104	,373
Toplam	5054,402		26		

KT: Kareler Toplamı, KO: Kareler Ortalaması, SD: Serbestlik Derecesi, F: Fisher Katsayısı

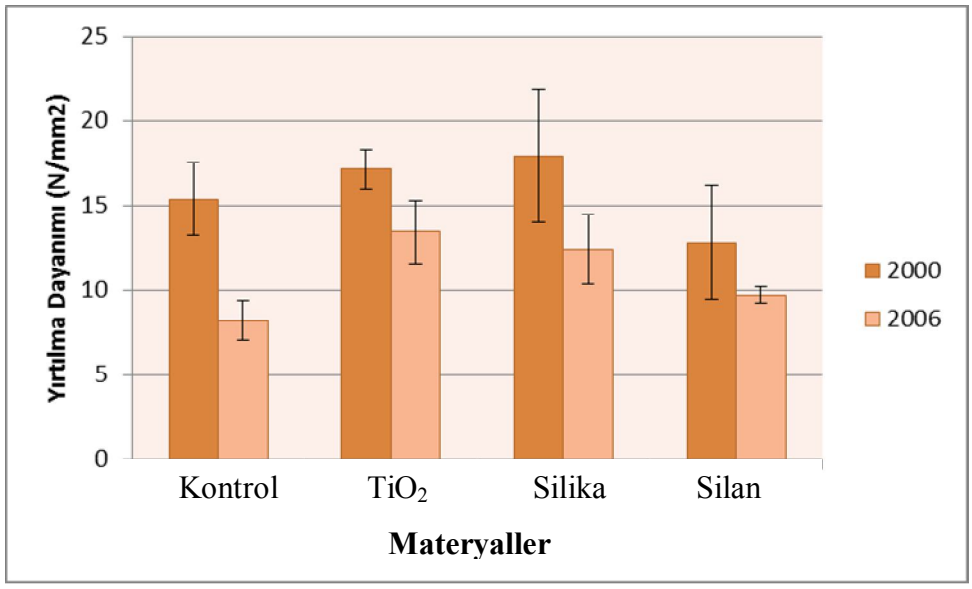
Verilere göre; silikonlar arasında ve materyaller arasında anlamlı farklılık gözlenmesine rağmen ($p<0.05$), silikon ile materyaller arasında anlamlı etkileşim gözlenmemiştir ($p>0.05$). Silikonlar arasında ve materyaller arasında anlamlı fark bulunması üzerine verilere tek yönlü varyans analizi testi yapılmıştır. Çizelge 3.3.2'de tek yönlü varyans analizi sonuçları ile gösterilmiştir.

Çizelge 3.3.2: Tek yönlü varyans analizi bulguları

	A-2000				**A-2006**				
YIRTILMA	**Ortalama**	**Min.**	**Ortanca**	**Max.**	**Ortalama**	**Min.**	**Ortanca**	**Max.**	**TEST**
Kontrol	15,40±2,17^{a}	12,77	15,78	17,27	8,20±1,19^{a}	7,20	7,87	9,52	P=0,004
Titanyum dioksit	17,17±1,18^{a}	15,80	17,80	17,90	13,45±1,87^{b}	12,10	12,75	16,20	P=0,031
Silika	17,93±3,92^{a}	14,50	17,10	22,20	12,40±2,04^{b}	10,80	11,70	14,70	P=0,096
Silan	12,83±3,34^{a}	9,00	14,40	15,10	9,73±0,51^{ab}	9,30	9,60	10,30	P=0,247
TEST	**P=0,187**				**P=0,007**				

Aynı harfi içeren gruplar arasında anlamlı bir fark yoktur.

Her iki tip silikona ve dört farklı materyale ait ortalama yırtılma dayanımı değerleri Grafik 3.3.1'de gösterilmiştir.



Grafik 3.3.1: Grupların ortalama ve standart sapma değerleri

Yırtılma dayanımı sonuç verilerine tek yönlü varyans analizi uygulanarak materyaller arası farklılıklar değerlendirilmiştir.

Verilere ait tek yönlü varyans analizi sonucuna göre; A-2000 silikon elastomerinde yırtılma dayanımı için materyaller arasında anlamlı bir fark bulunmazken ($p>0.05$), A-2006 silikon elastomerinde materyaller arasındaki fark anlamlıdır ($p<0.05$). Analiz sonuçlarına göre, A-2006 silikon elastomerinde TiO_2 grubu en yüksek yırtılma dayanımı değerini (13,45±1,87) gösterirken kontrol grubu en düşük yırtılma dayanımı değeri (8,20±1,19) göstermiştir. TiO_2 (13,45±1,87) ve tütsülenmiş silika (12,40±2,04) gruplarının yırtılma dayanımı değerleri kontrol grubundan (8,20±1,19) anlamlı derecede yüksek bulunurken ($p<0.05$), silanlanmış silika grubu (9,73±0,51) ile kontrol grubu (8,20±1,19) arasındaki fark anlamlı bulunmamıştır ($p>0.05$).

Kontrol ve TiO_2 ve tütsülenmiş silika gruplarında yırtılma dayanımı değerleri için silikonlar arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0.05$). Buna sonuçlara göre, A-2000 silikon elastomerinde kontrol (15,40±2,17) ve TiO_2 (17,17±1,18) gruplarının yırtılma dayanımı değerleri, A-2006 silikonunun kontrol (8,20±1,19) ve TiO_2 (13,45±1,87) gruplarına göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p<0.05$). Silanlanmış ve tütsülenmiş silika gruplarında ise silikonlar arasındaki fark anlamlı bulunmuştur ($p>0.05$).

3.4. Sertlik Testi Bulguları

Sertlik testi bulgularına ait verilere ait test sonuçları ve onlara karşılık gelen p değerleri tablolarda verilmiştir.

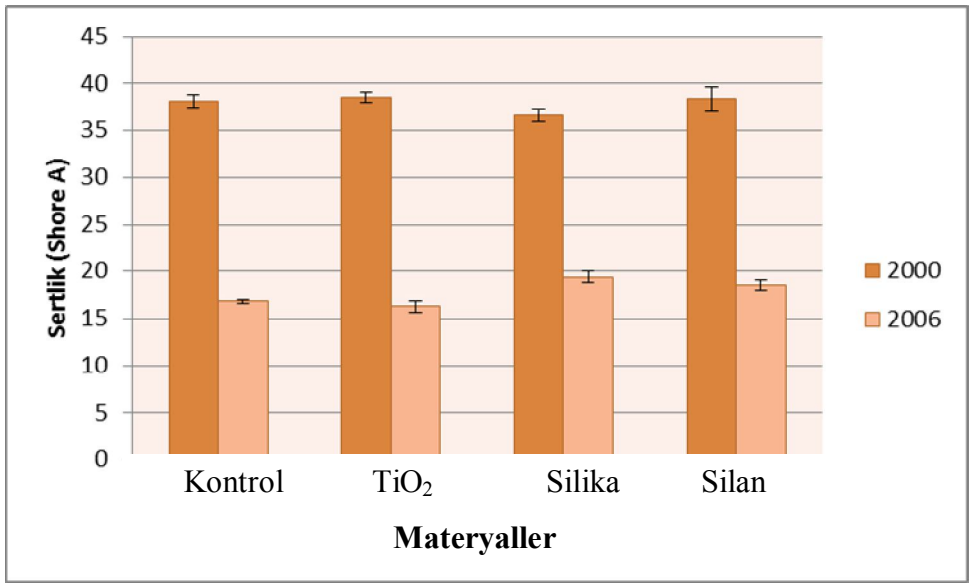
Sonuçlar Çizelge 3.4.1'de gösterilmiştir.

Çizelge 3.4.1: Analiz sonuçları

	A-2000				A-2006				
SERTLİK	**Ortalama**	**Min.**	**Ortanca**	**Max.**	**Ortalama**	**Min.**	**Ortanca**	**Max.**	**TEST**
Kontrol	38,13±0,64[b]	37,40	37,97	39,14	16,86±0,22[a]	16,60	16,70	17,08	p=0,008
Titanyum dioksit	38,54±0,53[b]	37,76	38,42	39,18	16,31±0,64[a]	15,82	15,88	17,24	p=0,008
Silika	36,64±0,63[a]	35,70	36,52	37,46	19,41±0,62[b]	18,82	19,18	20,22	p=0,008
Silan	38,37±1,29[b]	36,62	37,82	39,72	18,54±0,53[b]	17,76	18,76	19,04	p=0,008
TEST	**p=0,001**				**p=0,001**				

Aynı harfi içeren gruplar arasında anlamlı bir fark yoktur.

Her iki tip silikona ve dört farklı materyale ait ortalama sertlik verileri Grafik 3.4.1'de gösterilmiştir.



Grafik 3.4.1: Grupların ortalama ve standart sapma değerleri

Sertlik bulgularına ait verilerin analiz sonuçlarına göre, A-2000 silikon elastomerinde materyaller arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0.05$). Buna göre, en düşük sertlik değeri tütsülenmiş silika grubuna (36,64±0,63) ait olup kontrol

(38,13±0,64), TiO_2 (38,54±0,53) ve silanlanmış silika (38,37±1,29) gruplarından anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p<0.05$). Kontrol, TiO_2 ve silanlanmış silika grupları arasında ise anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0.05$).

A-2006 silikon elastomerine ait sertlik değerleri analizinde materyaller arasındaki fark anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$). Kontrol (16,86±0,22) ve TiO_2 (16,31±0,64) grupları, tütsülenmiş (19,41±0,62) ve silanlanmış silika (18,54±0,53) gruplarına göre anlamlı derecede düşük sertlik değerleri vermiştir ($p<0.05$). Kontrol-TiO_2 grupları arasında ve tütsülenmiş-silanlanmış silika grupları arasında ise anlamlı bir fark gözlenmemiştir ($p>0.05$).

Kontrol, TiO_2, tütsülenmiş ve silanlanmış silika gruplarında sertlik değerleri için silikonlar arasında anlamlı bir fark gözlenmiştir ($p<0.05$). A-2000 silikonunun kontrol (38,13±0,64), TiO_2 (38,54±0,53), tütsülenmiş silika (36,64±0,63) ve silanlanmış silika (37,37±1,29) gruplarının sertlik değerleri; A-2006 silikonunun kontrol (16,86±0,22), TiO_2 (16,31±0,64), tütsülenmiş silika (19,41±0,62) ve silanlanmış silika (18,54±0,53) gruplarının sertlik değerlerine göre anlamlı derecede yüksektir ($p<0.05$).

4. TARTIŞMA

Silikon elastomerler 50 yılı aşkın bir süredir konjenital anomaliler, rezeksiyon veya travma nedeniyle çene yüz bölgesinde oluşan defektlerin protetik rehabilitasyonlarında kullanılmaktadır. Çene yüz bölgesinde bulunan defektler, silikon elastomerlerden yapılmış çeşitli çene yüz protezleriyle kapatılarak hastalara daha kaliteli bir yaşam sunulmuş olur. (Han ve ark 2008, Mouzakis ve ark 2010).

Çene yüz protezlerinde kullanılan silikon elastomerlerin kulanım süreleri 1 ile 2 yıl arasında olup protezlerin genellikle kenarlarında görülen yırtılmalar ve rengindeki bozulmalar nedeniyle değiştirilmeleri gerekli görülmektedir (Han ve ark 2008, Goiato ve ark 2010). Silikon elastomerlerin kullanım limitasyonlarını renkte ve fiziksel özelliklerindeki bozulmalar ile mekanik dayanımlarındaki düşüş oluşturmaktadır (Goiato ve ark 2010).

Son yıllarda silikon elastomerler hakkında yapılan in vitro çalışmalar genellikler renk değişimi üzerine olup silikonların mekanik dayanımlarının test edildiği çalışma sayısına literatürde oldukça az rastlanmaktadır (Mohite ve ark 1994, Hulterstrom ve Ruyter 1999, Han ve ark 2008, Bankoğlu ve ark 2013, Nguyen ve ark 2013).

Yukarıda bahsedilen sorunlardan yola çıkarak günümüzde yapımı ve kullanımı artan çene yüz protezlerinde daha uzun süreli başarı için, kullanılacak materyallerin mekanik özelliklerinin arttırılması amaçlanmıştır.

Silikon elastomerler her ne kadar biyouyumlulukları, kolay manipülasyonları ve klinik açıdan inert olmaları ile en çok tercih edilen çene yüz protezi materyalleri arasında olsalar da halen ideal fiziksel ve mekanik özelliklere sahip değillerdir. Kısa sürede protez kenarlarında oluşan yırtılmalar, kopmalar ve renk değişimi protezlerin kullanımı sırasında en çok karşılaşılan sorunlardandır (Beumer ve ark 1996, Mouzakis ve ark 2010).

