



**T.C.
FIRAT ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**FARKLI NANOPARTİKÜL İLAVELERİNİN ÇENE YÜZ
PROTEZLERİNDE KULLANILAN SİLİKON ELASTOMERİN
MEKANİK VE MİKROBİYOLOJİK ÖZELLİKLERİNE
ETKİLERİNİN ARAŞTIRILMASI**

**UZMANLIK TEZİ
Dt. Gamze KARAMAN**

**TEZ DANIŞMANI
Dr. Öğr. Üyesi Eyyüp ALTINTAŞ**

**BU ÇALIŞMA FIRAT ÜNİVERSİTESİ BİLİMSEL ARAŞTIRMA
PROJELERİ KOMİSYONU TARAFINDAN DHF.20.04 PROJE
NUMARASI İLE DESTEKLENMİŞTİR.**

**ELAZIG
2021**

ONAY SAYFASI

.....

DEKANLIK

Bu tez Uzmanlık Tezi standartlarına uygun bulunmuştur.

Dr. Öğr. Üyesi Eyyüp ALTINTAŞ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı

Tez tarafımızdan okunmuş, kapsam ve kalite yönünden Uzmanlık Tezi olarak
kabul edilmiştir.

Dr. Öğr. Üyesi Eyyüp ALTINTAŞ (Danışman) _____

Uzmanlık Tezi Değerlendirme Jüri Üyeleri

Dr. Öğr. Üyesi Eyyüp ALTINTAŞ _____

Doç. Dr. Tahir KARAMAN _____

Dr. Öğr. Üyesi Fatih DEMİRCİ _____

Dr. Öğr. Üyesi Bekir EŞER _____

Dr. Öğr. Üyesi Samet TEKİN _____



ETİK BEYAN

Kendime ait çalışmalar ile bu tez çalışmasını gerçekleştirdiğimi, çalışmaların planlanmasından, bulgularının elde edilmesine ve yazım aşamasına kadar tüm aşamalarında etiğe aykırı davranışım olmadığını, bu tezdeki tüm bilgileri ve verileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışması içinde yer alan ancak bu tez çalışmasının bulguları arasında yer almayan verilere, bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi beyan ederim.

Dt. Gamze KARAMAN

Tarih:

İmza:

Dr. Öğr. Üyesi Eyyüp ALTINTAŞ

DANIŞMAN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

ELAĞIĞ

2021

TEŞEKKÜR

İhtiyaç duyduğum her konuda benden desteklerini esirgemeyen F.Ü Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Dis Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyeleri olan başta danışman hocam Dr. Öğr. Üyesi Eyyüp ALTINTAŞ olmak üzere Doç. Dr. Tahir KARAMAN, Dr. Öğr. Üyesi Bekir EŞER ve Dr. Öğr. Üyesi Samet TEKİN hocalarıma,

Çalışmama bilgi ve tecrübeleriyle yol göstererek büyük katkılar sağlayan, kısa zamanda bana birçok şey öğreten F.Ü Makine Mühendisliği öğretim üyelerinden Prof. Dr. Latif ÖZLER hocama,

Uzmanlık hayatım boyunca desteklerini çok içten hissettiğim değerli bölüm arkadaşlarıma, ayrıca eşsiz dostlukları için ve tez sürecime olan katkılarından ötürü Arş. Gör. Kübra TANYOL BİLGE ve Arş. Gör. Cansu ERHAN'a

Ve son olarak bugünlere gelmemde en büyük emeğin sahibi, tüm yaşamım boyunca benden destek ve sevgisini esirgemeyen ailem, her zaman arkamda durmasıyla bana her konuda güven veren babam Faik KARAMAN'a, sonsuz anlayışı, sevgisi, hayata olan inancıyla bana ışık tutan annem Nursel KARAMAN'a, göstermiş olduğu üstün başarıları ile bizi gururlandıran, her zaman bana destek olan canım kardeşim Ömer Can KARAMAN'a

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

BAŞLIK SAYFASI	i
ONAY SAYFASI	ii
ETİK BEYAN	iii
TEŞEKKÜR	iv
İÇİNDEKİLER	v
TABLO LİSTESİ	viii
ŞEKİL LİSTESİ	ix
KISALTMALAR LİSTESİ	x
1. ÖZET	1
2. ABSTRACT	4
3. GİRİŞ	7
3.1. Giriş ve Amaç	7
3.2. Genel Bilgiler	9
3.2.1. Çene Yüz Protezlerinin Tarihsel Gelişimi	9
3.2.2. İdeal Yüz Protez Materyalinde Bulunması Gereken Özellikler	14
3.2.3. Çene Yüz Protezi Yapımında Kullanılan Mataryeller	16
3.2.3.1. Akrilik Rezinler	16
3.2.3.2. Akrilik