Silikon elastomerleri test eden çalışmalarda en çok kullanılan mekanik testler; çekme dayanımı, yırtılma dayanımı, uzama yüzdesi ve sertliktir (Beumer ve ark 1996). Dolgu maddelerinin tipi, büyüklüğü, çapraz bağ yoğunluğu, silikon

elastomerlerin mekanik dayanımını etkileyen en önemli faktörlerdendir (Aziz ve ark 2003a, Suyubol 2006).

Lewis ve Castleberry (1980), ideal bir çene yüz materyalinin yüksek çekme ve yırtılma dayanımına, düşük sertlik değerlerine sahip olması gerektiğini bildirmişlerdir. Çene yüz protezleri başlangıçta istenilen özelliklerde olsa da zamanla protezlerin mekanik özelliklerinde ve renginde bozulmalar meydana gelmektedir. Çene yüz protezlerinin, bu protezleri kullanan hastalar üzerinde psikolojik ve sosyal etkisi olduğu düşünülürse protez materyallerinin mekanik ve renk özelliklerinin iyileştirilmesinin ne kadar önemli olduğu ortaya çıkar. Bu nedenle yapılan çalışmaların protez materyallerinin mekanik özelliklerinin artırılmasına yönelik olması amaçlanmaktadır. Son yıllarda yapılan çalışmalar silikonların mekanik özelliklerinin arttırılabilmesine yöneliktir (Goldberg ve ark 1978, Polyzois 1995, Han ve ark 2008, Mouzakis ve ark 2010, Hatamleh ve ark 2011).

Klinik olarak bir çene yüz protezi materyalinde ilk istenen mekanik özellik yırtılma dayanımıdır. Yırtılma dayanımı, göz ve burun protezi gibi ince kenarlarda oldukça önemlidir. Gündüz adezivlerle kullanılan protezlerin gece çıkarırken ve temizlenirken ince olan kenar bölgelerinden yırtılması en büyük dezavantajdır (Aziz ve ark 2003a).

Çene yüz protezlerinde bozulmalar genellikle ince yapılması gereken kenar bölgelerinden başlar. İnce yapılan protez kenarları medikal adezivler, temizleyiciler ve vücut sıvılarının etkisiyle deformasyona uğrar. Çene yüz protezlerinin en önemli dezavantajlarından olan kenar yırtılmalarını ve kopmaları önleyebilmek amacıyla silikon elastomerler içerisine silika tozu, cam fiber ve doğal fiberler gibi çeşitli doldurucular ilave edilerek mekanik özellikler, bilhassa çekme ve yırtılma dayanımı arttırılmaya çalışılmaktadır (Sweney ve ark 1972, Andreopoulos ve ark 1998, Günay ve ark 2008).

Günay ve ark (2008), naylon fiber ilave ettikleri A-2186 RTV tip silikon elastomerin mekanik özelliklerini inceledikleri çalışmalarında, naylon fiber ilave edilen silikon elastomerin çekme ve yırtılma dayanımlarının naylon fiber ilave edilmeyen kontrol grubuna göre anlamlı derecede yüksek çıktığını bildirmişlerdir.

Günay ve ark (2008), ilave edilen naylon fiberin silikon matriks içinde bir alt yapı görevi görerek silikon matriksin mekanik dayanımını artırdığını belirtmişlerdir.

Karayazgan ve ark (2003)'nın bildirdikleri klinik raporda, naylon fiber ilave ettikleri silikon elastomerde herhangi bir kenar yırtılması ve kopmanın olmadığı gözlenmiştir.

Silikon elastomerin çekme dayanımı, genel olarak toplam mekanik dayanımının ve sonucunda elde edilen uzama da esnekliğinin bir göstergesidir. Yüksek çekme dayanımı uzama yüzdesinin olması, protezin yüz bölgesinden çıkartılırken deformasyona uğramaması için gerekli görülmektedir (Aziz ve ark 2003a).

Çalışmamızda, farklı doldurucu tipleri (TiO_2, silanlanmış silika, tütsülenmiş silika) ilave edilerek elde edilen silikon örneklere çekme ve yırtılma dayanımı, uzama yüzdesi ve sertlik testleri uygulanmıştır.

Ağız içi dokuların hareketli ve ısı değişimlerinin gün içerisinde farklılık gösterdiğinden, ağız içinde kullanılacak silikon elastomerlere belirli sıcaklıklar arasında test edilen materyalin değişen yükler altındaki davranışının test edildiği dinamik testlerin yapılmasının ne derece gerekli olduğu düşünülebilir (Koran ve Craig 1975, Murata ve ark 2003).

Ağızda değişen sıcaklıklarda ve değişen çiğneme basıncındaki davranışını test etmek için ağız içi silikon elastomerlerde dinamik yükleme testlerinin kullanılması doğru bilgiler verecektir (Koran ve Craig 1975). Çene yüz protezlerinde kullanılan silikon elastomerler yüksek derecede çapraz bağlantılı ve içerisine mekanik dayanımını artırmak için tütsülenmiş silika eklenmiş polimerlerdir. Çapraz bağlantılı polimerler, sıcaklık değişimleri çok yüksek olmadıkça sıcaklıktan etkilenmezler. Yüz bölgesinde kullanılacak silikon elastomerlerin ağız içindeki dokular kadar sıcaklık ve kuvvet değişimlerine maruz kalmadığından (Murata ve ark 2003, Ekren 2009) ve elastomerlerin birçok çeşidinin bulunmasından dolayı mekanik testlerin dinamik yükler altında yapılması şart değildir (Lewis ve Castleberry 1980).

Sweney ve ark (1972), çene yüz bölgesinde kullanılabilecek silikon elastomerleri kapsamlı olarak test ettikleri çalışmada fiziksel ve mekanik testlere

ağırlık vermiş, hareketli ağız içi dokularla uyumlu olan esnek materyallerin tercih edilmesi gerektiğini vurgulamışlardır. Aynı çalışmada dinamik yükler altında silikon elastomerlerin nasıl bir davranış sergilediği konusu göz önünde bulundurulmamıştır.

Lontz ve ark (1974), silikon elastomerlerin gerilim zorlama eğrilerinde yapmış oldukları modifikasyon ile polisiloksan silikon elastomerlerin elastikiyetini test etmişler, çekme gerilimlerini aort, tendon, kas lifi gibi vücudun diğer dokularıyla karşılaştırmışlardır. Yine bu çalışmada da elastomerlerin dinamik yükler karşısındaki davranışı test edilmemiştir (Koran ve Craig 1975).

Yüz bölgesinde kullanılan silikon elastomerlerin mekanik dayanımlarının test edildiği çalışmamızda, bahsettiğimiz nedenlerdenden dolayı dinamik yükleme testine yer verilmemiştir.

Literatürde silikon elastomerlerin yapay eskitme cihazı ile eskitildikten sonraki mekanik özelliklerinin test edildiği çalışma sayısı oldukça fazladır (Andres ve ark 1992, Haug ve ark 1992, Mohite ve ark 1994, Goiato ve ark 2010). Yapay eskitme cihazı radyasyon, nem ve ısı gibi asmosferik koşulları taklit ederek test örneklerinin doğal ortam koşullarında nasıl davranacaklarının belirlenmesine yardımcı olur (Pesqueira ve ark 2012). Bununla beraber birçok araştırmacı silikon elastomerlerdeki bozunmanın fotooksidatif etki sonucu oluştuğu konusunda hemfikirdir. Fotooksidatif etki, oksijen ve güneş ışığının materyalin kimyasal yapısında meydana getirdiği değişikliği tanımlar. Bu nedenle yapay eskitme koşulları tam anlamıyla doğal ortam koşullarını taklit edemediğinden materyaller hakkında doğru bilgiler vermiyor olabilir. Eskitme işlemleri ancak doğal ortamda ve uzun bir zaman aralığında yapıldığında araştırıcılara doğru bilgiler verecektir (Gary ve ark 2001, Mancuso v ark 2009, Eleni ve ark 2011, Pesqueira ve ark 2012).

Polimer yapıdaki malzemeler üzerine hava koşullarının etkisi, bulunulan coğrafyaya, mevsime, günün hangi saatinde olduğuna göre değişiklik gösterir. Farklı mevsimlerde farklı hava koşulları oluşacağından doğal ortamlarda yapılan testlerin farklı iklim şartlarında ve en az bir yıl boyunca yapılması daha uygun olacaktır (Eleni ve ark 2011).

Çalışmamızın planlandığı dönemde eskitme işleminin hazırlanan örneklerin mekanik dayanımları üzerine etkilerinin araştırılması da planlanmıştır. Ancak

yukarıda bahsedilen nedenlerden dolayı yapay eskitme işlemine çalışmamızda yer verilmemiş, test örneklerinin hazırlanmasının zaman alması araştırıcıları bu konuları ayrı çalışmalar olarak değerlendirmelerine neden olmuştur. Çalışmamızda elde edilen örneklerin doğal ortam şartlarında yapılan eskitme işleminden sonraki mekanik dayanımları ayrı bir araştırma konusu olarak ayrıca planlanabilir.

Klasik muflalama tekniğinde hazırlanan alçı kalıp, tekrarlanan muflalama işlemi neticesinde yıpranıyor olabilir. Alçı kalıp hazırlanırken her defasında aynı lastik ana modellerin kullanılması da ölçü standardizasyonunu olumsuz etkiliyor olabilir (Ekren 2009). Literatürde silikon elastomerlerin mekanik dayanım testlerine tabi tutulduğu çalışmalarda metal kalıp polimerizasyon yöntemi ile standartlara uygun metal kalıplar hazırlanmakta, böylelikle test örneklerinin standardizasyonu yoluna gidilmektedir (Koran ve Craig 1975, Han ve ark 2008, Haddad ve ark 2011, Pesqueira ve ark 2012). Alçı kalıpların en bilinen dezavantajı çabuk yıpranmaları, kırılmaya meyilleri, zor temizlenebilmeleri ve tekrar kullanımlarının zor olmasıdır. Metal kalıplar yeni materyallerin üretimi aşamasında optimizasyon amaçlı sıklıkla kullanılmaktadırlar. Yeni bir tip çene yüz silikon elastomer üretiminde materyaller çoğunlukla metal kalıp içerisinde polimerize edilmektedir (Lai ve Hodges 1999).

Yaygın olarak çene yüz protezlerinin klinik yapımı aşamasında kullanılan alçı kalıp muflalama tekniğine alternatif başka bir teknik, elde edilen alçı kalıbın metal veya epoksi rezinden dublike edilmesi ve dublike edilen bu kalıp içerisinde çene yüz silikonunun polimerize edilmesidir. Alçı kalıp, fabrikasyon metal kalıplara göre yüzeyinde daha fazla mikro düzensizliklere sahiptir. Bu düzensizlikler, polimerizasyon esnasında vulkanize olmamış silikonun içerisine girerek stres noktaları oluşturuyor olabilir (Raptis ve ark 1980).

Raptis ve ark (1980), alçı kalıp ve metal kalıplarda polimerize ettikleri RTV tip Silastic 44210 silikon elastomerin mekanik dayanımlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, metal kalıpta polimerize olan silikonların çekme dayanımlarının alçı kalıplara göre anlamlı derecede yüksek çıktığını bildirmişlerdir.

Lai ve Hodges (1999), RTV tip A-2186 silikon elastomerinin metal veya alçı kalıpta polimerizasyonunun ve ilave edilen çeşitli maddelerin silikonun mekanik özelliklerine etkisini incelemişler, metal kalıpta polimerizasyonun alçı kalıplara göre

mekanik özelliklerde anlamlı bir artışa sebep olduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışmaya göre, platinum esaslı bir silikon olan A-2186'nın alçı kalıpta polimerizasyonu sırasında, alçı yüzeyine uygulanan film tabakasının platinum ile reaksiyonu sonucu silikonun polimerizasyon derecesi düşmüş ve buna bağlı olarak mekanik özelliklerin zayıflamış olabileceği rapor edilmiştir. Aynı şekilde silikona ilave edilen maddelerin de platinum ile farklı çapraz bağlantı reaksiyonuna girip mekanik özellikleri zayıflatabileceği bildirilmiştir.

Klasik alçı kalıp muflalama yöntemi kliniği taklit edebilme açısından tercih edilebilir. Fakat bu çalışma, materyal testi olduğundan çalışmada elde edilecek verilerin doğru ve standart olması önemlidir.

Bu nedenle test örneklerinin standardizasyonunu sağlamak ve alçı kalıpta oluşabilecek deformitelerden sakınmak amacıyla çalışmamızda klasik alçı ile muflalama tekniği kullanılmamış, örnekler metal kalıpta polimerizasyon tekniğine göre hazırlanmıştır. Örneklerin düzgün yüzey yapısına sahip olmaları ve standardizasyonlarını sağlamak amacıyla ticari tip elastomerlerin polimerizasyon yöntemleri esas alınarak polimerizasyon şekli için basınçla kalıplama yöntemi seçilmiştir.

Basınçla kalıplama yöntemi daha çok termoset plastiklerin ve elastomerlerin şekillendirilmesinde kullanılan bir presleme yöntemidir. Basınçla kalıplama işlemi malzemenin basınç altında ve ısının etkisiyle polimerize olup şekillenmesi işlemidir (Saçak 2005, Eker 2009). Uygulaması bir polimer işleme tekniğidir. Basınç ve ısı altında sıkışan karışım bir dizi çapraz bağlanma tepkimeleri sonucu polimerize olup sertleşir. Kalıp, çapraz bağlanmanın tamamlanmasına yetecek süre ısıtılarak basınç altında tutulur, daha sonra kalıp açılarak malzeme alınır. Basınç kaldırıldıktan sonra polimer malzeme soğutulur ve bir sonraki malzeme, kalıba istenenden fazla miktarda yerleştirilerek polimerizasyon siklusuna devam edilir (Saçak 2005). Taşan malzeme kenarlardan kesilerek çıkartılır. Biçimlendirilmiş örneklerde mekanik özellikler bakımından bölgesel farklılıklar yoktur, gerilmeler bulunmaz, böylece örnekler standardize edilmiş olur (Eker 2009).

Basınçla kalıplama yönteminde sıkıştırma sistemleri içindeki malzemeyi tek yönde veya çift yönde sıkıştırabilecek şekilde tasarlanmıştır. Basınç altında kalacak

kalıpların yüksek basınca dayanabilecek çelik türü metallerden ve mümkün olduğunca kalın olarak hazırlanması gerekir. Kalıp yüzeyleri çok iyi işlenerek parlatılmalı ve tercihen sert krom ile kaplanmalıdır. Biçimlendirilecek parça açısından kalıplarda; kalın cidarlardan, keskin köşelerden, farklı cidar kalınlıklarından kaçınılmalı, standardizasyon sağlanmalıdır (Eker 2009).

Çalışmamızda ASTM ve ISO standarlarına uygun hazırlanmış paslanmaz çelik metal kalıplarda çapraz bağlanmanın tamamlanmasına yetecek süre ve sıcaklık, bir ön pilot çalışma ile belirlenmiştir. Çalışmada, polimerizasyon için üretici firmanın kataloğundaki değerler elde edildiğindeki süre ve sıcaklık esas alınmıştır. Yapılan ön pilot çalışmamızda polimerizasyon, 60℃ sıcaklık ve 6 dakika olarak belirlenmiştir. Üretici talimatlarında önerilen polimerizasyon siklusu 3 ila 4 saat arasında, 75℃ ısı altında, kuru sıcak hava fırınında ve alçı kalıptaki polimerizasyondur. Üretici firma büyük kalıplar kullanıldığında polimerizasyon için sıcaklığın gerektiği kadar arttırılmasını önermektedir.

Çalışmamızda metal kalıp ve otomatik hidrolik ısı ayarlı pres kullanılmıştır. Pilot çalışmamızda, hidrolik ısı ayarlı preste polimerizasyon için 60℃'nin üzerinde bekletilen örneklerin 60'ın üzerinde Shore A değerleri verdiği gözlenmiştir.

İdeal bir çene yüz protezi materyalinin, doğal görünüme sahip olup hastanın günlük hareketlerine uyum sağlayabilmesi için doğal bir sertliğe sahip olması gerekmektedir. Lewis ve Castleberry (1980)'nin bildirdiğine göre ideal sertliğin 25-35 Shore A aralığında olması gerekmektedir. Bir başka çalışmada Sweney ve ark (1972), ideal sertliği 48-52 Shore A olarak bildirirken, Veres ve ark (1990)'nın belirttiğine göre Conroy ve arkadaşları 25-55 Shore A değerini ideal sertlik değeri olarak bildirmişlerdir. Yine Veres ve ark (1990)'nın belirttiğine göre 10-40 arası Shore A değerleri de kabul edilebilir sertlik değerleridir.

Pilot çalışmada 60℃'nin üzerinde bekletilen örneklerin Shore A değerlerinin yukarıdaki araştırmacıların belittiği değerlerden yüksek çıkması polimerizasyon için çalışma şartlarında bu sıcaklığın üzerinde polimerizasyon yapılmamasını, aksi takdirde örneklerin çene yüz protezi malzemesi olarak kullanılamayacağını düşündürebilir.

Eksternal olarak kullanılan çene yüz protezleri dış ortam şartlarına vücudun diğer protez tiplerine göre çok daha fazla maruz kalmaktadırlar. Silikon elastomerlerin solar radyasyona karşı termal dirençleri oldukça düşüktür. Çapraz bağlanma yoğunluğu silikon elastomerlerin mekanik dirençlerine etki eden en önemli faktör olup maruz kalınan çevre şartları çapraz bağlantıların uzunluğuna etki edip polimerin fiziksel ve mekanik özelliklerinde bozulmalara sebep olabilmektedir (Mouzakis ve ark 2010).

Silikon elastomerlerin farklı mekanik özelliklerde olması, yapılarındaki çapraz bağlantıların tipine, yoğunluğuna veya dolgu malzemelerinin tipine ve konsantrasyonuna bağlıdır. Buna ilaveten termal başlatıcılar, polimerizasyon süresi ve ısısı gibi faktörler de silikon elastomerin farklı mekanik özelliklerde olmasına sebep olur (Sweeney ve ark 1972, Aziz ve ark 2003a, Bellamy ve ark 2003, Karayazgan 2010). Silikonların mekanik özellikleri aynı polimerin uzun ve kısa zincirlerinin harmanlaması ile oluşturulan bimodal ağ ile de arttırılabilir. Molar kütle dağılımındaki bu fark ile silikonlar daha yüksek yırtılma ve çekme dayanımı gösterirler (Aziz ve ark 2003b).

Bu çalışmada çene yüz protezleri yapımında kullanılan oda ısısında vulkanize olan RTV tip platinum bazlı A-2000 ve A-2006 silikon elastomeri kullanılmıştır. A-2000 silikonu üretici firma kataloğunda belirtildiği üzere yüksek mekanik özelliklere sahip yüz ve diğer vücut dokuları için kullanılabilen bir silikondur. A-2006 silikonu ise üretici firma kataloğunda daha çok yüz bölgesi protezlerinde kullanılabilen bir silikon olarak tanıtılmaktadır. Her iki silikon elastomer de çene yüz defektlerinin kapatılmasında kullanılan protezler için oldukça sık tercih edilen yeni nesil platinum bazlı silikonlar oldukları ve farklı mekanik özelliklere sahip oldukları için çalışmamıza konu olmuştur.

Silikon elastomerler karıştırılma sırasında yüksek hava kabarcığı oluşturma riskine sahiptirler. Hava kabarcığı riskini önlemek amacıyla silikonların vakumlu karıştırıcı yardımıyla hazırlanması firma tarafından önerilmektedir. Çalışmamızda kullanılan A-2000 ve A-2006 silikonları üretici talimatlarına göre hazırlanmıştır. Yaptığımız pilot çalışmada yalnızca vakumlu karıştırıcı ile hazırlanan silikon örneklerde hava kabarcıkları gözlenmiştir.

Factor II firması vakumlu karıştırıcının mümkün olmadığı ya da yüksek hava kabarcığı riski olan durumlarda her 10 gr silikon için 1-3 damla tiksotropik ajan ilavesini önermektedir. Tiksotropik ajan içeriğinde "dimetilsiloksan ethoksilated 3 hidroksipropil-terminated", "polietilen oksit", "monoalkil eter" ve "polietilen glikol" bulunmaktadır (Factor II 2012). Bu nedenle silikona eklenen tiksotropik ajan yüksek miktarda hidroksil iyonları içerir. Si-O bağları oldukça kutupludur. Bu kutuplu olma durumu hidrojen bağları gibi intermoleküler etkileşimlere neden olur. Silikon-çapraz bağlayıcı karışımına tiksotropik ajan eklendiğinde Si-O ve hidroksil grupları arasında ekstra bağlar oluşur. Bu ekstra bağlar kürlenmemiş karışımın viskozitesinin artmasına neden olur (Ekren 2009).

Ekren (2009), yapmış olduğu çalışmada silikon elastomerlere 1-5 damla tiksotropik ajan ilavesinin VST 50 ve A-2000 silikon elastomerlerinin mekanik özelliklerini olumsuz etkilediğini rapor etmiştir.

Çalışmamızda örneklerin hazılanması işleminde Factor II firmasının önermiş olduğu vakumlu karıştırıcı ve tiksotropik ajan ilavesi talimatlarının her ikisi birleştirilmiştir. Buna göre, her 10 gr silikon için 3 damla tiksotropik ajan ilavesi yapılmış, hemen sonrasında vakumlu karıştırıcı kullanılarak silikon örnekler içinde olası hava kabarcıkları tamamen engellenmeye çalışılmıştır.

Kimyasal endüstride son yıllarda organik polimer matriksi içerisine nano-oksit partikülleri ilave edilerek kimyasal olarak farklı bir polimer sınıfı ortaya çıkmıştır (Hayashi ve ark 2000, Khan ve Alam 2003). Nano-oksit partikülleri oldukça rijit olup makaslama bağlanma dayanımları saf silikon elastomerden daha yüksektir (Frogley ve ark 2003). Silikon içerisine uygulanan nano partiküller materyale yüksek yüzey enerjisi özelliği kazandırıken kendi aralarındaki kimyasal reaksiyon sonucunda çapraz bağlantıları ile silikon matrikse üç boyutlu bir ağ yapısı kazandırarak matriks yapıyı güçlendiriler (Watson ve ark 2004).

Nano-oksit formda olan SiO_2, TiO_2 ve ZnO aktif fonksiyonlu bileşenler olup organik polimer matriksi ile yüzeyler arası kuvvetli bir bağ yapmaktadır ve mikro gözenekli yapıyı tamamen doldurmaktadır. Bu özellikleri ile nano-oksit partikülleri polimer organik matriksinin fiziksel ve optik özelliklerini güçlendirmekte, polimeri çevresel şartlara karşı daha dayanıklı hale getirmektedir (Liu ve ark 2005, Han ve ark

2008). Bu yani nesil nano-oksit partikülleri yüzey kaplamalarında, plastiklerde, kozmetik alanında, fiberlerde, silikon ve kauçuklarda olmak üzere oldukça yaygın bir kullanım alanına sahiptir (Tang ve ark 2006). Nano-oksit partiküllerinin çene yüz protezlerinde kullanılan silikon elastomerlerin mekanik özelliklerini hangi yönde etkilediğine dair çalışmalar oldukça sınırlıdır (Han ve ark 2008).

Nano-oksit partikülleri her ne kadar silikon matriksini güçlendirse de silikon elastomere dâhil edilmesi düşünülen nano-oksit miktarı belli bir seviyeyi geçmemelidir. Aksi halde yüksek yüzey enerjisine ve kimyasal reaktiviteye sahip (Watson ve ark 2004) olan bu moleküller silikon matriks içerisinde çökelebilirler. Böyle bir durumda silikon elastomer herhangi bir yük altında girdiğinde çökelmiş olan bu oksit partikülleri silikon matrikste stres odakları gibi davranarak silikonun mekanik dayanımının azalmasına neden olacaktır (Han ve ark 2008).

Mirabedini ve ark (2008), silikon elastomerlerin kaplanmasında kullanılan maddelere TiO_2 ilave etmiş ve silikon elastomer kaplayıcılarının mekanik dayanımlarını incelemişlerdir. Çalışmanın sonunda ağırlıkça % 10'luk TiO_2 ilavesinin çekme dayanımında artışa neden olduğu bu orandan daha fazla TiO_2 ilavesinin ise ters etkide bulunduğunu rapor etmişlerdir.

Han ve ark (2008), RTV tip silikon elastomere üç farklı nano-oksit partikülünü farklı konsantrasyonlarda ilave ettikleri çalışmada ağırlıkça % 2 ve 2,5'luk TiO2 ilavesinin silikon elastomerin çekme, yırtılma dayanımları ile uzama yüzdesinde artışa neden olduğunu bildirmişlerdir. Aynı çalışmada silikon elastomerin sertlik değerleri nano-oksit miktarı % 3 oranını geçtiğinde önemli derecede artmış, yırtılma, çekme dayanımı ve uzama yüzdesi azalmıştır. Mekanik özelliklerin değişmesinde oksit partiküllerinin çeşitliliğinin etkisi görülmemiştir.

Yukarıda bahsedilen çalışmalar, TiO_2 nano partiküllerinin ağırlıkça olan konsantrasyonlarına yöneliktir. TiO_2 nano partiküllerinin hacimce % 10 oranında iki farklı RTV tip silikon elastomere ilave edilmesi bu çalışmanın farklılıklarından birini oluşturmaktadır.

Çalışmamızda hacimce % 10'luk TiO_2 ilave edilen A-2006 silikonunun yırtılma dayanımı kontrol grubuna göre anlamlı derecede yüksek çıkmıştır. İnce olan kenar bölgelerinde yüksek yırtılma dayanımının gerekli olduğu düşünüldüğünde

TiO_2 nanopartiküllerinin A-2006 silikonuna ilavesinin faydalı olacağı söylenebilir. TiO_2 ilavesi A-2000 silikonunun yırtılma dayanımını kontrol grubuna göre bir miktar artırsa da bunun istatistiksel olarak anlamlı olmadığı sonucuna varılmıştır. Bununla birlikte TiO_2 ilavesi, A-2006 ve A-2000 silikonlarının uzama yüzdelerinde anlamlı derecede düşüşe neden olmuştur. A-2000 silikonunda ortalama değer % 178 civarında görülmüştür. Lewis ve Castleberry (1980)'nin bildirdiği ideal uzama yüzdesi % 400-800 arasıdır. Uzama yüzdesindeki bu düşüş, silikon adezivleriyle kullanılabilen ve ince yapılması gereken yüz protezlerinin çıkartılması esnasında negatif bir etki oluşturabilir. A-2006 silikonunda ise uzama yüzdesi ortalaması TiO_2 grubunda % 406 ile kabul edilebilir sınırlar içerisinde kalmıştır. TiO_2 ilavesinin A-2000 ve A-2006 silikonlarının çekme dayanımlarında ise kontrol grubuna göre bir düşüşe neden olduğu görülürken bu düşüş istatistiksel olarak anlamlı değildir.

Hacimce % 10'luk TiO_2 ilave edilen A-2000 ve A-2006 silikon gruplarında genel olarak gözlenen mekanik özelliklerdeki zayıflama, yukarıda açıklanan silikon matriks içinde çökelmiş olabilen TiO_2 partiküllerinin testler sırasında stres odağı olarak davranmasından kaynaklanıyor olabilir.

Çalışmamızda hacimce % 10'luk TiO_2 ilavesi her iki tip silikon elastomerin sertliğinde kontrol grubuna göre herhangi bir farklılık oluşturmamıştır. Bu bilgiler Veres ve ark (1990) ve Lewis ve Castleberry (1980)'nin belirtmiş olduğu sertlik değerleri ile uyumludur. TiO_2 ilavesi silikonların görünümünde opak bir etki göstermiştir. TiO_2 ilavesinin silikon elastomerde belirgin opak beyaz bir görüntüye neden olduğundan renk konusunun önem arzettiği yüz bölgesinde, hacimce % 10'luk TiO_2'in silikon elastomere ilave edilip edilmemesi konusu tekrar düşünülmelidir.

Silisyum, oksijenle bağ yaparak (ki yer kabuğunun yaklaşık % 55'ini oluşturur) en yaygın mineraller grubu olan silikatları oluşturur. Kuvars, feldsparlar, olivin, mika(lar), talk, ojit ve eptdol gibi minerallerin tamamı silikatlardır. Silika ise daha dar çerçeveli bir kavram olup "Silisyum + Oksijen" birliğini refere eder. Örneğin mineral kuvars bir silika formudur. Yine silika formunda mineraller olan tridimit, kohesit ve kristobalit yüksek sıcaklık ve basınç allında kararlı olan minerallerdir. Bütün bu mineraller aynı zamanda silikatlardır. Bir başka deyişle kuvars saf silikadan oluşan bir silikattır. Fakat feldspar silisyum ve oksijene ilave

olarak sodyum, alüminyum, potasyum ve kalsiyum içerir. Bu yüzden feldsparlar silikatlardır ancak saf amorf silika değildir (Davraz ve Gündüz 2005).

Silikon veya polisiloksan monomerinin hazırlanması elementel silisyumun eldesi ile başlar. Elementel silikon, mineral silikanın karbon ile yüksek sıcaklıkta indirgenmesi ile elde edilir (İspir ve Serin 2006).

Silikalar en çok elastomerlerin mekanik dayanımının artırılması amacıyla kullanılan doldurucu tipleridir. Amorf silika, tütsülenmiş ve yoğunlaştırılmış silika türleri olarak iki kategoride sınıflandırılır. İki kategoride sınıflandırılmalarının nedeni bu silikaların üretim aşamalarındaki ve partikül boyutlarındaki farklılıktır. Yoğunlaştırılmış silika, sodyum silikatın asit içerisinde yoğunlaştırılmasıyla elde edilirken, tütsülenmiş silika silikon tetra klorür buharının hidrojen ve oksijen alevinde yaklaşık 1800 ^{0}C' de hidrolizi sonucu oluşur. Bu süreç yüksek saflıkta ve ince partikül boyutunda bir ürün oluşturur. (Taikum ve ark 2010). Genel olarak medikal uygulamalarda kullanılan elastomerlerde yüksek saflığı ve düşük nemlenme özelliği sebebiyle tütsülenmiş silika kullanılmaktadır. (Prasertsri ve Rattanasom 2012).

Tütsülenmiş silika, saf amorf yapıda olup silikonun mekanik dayanımını arttırmak amacıyla silikon içerisine basit bir şekilde mekanik olarak karıştırılarak ilave edilir (Kumar ve Gupta 1998). Silikon içerisine tütsülenmiş silika ilavesi ile mekanik özelliklerinin artması, yüzey işlemi artmış olan silikalara polimerlerin adsorbsiyonuyla olur. Silikaların tane yüzeyleri kuvvetli polar özellik göstermekte olup vulkanizasyon sırasında diğer bileşikleri yüzeylerine absorbe ederler. Silikaların toplam yüzey alanının artması, kopma, aşınma ve yırtılma dayanımlarını arttırmakta ve güçlendirme etkisi yapmaktadır (Suyubol 2006). Tüsülenmiş silika yüzeyindeki hidroksil grupları, silika ve silikon arasında hidrojen bağları oluşturarak silikonun çekme ve yırtılma dayanımlarını arttırır (Aziz ve ark 2003b, Ekren 2009).

İşlenmemiş tütsülenmiş silikanın yüzeyinin yaklaşık % 40'ı hidroksil grupları ile kaplıdır ve bu sebeple yüzeyi hidrofilik yapıdadır. Hidroksil grupları yüzey kimyasının belirleyici, ayırt edici özelliğini sağlar (Şerbescu ve Saalwächter 2009, Prasertsri ve Rattanasom 2012).

Silika dolduruculu silikon elastomerler birçok alanda kullanılan nanokompozitlerin de ilk örneklerini oluştururlar. Polimerik kompozitlerin mekanik özelliklerinin güçlendirilmesinde de doldurucu olarak tütsülenmiş silika nanopartikülleri kullanılmaktadır (Yilgor ve ark 2011).

Bu bilgiler ışığında, çalışmamızda A-2000 ve A-2006 silikonlarına dolgu maddesi olarak tütsülenmiş silika ilavesi yapılarak bu dolgunun mekanik özelliklere etkisi araştırılmıştır.

Andreopoulos ve ark (1998), silikon elastomer içerisine silika tozu ilave ederek silikonun mekanik ve ıslatılabilirlik özelliklerini değerlendirdikleri çalışmada hacimce % 35'lik silika ilavesinin kontrol grubuna göre silikon elastomerin çekme, yırtılma dayanımı ve uzama yüzdesinde belirgin bir artış sağladığını rapor etmişlerdir. Aynı çalışmada hacimce % 35 üzerindeki artışlarda uzama yüzdesinin düştüğü, yırtılma geriliminin ise devamlı arttığı belirtilmiştir.

Karayazgan (2010), hacimce % 10 oranında tütsülenmiş silika ilavesinin A-2186 RTV tip silikon elastomerin çekme dayanımını kontrol grubu ve hacimce % 30 oranında silika ilavesine göre anlamlı derecede arttırdığını rapor etmiştir. Aynı çalışmada uzama yüzdesi % 30'luk silika ilavesinde, kontrol grubuna göre anlamlı derecede düşmüştür. Yırtılma dayanımında ve uzama yüzdesinde ise % 10'luk silika grubunda kontrol grubuna göre bir miktar artış gözlense de bu artışın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı belirtilmiştir.

Çalışmamızda hacimce % 10 oranında tütsülenmiş hidrofilik silika ilavesi A-2000 silikon elastomerinin çekme dayanımında ve uzama yüzdesinde kontrol grubuna göre artışa neden olurken bu artış istatistiksel olarak anlamlı değildir. Tütsülenmiş hidrofilik silika kontrol grubuna göre A-2006 silikonunun yırtılma dayanımını kontrol grubuna göre anlamlı derecede arttırmış, uzama yüzdesini ise istatistiksel olarak anlamlı olmasa da bir miktar düşürmüştür. Tütsülenmiş silika, A-2006 silikonunun çekme dayanımını kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı olmasa da bir miktar arttırmıştır.

Çekme dayanımı ve uzama yüzdesi değerleri Karayazgan (2010)'un çalışmasıyla paralellik gösterse de mekanik özelliklerdeki diğer farklılıklar kullanılan silikonlar ile tütsülenmiş silikanın yapısal ve kimyasal farklılığından ileri geliyor

olabilir. Tütsülenmiş silikanın A-2006 silikonunun uzama yüzdesini azaltıp yırtılma dayanımını arttırması; Aziz ve ark (2003a)'nın açıkladığı gibi PDMS zincirleri arasındaki zayıf kristalizasyon ile uzamanın azalması, buna rağmen çapraz bağlantılar arası mesafenin kısalması ile yırtılma dayanımındaki artış olabilir.

Silika doldurucuların önce silan ile yüzey işlemine tabi tutulup silikona eklenmelerinin, silika doldurucuların polimer ile daha iyi birleşmesini sağlayarak yapının mekanik özelliklerini daha fazla artıracağı düşünülmektedir (Lane ve Burns 1996, Aziz ve ark 2003b, Bellamy ve ark 2003, Ekren 2009).

Tütsülenmiş silika partikülleri yüzeylerindeki hidroksil gruplarının silan ile kaplanmasıyla hidrofobik özellik kazananırlar (McCarthy 2006). Hidrofilik silika partikülleri trimetilklorosilan, Hexamethyldisilazane (HMDS) gibi farklı silan ajanları ile yüzey işlemine tabi tutularak hidrofobik özellik kazanabilirler (Yilgor ve ark 2011).

Bu sonuçlara dayanarak, çalışmamızda yüzeyi silanlanarak hidrofobik hale getirilen silika doldurucuları A-2000 ve A-2006 silikonlarına ilave edilerek bu doldurucuların mekanik özelliklere etkisi incelenmiştir.

Bellamy ve ark (2003) yapmış oldukları çalışmada, yüzey işlemi ile hidrofobik hale getirilen silika (Aerosil, Degussa Ltd., Cheshire, UK) ilavesi ile yeni formülasyon silikon elastomer üretmişlerdir. Üretilen bu silikonun kontrol grubu olan platinum esaslı A-2186 RTV tip silikon elastomerden yırtılma dayanımı açısından anlamlı olarak üstün olduğunu, sertliğinin ise düşük olduğunu bildirmişlerdir. Bellamy ve ark (2003) yapmış oldukları bu çalışmada yüzey işlemi için, polimetilsiloksan ve trimetoksioktilsilan silan ajanları kullanmışlardır.

Aziz ve ark (2003c), platinum esaslı polidimetilsiloksan silikon elastomerin ıslanabilirlik özellikleri artırmaya yönelik yaptıkları çalışmada, iki farklı silan solüsyonu içerisinde bekletilen örneklerin kontrol grubuna göre yırtılma dayanımında ve su absorbsiyonunda bir değişikliğin olmadığını, buna karşılık silikon örneklerin ıslanabilirlik özelliklerinin arttığını bildirmişlerdir. Aziz ve ark (2003c), yapmış oldukları bu çalışmada silan ajanı olarak trimetoksisilan ve heptametiltrisiloksan kullanmışlardır.

Yukarıda bahsedilen çalışmalardan farklı olarak, çalışmamızda kullanılan silanlanmış silika, 12 nano metre tanecik boyutunda, 260 m^2/g yüzey alanına sahip HMDS (Hexamethyldisilazane=Hekzametildisilazan) ile yüzey işlemi yapılmış hidrofobik silikadır. HMDS ile yüzey işlemine tabi tutularak hidrofobik hale getirilen silikanın, iki farklı RTV tip silikon elastomere ilave edilmesi bu çalışmanın farklılıklarından bir diğeridir.

HMDS ile kaplanmış ve hidrofobik hale gelmiş silika, üzerindeki metoksi (-CH3) grupları ile kullanılan silikonların fonksiyonel grubu olan vinil grubu ile reaksiyona girmektedir. Silikonun vinil grubu ile reaksiyona giren hidrofobik silikanın, polimer matriksine yapısal olarak dayanıklılık sağlayacağı beklenir.

Pane ve ark (2001), nano yapılı Ti-MCM-48 türü titanyum içeren amorf silika formunda katalizörlerin katalitik aktivitesini artırmak amacıyla katalizör yapıyı hexamethyldisilazane ile yüzey işlemine tabi tutmuşlardır. Çalışmanın sonunda silan ile yüzeyi hidrofobik hale getirilmiş silikanın katalitik aktivitesinin yüksek olduğunu ve HMDS'ın silika yüzeyleri için iyi bir silanlama ajanı olduğunu bildirmişlerdir.

Senso ve ark (2011), özel bir polimerizasyon ile üretilen doğrusal bir polimer yapısında olan polietilenin polimerizasyonunda kulllanılan katalizörlerin katalitik davranışlarını incelemişlerdir. Çalışmada katalizörlere tütsülenmiş silika ve farklı silan ajanlarıyla yüzeyleri hidrofobik hale getirilmiş silikalar ilave edilmiştir. HMDS ile yüzeyi hidrofobik hale getirilmiş silikalı katalizörlerin katalitik aktivitesinin amorf silikalı katalizörlere göre önemli derecede yüksek bulunmuştur.

Arreche ve ark (2012) yapmış oldukları çalışmalarında, HMDS ile yüzey işlemi yapılan silika ilave edilen biyopolimerik malzemelerin hidrofobik özelliklerini incelemişlerdir. Yiyecek sektöründe kullanılan biyopolimerik malzemeye yüzeyi HMDS ve APS (3-aminopropyl triethoxysilane) işlenmiş silika ilave edilmiş, sonuçta hidrofobik özelliğin HMDS ilave edilen örneklerde anlamlı derecede yükseldiğini bildirmişlerdir.

Çalışmamızda kullanılan HDMS ile yüzey işlemi yapılmış hidrofobik silika, A-2000 silikon elastomerinin uzama yüzdesinde ve çekme dayanımında artışa neden olmuştur. Bu artış kontrol ve tütsülenmiş hidrofilik silika gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı olmasa da silanlanmış hidrofobik silikanın, A-2000 silikon

elastomerinin mekanik özelliklerinde bir miktar iyileştirme sağladığı söylenebilir. Bunun nedeni, aktif hidrojen atomlarıyla yer değiştiren silanlanmış silikanın reaktif bir rol oynayarak polimer matriksini kuvvetlendirmesi olabilir.

Silanlanmış hidrofobik silikanın A-2006 elastomerinin yırtılma dayanımında bir miktar artışa neden olduğu görülse de bu artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Yine silanlanmış hidrofobik silika A-2006 elastomerinin uzama yüzdesi ve çekme dayanımında bir miktar düşüşe neden olmuşsa da bu düşüş istatistiksel olarak anlamlı değildir. A-2006 elastomerinin silanlanmış hidrofobik silika grubunda sertlik kontrol ve titanyum dioksit gruplarına göre anlamlı derecede artmış; hidrofilik silika grubuna göre bir miktar düşüşe neden olsa da bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Silan ajanları en az bir karbon-silikon (CH3-Si-) bağı içermekte ve bu bağ organosilan yapısı olarak bilinmektedir. Organosilan yapısı oldukça stabil olup düşük yüzey enerjisi ve hidrofobiklik ile karakterizedir. Silan ajanları silikon yapısına eklendiğinde, bulundurdukları metoksi gruplarının silikonun vinil grubu ile yaptığı bağ ile silikonlara reaktif özellik kazandırmaktadır. Silikonların kimyasal yapıları ise fonksiyonel vinil gruplarının silikondan olan uzaklığıyla belirlenir (Pena ve ark 2001, Dow Corning 2005). Bu durumda, çalışmamızda kullanılan silanlanmış hidrofobik silikanın A-2006 ve A-2000 silikon elastomerlerinde farklı etki göstermesinin nedeni, silikonların fonksiyonel vinil grubu ile yaptığı kimyasal bağın farklılığından olabilir.

Çalışmamızda bulunan sertlik değerleri her iki silikon ve alt gruplar için Veres ve ark (1990)'nın bildirmiş olduğu sertlik değerleriyle uyumludur. Veres ve ark (1990)'nın bildirdiğine göre Dow Corning firmasına ait iki farklı SE-4524U ve Silastic MDX-4-4210 silikonlarının sertlik miktarları değerlendirildiği çalışmada 10 ile 40 arasındaki Shore A değerleri kaydedilmiştir. Çalışma sonunda bu değerlerin de kabul edilebilir olmasının nedeni, yüz bölgesindeki dokuların muhtelif sertlik değerlerinde olması ve kişiden kişiye dokuların sertliğinin değişebileceği olarak gösterilmiştir.

Çalışmamızda kullanılan ilave maddelerin farklı yüzey ve kimyasal formülasyonlarının olması ve silikon matriks yüzeyinde farklı kimyasal bağlar

kurmaları nedeniyle mekanik testlerde farklı sonuçlar elde edilmiş olabilir. Polimerizasyon tekniği, test makinesinin yük algılama kapasitesindeki farklılıklar da farklı sonuçlar elde edilmesine neden olmuş olabilir. Ayrıca ilave maddelerin farklı çapraz bağlantı yoğunluğu ve moleküler ağırlıklarının da farklı olması silikon elastomerin mekanik dayanım özelliklerinde farklılık oluşturuyor olabilir. Çalışmamızda, silikon elastomerlere ilave edilen tüm materyaller silikon hacminin % 10'unu oluşturmaktadır. Bu ilavelerin farklı oranlarda silikon içerisine dâhil edilmesi de mekanik testlerde farklı sonuçların elde edilmesine neden olabilir.

5. SONUÇ ve ÖNERİLER

Çalışmamızda günümüzde tercih edilen A-2000 ve A-2006 RTV tip iki farklı silikon elastomer içerisine TiO_2, silanlanmış silika ve tütsülenmiş silika ilavesi yapılmış, bu ilavelerin silikonların çekme ile yırtılma dayanımları, uzama yüzdesi ve sertlik gibi mekanik özelliklerine etkisi incelenmiştir.

Çalışmamızdan elde edilen bilgiler ışığında aşağıdaki çıkarımlar yapılabilir;

1. Silikon elastomerlere ilave edilen maddeler (TiO_2, tütsülenmiş hidrofilik silika ve silanlanmış hidrofobik silika) silikon çeşitlerinin mekanik özelliklerinde belli bir miktar değişime sebep olmuştur.

2. TiO_2 nano partiküllerinin hacimce % 10'luk ilavesi, yüz bölgesinde kullanılan A-2006 silikonunun uzama yüzdesinde kontrol grubuna göre anlamlı derecede düşüşe neden olmuştur. Yine de bu değer % 400 civarında olduğundan kabul edilebilir. A-2000 silikonunda ise uzama yüzdesi değeri % 200'lere dahi ulaşamamıştır. Yüz bölgesinde, protezlerin çıkartılmaları esnasında kopmamaları için yüksek olması gereken uzama yüzdesinin % 400 değerinin altına inmesi, TiO_2'in silikon içerisine güçlendirici olarak hacimce % 10 oranında ilave edilmemesi gerektiğini düşündürmektedir.

3. Tüm materyal gruplarında A-2000 silikonunun daha yüksek mekanik dayanım değerleri vermesi ile, yüz protezlerinde A-2000 silikonunun daha çok tercih edilmesi gerektiğini düşündürebilir. Bununla birlikte yüz protezi materyalleri, bulundukları dokulardan çıkartılırken deforme olmaması için yüksek uzama yüzdesi göstermelidir. Bu durumda yüz protezleri için, yüksek uzama değerleri veren A-2006 silikonunun kullanılması gerektiği sonucuna varılabilir.

4. Çalışmamızda elde edilen bilgiler yeni çalışmaları aydınlatacak niteliktedir. Yüksek uzama yüzdesinin olması ideal bir çene yüz protezi materyalinde gerekli görüldüğünden uzama yüzdesi düşürülmeden mekanik özelliklerin arttırılması, kullanılacak ilave materyaller için de aranan bir özelliktir. Bu durumda, yeni nesil silanlanmış silikanın A-2000 üzerine farklı oranlardaki ilavesinin; tütsülenmiş silikanın ise A-2006 silikonu üzerine farklı

oranlardaki ilavelerinin ne derece mekanik özellikleri arttıracağı merak konusudur.

5. Gelecek deneysel çalışmalar, silikon elastomerler içerisine hacimce veya ağırlıkça farklı yüzdelerde yapılacak ilavelerin mekanik dayanıma etkisi üzerine planlanabilir.

6. ÖZET

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Silika ve Titanyum Dioksit İlavesinin İki Farklı Maksillofasiyal Silikon Elastomerin Mekanik Özelliklerine Etkisi

"Pınar Çevik"

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

DOKTORA TEZİ / KONYA-2013

Çene yüz protezlerinin yapım aşamasında, ideal mekanik özelliklerinin olması sebebiyle silikon elastomerler kullanılmaktadır. Çene yüz protezlerinde kullanılan silikon elastomerlerin yüksek çekme ve yırtılma dayanımına, ideal uzama yüzdesine ve dokularla uyumlu ideal bir sertliğe sahip olması beklenir. Bu çalışmanın amacı silika ve titanyum dioksit ilavesinin iki farklı silikon elastomerin mekanik özelliklerine (çekme dayanımı, uzama yüzdesi, yırtılma dayanımı ve sertlik) etkisini incelemektir.

Bu çalışmada A-2000 ve A-2006 silikon elastomerinin her biri dört alt gruba ayrılmıştır. Birinci grup kontrol grubu olup silikon elastomere herhangi bir madde ilave edilmemiştir. Diğer gruplar sırasıyla titanyum dioksit, tütsülenmiş silika ve silanlanmış silika gruplarıdır. Her bir grupta çekme dayanımı ve uzama yüzdesi için 10 örnek, yırtılma dayanımı için 10 örnek ve setlik ölçümü için 10 örnek olmak üzere toplamda 30 örnek hazırlanmıştır. Çalışmada her bir silikon elastomer için 120 adet olmak üzere, toplamda 240 adet silikon örnek test edilmiştir.

Çekme dayanımı, uzama yüzdesi ve yırtılma dayanımı testlerinde istatistiksel olarak verileri tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ve Tukey HSD testleri uygulanmıştır. Sertlik testine ait verilere Kruskal Wallis ve Mann-Whitney U testi uygulanmıştır. Tüm verilere ait yorumlar, $p<0.05$ anlamlılık düzeyinde gerçekleştirilmiştir.

Araştırma sonucunda çekme dayanımı, uzama yüzdesi ve sertlik testlerinde materyaller ve silikon çeşitleri arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0.05$). Çekme dayanımı ve uzama yüzdesi test sonucunda en yüksek değerler silanlanmış silika ilave edilmiş A-2000 silikonunda (5,33±0,60; 374,30±67,59) görülürken en düşük çekme dayanımı değeri TiO_2 ilave edilmiş A-2006 silikonunda (2,15± 0,31) görülmüştür. En düşük uzama yüzdesi değeri ise TiO_2 ilave edilen A-2000 silikonunda (178,67± 15,09) görülmüştür. Sertlik testi sonucunda en yüksek değer TiO_2 ilave edilen A-2000 silikonuna (38,54±0,53) aitken, en düşük değer TiO_2 ilave edilen A-2006 silikonuna (16,31±0,64) aittir. Yırtılma dayanımı testi sonucunda A-2000 silikonu için materyaller arası anlamlı bir fark yokken ($p>0.05$), A-2006 silikonunda materyaller arası anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0.05$). En yüksek yırtılma dayanımı değeri TiO_2 ilave edilen grupta (13,45±1,87) görülürken, en düşük değer kontrol grubunda (8,20±1,19) görülmüştür.

Silikonların mekanik dayanımlarını artırmaya yönelik çalışmalar, bu çalışmada kullanılan ilave maddelerinin farklı yüzdeliklerde silikona ilavesi üzerine yapılmalıdır. Söz konusu ilave maddeleri hakkında daha fazla *in vitro* çalışmaya ihtiyaç vardır.

Anahtar Sözcükler: Çene yüz protezleri; silikon elatomerler; mekanik özellikler.

7. SUMMARY

Effect of Silica and Titanium Dioxide Addition on the Mechanical Properties of Two Different Maxillofacial Silicone Elastomers

Silicone based elastomeric materials are commonly used for over years to fabricate the maxillofacial prosthesis. Silicone elastomers used in maxillo-facial prosthetics are supposed to have ideal high tensile and tear strength, elongation percentage and be compatible with the ideal hardness. The aim of this study was to evaluate and compare of silica and nanosized oxide addition on the mechanical properties of two different RTV silicone elastomers.

In this study, A-2000 and A-2006 silicone elastomers, each divided into four subgroups. The first group was the control group which are not included in the silicone elastomer of any substance. Other groups, respectively, titanium dioxide, fumed silica and silanated silica groups. For tensile strength and elongation percentage of each group of 10 samples, 10 samples for tear resistance and 10 samples for the hardness and with a total 30 samples were prepared for the measurement. In this study, including 120 for each silicone elastomer, total of 240 silicone specimens were tested.

Test results for tensile strength, elongation percentage and tear strength were statistically analyzed by one-way analysis of variance (ANOVA) and for multiple comparisons, Tukey HSD method was used. For the hardness test results, Kruskal Wallis and Mann-Whitney U test methods were used. Level of statistical significance was taken as $p<0.05$.

As a result of this study; tensile strength, elongation percentage and hardness tests found no significant differences between the kinds of materials and silicons. The highest values of tensile strength and elongation percentage of the silanated silica was added to the test result, A-2000 (5.33 ± 0.60, 374.30 ± 67.59), while the lowest tensile strength of the TiO_2 was added to the value of A-2006 (2.15 ± 0.31) were observed. TiO_2 is added to the low elongation percentage of the value of A-2000 (178.67 ± 15.09) were observed. As a result of hardness test; the highest value was observed in TiO_2 group (38.54 ± 0.53) in A-2000 while the lowest value was observed in TiO_2 group in A-2006. For tear strength test results, A-2000, with no significant difference between the materials ($p> 0.05$), A-2006, a significant difference was found between the materials ($p <0.05$).

Researches to increase the mechanical strength of silicones, silicon used in this study upon the addition of additives can be made in different percentages. Such additional additives are needed to work on more *in vitro* trials.

Key words: Maxillofacial prosthesis; silicone elastomers; mechanical properties.

8. KAYNAKLAR

1. Abbasi F, Mirzadeh H, Katbab A. Modi fi cation of polysiloxane polymers forbiomedical applications: a review. Polymer International 2001;50(12):1279-87.
2. Andreopoulos AG, Evangelatou M, Tarantili PA. Properties of maxillofacial silicone elastomers reinforced with silica powder. J Biomater Appl. 1998 Jul;13(1):66-73.
3. Andres C. Survey of materials used in extraoral maxillofacial prosthetics. In Proceedings of Conference on Materials Research in Maxillofacial Prosthetics. 1992; 5: 25.
4. Andres CJ, Haug SP, Brown DT, Bernal G. Effects of environmental factors on maxillofacial elastomers: Part II--Report of survey. J Prosthet Dent 1992; 68(3): 519-22.
5. Anusavice KJ. Philips' science of dental materials. 11.ed. St Louis: Saunders 2003.p.755-6
6. Arreche R, Blanco M, Vázquez P. Use of new silica fillers as additives for polymers used in packaging of fruit. Quim Nova 2012;35(10):1907-11.
7. Ateş M.Protez kaide maddesi olarak kullanılan akriliklerin yapay plastik dişlere bağlanma dayanımı. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora tezi, İstanbul, 1993.
8. Aydınatay K, Korkmaz T, Coşkun A, Yılmaz C, Yaluğ S. Renklendirilmiş Ve Renklendirilmemiş Maksillofasiyal Elastomerlerine Ultraviyole Işığı Verilmesi İle Oluşan Renk Değişikliklerinin İncelenmesi. C.Ü. Diş Hek. Fak. Derg. 2004;7:2.
9. Aykent F, Yavru S, Mert M A, Günaydın N, Özyurtseven A, Yapkıç O, Farklı tip akrilik resinlerin sitotoksisitelerinin in vitro olarak incelenmesi. S. Ü. Diş Hek. Fak. Derg. 1999;9:32-36.
10. Aziz T, Waters M, Jagger R. Analysis of the properties of silicone rubber maxillofacial prosthetic materials. J Dent. 2003a;31(1):67-74.
11. Aziz T, Waters M, Jagger R. Development of a new poly(dimethylsiloxane) maxillofacial prosthetic material. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2003b;65(2):252-61.
12. Aziz T, Waters M, Jagger R. Surface modification of an experimental silicone rubber maxillofacial material to improve wettability. J Dent. 2003c;31(3):213-6.
13. Baird WH, An artificial nose. Dental Cosmos. 1905;47:560.
14. Baker L, An artificial nose and palate. Dental Cosmos. 1905;47:561.
15. Bal BT, Öztürk E, Karakoca S. Maksillofasiyal protezlerin yapımında kullanılan materyallerdeki gelişmeler. ADO Klin Bilim Derg 2007;1;63-68.
16. Bankoğlu M, Oral I, Gül EB, Yilmaz H. Influence of pigments and pigmenting methods on color stability of different silicone maxillofacial elastomers after 1-year dark storage. J Craniofac Surg. 2013;24(3):720-4.
17. Barnhart GW. A new material and technique in the art of somato-prosthesis. J Dent Res 1960;39:836-44.
18. Bayrak Ö. Silikon yağı ilave edilen polimetilmetakrilat (pmma) protez kaide materyalinin mekanik ve mikrobiyolojik özelliklerinin araştırılması. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 2007.
19. Bellamy K, Limbert G, Waters MG, Middleton J. An elastomeric material for facial prostheses: synthesis, experimental and numerical testing aspects. Biomaterials 2003; 24: 5061-6.
20. Bellamy KE, Waters MGJ. Designing a prosthesis to simulate the elasticproperties of skin. Bio-Medical Materials & Engineering 2005;15(1):21-7.
21. Beumer J,Curtis T,Marunick M. Maxillofacial Rehabilitation. Prosthodontic and Surgical Considerations. 1996; St. Louis. S:377-455.
22. Bigelow H M, Facial restorations. J. Amer. Dent. Assoc. 1943; 30: 509.
23. Brignoni R, Dominici JT (2001) An intraoral–extraoral combination prosthesis using an intermediate framework and magnets: a clinical report. J Prosthet Dent 85:7–11
24. Bulbulian AH, Historical rewiev. In Facial prostheses. Philedelphia, London. 1945;5 W.B.
25. Bulbulian AH. Facial prosthetics. Springfield III. Charles C Thomas; 1973.p.10-29.
26. Bulbulian AH. Problems of facial prostheses. Surg Clin North Am 1946;26:846-58.
27. Chalian VA, Philips RW. Materials in maxillofacial prosthetics. J Biomed Mat Res 1974;5:349-63.
28. Chalian VA. Maxillofacial prosthesis. Houston 1960;University of Texas, Dental Branch:1-2.
29. Craig RG, Powers JM, Wataha JC. Dental materials properties and manupulations.8.ed. St Louis: Mosby; 2004.p.15-37.
30. Craig RG, Powers JM. Restorative Dental Materials. 11.ed. Mosby, St. Louis, 2002; 68-108, 675-680, 186-195.

31. Craig RG. Restorative Dental Materials. l0. ed. Mosby, St Louis 1996; 21-28, 127-136, 467-471, 479- 482, 500-504, 537-540.
32. Davraz M, Gündüz L. Amorf Silika ve Endüstriye Katkısı. Türkiye 19. Uluslararasi Madencilik Kongresi ve Fuarı, IMCET2005. Izmir, Türkiye, 2005;358-9.
33. DIN ISO 34-1, Deutsche Norm, Rubber, vulcanized or thermoplastic Determination of tear strength. July, 2004.
34. Dingman, C., Hegedus, P.D., Likes, C., McDowell, P., McCarthy, E., & Zwilling, C. A Co-ordinated Multidisciplinary approach to caring for the patients will head and neck cancer. J. Support Oncol 2008;6:125-131.
35. Doğan E. Temel metal ve kor alt yapı üzerine farklı kalınlıklarda hazırlanan düşük ısılı porselenlerin renk stabilitesinin eskitme sonrası karşılaştırılması. Doktora tezi. A.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 2005.
36. Dollase T, Spiess HW, Gottlieb M, Yerushalmi-Rozen R. Crystallization ofPDMS: the effect of physical and chemical crosslinks. Europhysics Letters 2002;60(3):390-6.
37. Dootz ER, Koran A, Craig RG. Physical properties of three maxillofacialmaterials as a function of accelerated aging. J Prosth Dent1994;71(4):379-83.
38. Dow Corning. A Guide To Silane Solutions. Dow Corning Corporation 2005;3-27.
39. Dumbell Co. Ltd., 2008. Avaliable from http://www1.odn.ne.jp/aal63880/INDEX00-E.htm
40. Eker AA. Plastiklerin Şekillendirilme Yöntemleri, 2009. http://www.yildiz.edu.tr/~akdogan/lessons/plastikmalzeme/Plastiklerin_Sekillendirme_Yontemleri_Son.pdf. Erişim tarihi:21.04.2013
41. Ekren O. Tiksotropik Ajanların Çene Yüz Protezlerinde Kullanılan Silikon Materyalinin Mekanik Özeliklerine Etkisi. Doktora Tezi, Ç.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Adana, 2009.
42. Eleni NP, Krokida MK, Polyzois GL, Charitidis AC, Koumoulos EP, Tsikourkitoudi VP, Ziomas I. Mechanical behaviour of a poydimethylsiloxane elastomer after outdoor weathering in two different weathering locations. Polymer Degradation and Stability 2011;96:470-476.
43. Eleni, PN., Krokida, M., Polyzois, G., Gettleman, L., Bisharat, G.I. Effects of outdoor weathering on facial prosthetic elastomers. Odontology. 2011;99(1):68-76.
44. Ertem G. Polietilen Fiberle Güçlendirilen Akrilik Rezinlerde Farklı Polimerizasyon Yöntemlerinin Artık Monomer Miktarına Etkisinin İn-Vitro Koşullarda Değerlendirilmesi. Doktora Tezi. G.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 2008
45. Factor II, Incorporated. https://www.factor2.com/v/vspfiles/assets/images/a-2000%20tech.pdf. Erişim Tarihi: 15.09.2012.
46. Farah JW, Robinson JC, Hood JA, Koran A, Craig RG. Force-displacement properties of a modified cross-linked silicone compared with facial tissues. Journal of Oral Rehabilitation 1988;15:277-83.
47. Ferracane JL. Materials in Dentistry Principles and Applications. J B. Lippincott,Philadelphia 1995;13,14,22,109-110,156-162,251-278.
48. Fonseca EP. The importance of form, characterization and retention in facial prosthesis. J Prosthet Dent 1966;16:338-43.
49. Frederick, A. Rueggeberg: "From vulcanite to vinly, a history of resins in restorative dentistry", J. Prosthet. Dent. 2002; 87(4): 364-379.
50. Frogley MD, Ravich D, Wagner HD. Mechanical properties of carbon nanoparticle-reinforced elastomers. Comp Sci Technol 2003;63:1647-54.
51. Gary JJ, Huget EF, Powell LD. Accelerated color change in a maxillofacial elastomer with and without pigmentation. J Prosthet Dent. 2001;85:614–620.
52. Gijsman P, Hennekens J, Janssen K. Comparison of UV degradation chemistry in accelerated (xenon) aging tests and outdoor tests (II). Polymer Degradation and Stability 1994;46:63-74.
53. Goiato MC, Haddad MF, Sinhoreti MA, dos Santos DM, Pesqueira AA, Moreno A. Influence of opacifiers on dimensional stability and detail reproduction of maxillofacial silicone elastomer. Biomed Eng Online. 2010 Dec 16;9:85.
54. Goiato MC, Haddad MF, Sinhoreti MA, dos Santos DM, Pesqueira AA, Moreno A. Influence of opacifiers on dimensional stability and detail reproduction of maxillofacial silicone elastomer. Biomed Eng Online. 2010 Dec 16;9:85.
55. Goldberg AJ, Craig RG, Filisko FE. Polyurethane elastomers as maxillofacial prosthetic materials. J Dent Res 1978;57:563-9.
56. Gonzalez JB. Polyurethane elastomers for facial prostheses. J Prosthet Dent. 1978;39(2):179-87.

57. Göre E, Evlioğlu G, Yaylalı Dİ, Çağlayan R., Azak AN. Üç farklı silikon elastomerinde Candida albicans tutunumunun karşılaştırılması. İÜ Dişhek Fak Derg 2005; 39: 31-5.
58. Gulmine JV, Janissek PR, Heise HM, Akcelrud L. Degradation pro fi le of polyethylene after artificial accelerated weathering. Polymer Degradation and Stability 2003;79(3):385-97.
59. Gunay Y, Kurtoglu C, Atay A, Karayazgan B, Gurbuz CC. Effect of tulle on the mechanical properties of a maxillofacial silicone elastomer. Dent Mater J. 2008;27(6):775-9.
60. Gürel O, Kuleli Ö. Kimya Güzeldir. Pan Yayınevi, 1. Baskı, İstanbul, 2002; 124.
61. Haddad MF, Goiato MC, Dos Santos DM, Pesqueira AA, Moreno A, Pellizzer EP. Influence of pigment and opacifier on dimensional stability and detail reproduction of maxillofacial silicone elastomer. J Craniofac Surg. 2011;22(5):1612-6.
62. Han Y, Kiat-amnuay S, Powers JM, Zhao Y. Effect of nano-oxide concentration on the mechanical properties of a maxillofacial silicone elastomer. J Prosthet Dent. 2008;100(6):465-73.
63. Hatamleh M, Watts D. Effect of Extraoral Aging Conditions on Color Stability of Maxillofacial Silicone Elastomer. Journal of Prosthodontics. 2010;19:536-543.
64. Hatamleh MM, Watts DC. Effects of bond primers on bending strength and bonding of glass fibers in fiber-embedded maxillofacial silicone prostheses. J Prosthodont. 2011;20(2):113-9.
65. Haug SP, Andres CJ, Brown DT, Bernal G. Effects of environmental factors on maxillofacial elastomers: Part II Report of Survey, J. Prosthet. Dent. 68:519-22, 1992.
66. Haug SP, Andres CJ, Munoz CA, Bernal G. Effects of environmental factors on maxillofacial elastomers: Part IV Optical properties. J Prosthet Dent 1992;68(5):820-3.
67. Hayashi S, Fujiki K, Tsubokawa N. Grafting of hyperbranched polymers onto ultrafine silica: postgraft polymerization of vinyl monomers initiated by pendant initiating groups of polymer chains grafted onto the surface. React Funct Polym 2000;46:193-201.
68. Hubalkowa H, Holakovsky J, Bradza F, Diblik P, Mazenek J. Team approach in the treatment of extensive maxillofacial defects. Five case report series. Prague Medical Report. 2010;111:148-157.
69. Hulterstrom AK, Ruyter IE. Changes in appearance of silicone elastomers for maxillofacial prostheses as a result of aging. Int J Prosthodont 1999; 12: 498-504.
70. İspir E, Serin S. Polisiloksanlar ve Kullanım Alanları. KSÜ. Fen ve Mühendislik Dergisi, 2006; 9(2),46-48.
71. Jagger DC, Harrison R, Jandt KD. The reinforcement of dentures. J Oral Rehabil 1999;26:185-94.
72. Jani RM, Schaaf NG. An evaluation of facial prostheses. J Prosthet Dent. 1978;39(5):546-50.
73. Karayazgan B, Gunay Y, Evlioglu G. Improved edge strength in a facial prosthesis by incorporation of tulle: a clinical report. J Prosthet Dent. 2003;90:526-529.
74. Karayazgan B. Silika ile güçlendirilmiş maksillofasiyal silikon elastomerlerin fiziksel özelliklerinin değerlendirilmesi. C.Ü. Diş Hek. Fak. Derg. 2010;13(1):34-39.
75. Keskin H, Özdemir T. Çene yüz protezleri. İ.Ü. Basımevi,İstanbul 1995;147-154.
76. Khan AA, Alam MM. Synthesis, character-ization and analytical applications of a new and novel organic-inorganic composite material as a cation exchanger and Cd(II) ion-selective membrane electrode: polyaniline Sn(IV) tungstoarsenate. React Funct Polym. 2003;55:277-90.
77. Kiat-Amnuay S, Gettleman L, Khan Z, Goldsmith LJ. Effect of adhesive retention of maxillofacial prostheses. Part 2: time and reapplication effects. J Prosthet Dent. 2001;85:438-41.
78. Kiat-Amnuay S, Mekayarajjananonth T, Powers JM, Chambers MS, Lemon JC. Interactions of pigments and opacifiers on color stability of MDX4-4210/type A maxillofacial elastomers subjected to artificial aging. J Prosthet Dent. 2006;95(3):249-57.
79. Kiat-Amnuay S, Waters PJ, Roberts D, Gettleman L. Adhesive retention of silicone and chlorinated polyethylene for maxillofacial prostheses. J Prosthet Dent. 2008;99(6):483-8.
80. Koran A, Craig RG. Dynamic mechanical properties of maxillofacial materials. J Dent Res. 1975;54(6):1216-21.
81. Kumar A, Gupta RK. Fundamentals of Polymers. International edition, Singapore: The McGraw Hill Companies Inc, New York St. Louis, 1998.
82. Lacoste-Ferré M, Demont P, Dandurand J, Dantras E, Blandin M, Lacabanne C.Thermo-mechanical analysis of dental silicone polymers. Journal of Materials Science 2006;41(22):7611-6.
83. Lai JH, Hodges JS. Effects of processing parameters on physical properties of the silicone maxillofacial prosthetic materials. Dent Mater. 1999;15(6):450-5.

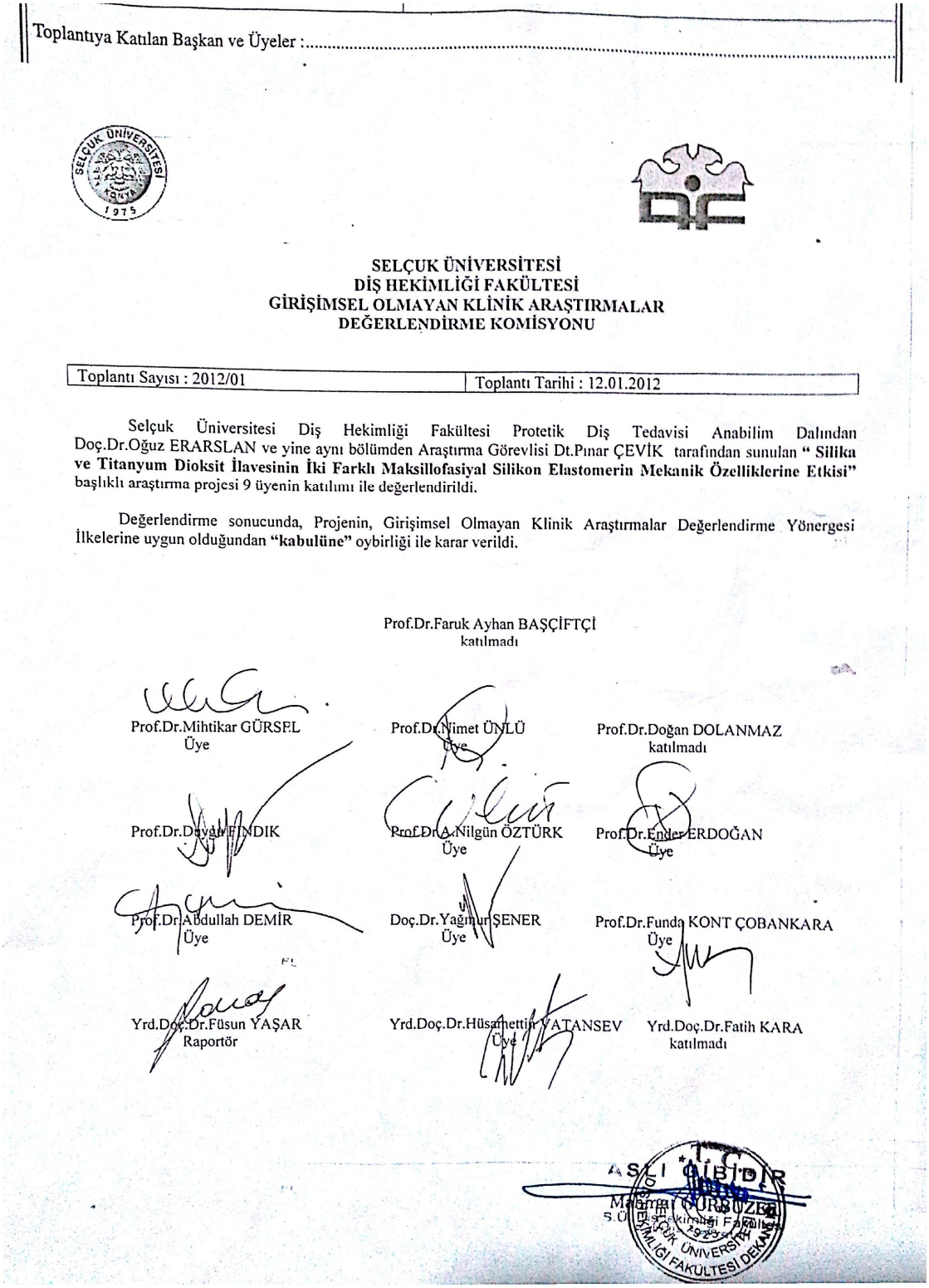
84. Lane TH, Burns S.A. Silica, silicone, silicones… unrevealing the mystery. Curr Top Microbiol Immunol. 1996;210:3-12.
85. Lemon JC, Kiatamnuay S, Gettleman L, Martin JW, Chambers MS. Facial prostheticrehabilitation: preprosthetic surgical techniques and biomaterials. Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg. 2005;13(4):255-62.
86. Lewis DH, Castleberry DJ. An assessment of recent advances in external maxillofacial materials. J Prosthet Dent 1980;43(4):426-32.
87. Li X, Zhao Y, Li S, Liu X, Wu G, Zhen L, et al. Comparison of mechanical properties of Cosmesil M511and A-2186 maxillofacial silicone elastomers.Journal of US China Medical Science 2007;4:34-7.
88. Liu G, Li YF, Yan FY, Zhao ZX, Zhou LC, Xue QJ. Effect of nanoscale SiO2 and TiO2 as the fillers on the mechanical properties and aging behavior of linear low-density polyethylene/ low-density polyethylene blends. J Polym Environ 2005;13:339-48.
89. Lontz JF, Schweiger JW, Burger AW. Modifying stress-stain profiles of polysiloxane elastomers for ımproved maxillofacial conformity, J Dent Res 53 (Special Issue): Abstract No. 890, 1974.
90. Lontz JF. State of the art materials used for maxillofacial prosthetic reconstruction. Dent Clin North Am 1990;34(2):307-25.
91. Mancuso DN, Goiato MC, Dekon SF, Gennari-Filho H. Visual evaluation of color stability after accelerated aging of pigmented and nonpigmented silicones to be used in facial prostheses. Indian journal of dental research: official publication of Indian Society for Dental Research. 2009;20:77–80.
92. Maureen S. The expanding role of dental oncology in head and neck surgery. Surg Oncol Clin N Am. 2004;13(1):37-46.
93. Mccabe JF. Dişhekimliği Maddeler Bilgisi, 1999. Çeviri: Nayır E. 7. baskı, s. 71-119. İ.Ü. Basımevi, İstanbul.
94. McCarthyT. A Perfectly Hydrophobic Surface, J. Am. Chem. Soc. 2006;128:9052.
95. McKinstry RE. Fundamentals of facial prosthetics. Arlington: ABI; 1995.p. 79-97.
96. Medikal plastikler (editorial) http://www.belgeler.com/blg/cpp/medikal-plastikler. Erişim Tarihi: 19.06.2011.
97. MEGEP. T.C. Mili Eğitim Bakanlığı (Meslekî eğitim ve öğretim sisteminin güçlendirilmesi projesi) Kimya teknolojisi polimer kavramları ve özellikleri 2. Ankara, 2008.
98. Mirabedini SM, Mohseni M, PazokiFard SH, Esfandeh M. Effect of TiO_2 on the mechanical and adhesion properties of RTV silicone elastomer coatings. Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects. 2008;317:80-86.
99. Mohite UH, Sandrik JL, Land MF, Byrne G. Environmental factors affecting mechanical properties of facial prosthetic elastomers. Int J Prosthodont. 1994;7:479-86.
100. Mohite UH, Sandrik JL, Land MF, Byrne G. Environmental factorsaffecting mechanical properties of facial prosthetic elastomers. Int J Prosthodont 1994;7:479-86.
101. Moore DJ, Glaser ZR, Tabacco MJ, Linebaugh MGJ. Evaluation of polymeric materials for maxillofacial prosthetics. J Prosthet Dent 1977;38:319-26.
102. Moser V, Crevenna R, Korpan M, Quittan M. Cancer rehabilitation: particularly with aspects on physical impairments. J Rehabil Med. 2003;35(4):153-62.
103. Mouzakis DE, Papadopoulos TD, Polyzois GL, Griniari PG. Dynamic mechanical properties of a maxillofacial silicone elastomer incorporating a ZnO additive: the effect of artificial aging. J Craniofac Surg. 2010;21(6):1867-71.
104. Murata H, Hong G, Hamada T, Polyzois GL. Dynamic mechanical properties of silicone maxillofacial prosthetic materials and the influence of frequency and temperature on their properties. Int J Prosthodont. 2003;16:369-74
105. Nguyen CT, Chambers MS, Powers JM, Kiat-Amnuay S. Effect of opacifiers and UV absorbers on pigmented maxillofacial silicone elastomer, part 2: Mechanical properties after artificial aging. J Prosthet Dent. 2013;109(6):402-10.
106. Nicholson LM, Whitley KS, Gates TS, Hinkley JA. How molecular structure affects mechanical properties of an advanced polymer. Technical Report. NASA Langley Technical Report Server, 1999;4-14.
107. O'Brien WJ. Dental materials and their selection.3.ed. Quintessence Pub Co. 2002.p.8-21.
108. Ottofoy L, An artificial nose for a Chinaman. Dent. Cosmos. 1905;47:558.
109. Öztürk E. Üç farklı çene yüz protezi silikon elastomerinin fiziksel özelliklerinin karşılaştırılmalı olarak incelenmesi. Doktora Tezi, G.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 2009.

110. Patel M. Skiner A.R. Maxwell R. S. Sensitivity of condensation cured polysiloxane rubbers to sealed and open to air thermal ageing regimes. Polymer Testing. 2005;24:663-668.
111. Pena VL, Dellarocca V, Rey F. Elucidating the Local Environment of Ti(IV) Active Sites in Ti-MCM-48:A Comparison between silylated and calcined catylsts. Microporous and Mesoporous materials 2001;44-45:345-356
112. Pesqueira AA, Goiato MC, Dos Santos DM, Haddad MF, Moreno A. Effect of disinfection and accelerated ageing on dimensional stability and detail reproduction of a facial silicone with nanoparticles. J Med Eng Technol. 2012;36(4):217-21.
113. Phillips RW. Skinner's Science of Dental Materials. 9. ed. W. B Saunders, Philadelphia 1991; 11-13, 22-28, 157-192, 209, 505-516.
114. Polyzois G, Stafford GD, Winter R. A study of some mechanical properties of anRTV polydimethylsiloxane for extraoral maxillofacial prostheses. ClinicalMaterials 1992;9(1):21-9.
115. Polyzois GL, Eleni PN, Krokida MK. Optical properties of pigmented polydimethylsiloxane prosthetic elastomers: effect of "outdoor" and "indoor" accelerating aging. J Craniofac Surg. 2011;22(5):1574-8.
116. Polyzois GL. Evaluation of a new silicone elastomer for maxillofacial prostheses. J Prosthodont 1995;4:38-41.
117. Pospisil J, Pilar J, Billingham NC, Marek A, Horak Z, Nespurek S. Factors affecting accelerated testing of polymer photostability. Polymer Degradation and Stability 2006;91:417-22.
118. Prasertsri S, Rattanasom N. Fumed and precipitated silica reinforced natural rubber composites prepared from latex system: Mechanical and dynamic properties. Polymer Testing 2012;31:593-605.
119. Pruthi G, Jain V, Sikka S. A novel method for retention of an orbital prosthesis in a case with continuous maxillary and orbital defect. J Indian Prosthodont Soc. 2010;10(2):132-6.
120. Rahn A O, Boucher L J. Maxillofacial prosthetics principles and concepts. W. B. Saunders Company, Philadelphia, 1970.
121. Rao PL, Parkash H, Jain V, Raut A. Prosthetic rehabilitation of a patient with a large mid face defect secondary to basal cell carcinoma. J Indian Prosthodont Soc. 2011;11(2):137-41.
122. Raptis CN, Yu R, Knapp JG. Properties of silicone maxillofacial elastomer processed in stone and metal. J Prosthet Dent. 1980;44(4):447-50.
123. Ratner BD, Hoffman AS, Schoen FJ, Lemons JE. Biomaterials Science: An introduction to Materials in medicine. 2 nd Ed. London Elsevier Inc, 2005.
124. Roberts AC. Facial reconstruction by prosthetic means. Br J Oral Surg 1967;4:157-82.
125. Saçak M. Polimer Teknolojisi, Gazi Kitapevi, Ankara, 2005.s: 110-50
126. Sali S. PMMA dental kaide malzemesinin cam fiber destekleri ile mekanik özelliklerindeki artışların incelenmesi. YTÜ Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi. İstanbul 1999.
127. Sampers J. Importance of weathering factors other than UV radiation and temperature in outdoor exposure. Polymer Degradation and Stability 2002;76(3):455-65.
128. Senso N, Jongsomjit B, Praserthdam P. Behaviors in ethylene polymerization of $MgCl_2$-SiO_2/$TiCl_4$/THF Ziegler-Natta catalysts with differently treated SiO_2. Molecules. 2011;16(2):1323-35.
129. Smith, L.P. The Language of Rubber: An Introduction to the Specification and testing of elastomers. Butterworth-Heinemann Ltd, London, England, ISBN: 10: 0750614137, 1993, pp: 257.
130. Stafford GD, Brooks SC. The loss of residual monomer from acrylic orthodontic resins. Dent Mater 1985;1:135-8.
131. Steven PH, Moore KB, Andres CJ. Color stability and colorant effect of maxillofacial elastomers. Part 2: Weathering effect on physical properties. J Prosthet Dent 1999;81:423-30.
132. Suyubol B. Elastomerlerin statik ve dinamik özelliklerinin incelenmesi. Yüksek Lisans Tezi. U.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü, Bursa, 2006.
133. Sweeney WT, Fischer TE, Castleberry DJ, Cowperthwaite GF. Evaluation of improved maxillofacial prosthetic materials. J Prosthet Dent 1972;27(3):297-305.
134. Sweeney WT, Fischer TE, Castleberry DJ, Cowperthwaite GF. Evaluation of improved maxillofacial prosthetic materials. J Prosthet Dent 1972;27(3):297-305.
135. Sweeney WT, Fischer TE, Castleberry DJ, Cowperthwaite GF. Evaluation of improved maxillofacial prosthetic materials. J Prosthet Dent. 1972;27:297-305.
136. Sweeney WT, Fisher TE, Castleberry DJ, Cowperthwaite GF. Evaluation of ımproved maxillofacial prosthetic materials, J Prosthet Dent. 1972;27:297-305.

137. Şerbescu A, Saalwächter K. Particle-induced network formation in linear PDMS filled with silica. Polymer 2009;50:5434-42.
138. Taikum O, Friehmelt R, Scholz M. The last 100 years of fumed silica in rubber reinforcement, Rubber World. 2010;242:35–44.
139. Tarı BF. Farklı yumuşak astar maddelerinin zamana bağlı olarak yüzey pürüzlülüğü ve Candida albicans adezyonu yönünden incelenmesi. Doktora tezi. Ankara: Gazi Üniversitesi; 2004.
140. Tuğut F. Kaide Materyalleri olarak kullanılan fiberle güçlendirilmiş polimerlerin farklı matriks yapıları ile olan ilişkilerinde bazı fiziksel özelliklerinin incelenmesi. Doktora Tezi, C.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Sivas, 2008.
141. Udagama A. Urethane-lined silicone facial prostheses. J. Prosthet. Dent. 1987;58:351.
142. Uyan D. Yüz protezleri yapımında kullanılan iki farklı tip silikon elastomerin in vivo implantasyon tekniği ile biyolojik uyumluluk açısından kıyaslanması, Doktora tezi, İstanbul: İstanbul Üniversitesi; 2006.
143. Veres EM, Wolfaardt JF, Becker PJ. An evaluation of the surface characteristics of a facial prosthetic elastomer. Part I: Review of the literature on the surface characteristics of dental materials with maxillofacial prosthetic application. J Prosthet Dent. 1990;63(2):193-7.
144. Virlogeux F, Bianchini D, Delor JF, Baba M, Lacoste J. Evaluation of cross-linking after accelerated photo-ageing of silicone rubber. Polymer International 2004;53(2):163-8.
145. Watson S, Beydoun D, Scott J. Preparation of nanosized crystalline TiO2 particles at low temperature for photocatalysis. J Nano Res 2004;6:193-207.
146. Weathering testing guidebook. Pub. No 2062/098/200/AA/03/01.Chicago, Atlas Material Testing Solutions, 2001, pp. 32-34.
147. Wilkes GF, Wolfaarrdt JF: Osseointegrated alloplastic versusautogenous ear reconstruction: criteria for treatment selection. Plast Recontr Surg 1994:93:967-979
148. Wolfaardt JF, Chandler HD, Smith BA. Mechanical properties of a new facial prosthetic material. J Prosthet Dent. 1985;53:228-34.
149. Yilgor E, Eynur T, Kosak C. Fumed silica filled poly(dimethylsiloxane-urea) segmented copolymers: Preparation and properties. Polymer 2011;52:4189-98.
150. Young RJ, Ovell PA. Introduction to Polymers. 2 nd Ed, London: Chapman and Hall, 1992.
151. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Dişhekimliğinde maddeler bilgisi 1. Baski. Ankara: Ankara üniversitesi; 1993, pp: 165-18.

9. EKLER

EK-A: Etik Kurul Kararı



Toplantıya Katılan Başkan ve Üyeler :.....

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
DEĞERLENDİRME KOMİSYONU

Toplantı Sayısı : 2012/01	Toplantı Tarihi : 12.01.2012

Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalından Doç.Dr.Oğuz ERARSLAN ve yine aynı bölümden Araştırma Görevlisi Dt.Pınar ÇEVİK tarafından sunulan **" Silika ve Titanyum Dioksit İlavesinin İki Farklı Maksillofasiyal Silikon Elastomerin Mekanik Özelliklerine Etkisi"** başlıklı araştırma projesi 9 üyenin katılımı ile değerlendirildi.

Değerlendirme sonucunda, Projenin, Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Yönergesi İlkelerine uygun olduğundan **"kabulüne"** oybirliği ile karar verildi.

Prof.Dr.Faruk Ayhan BAŞÇİFTÇİ
katılmadı

Prof.Dr.Mihtikar GÜRSEL
Üye

Prof.Dr.Nimet ÜNLÜ
Üye

Prof.Dr.Doğan DOLANMAZ
katılmadı

Prof.Dr.Dayan FINDIK

Prof.Dr.A.Nilgün ÖZTÜRK
Üye

Prof.Dr.Ender ERDOĞAN
Üye

Prof.Dr.Abdullah DEMİR
Üye

Doç.Dr.Yağmur ŞENER
Üye

Prof.Dr.Funda KONT ÇOBANKARA
Üye

Yrd.Doç.Dr.Füsun YAŞAR
Raportör

Yrd.Doç.Dr.Hüsamettin YATANSEV
Üye

Yrd.Doç.Dr.Fatih KARA
katılmadı

T.C.
ASLI GİBİDİR
Mehmet GÜRBÜZER
S.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI

10. ÖZGEÇMİŞ

1985 yılında Samsun Bafra'da doğdu. İlkokulu Konya Mümtaz Koru İlköğretim Okulu'nda, liseyi Konya Karatay Anadolu Lisesi'nde tamamladıktan sonra 2004 yılında İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi'ne başladı. 2009 yılında mezun olduktan sonra aynı yıl Selçuk Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında doktora eğitimine başladı. Halen aynı bölümde doktora çalışmalarına devam etmektedir. Yabancı dili İngilizce'dir.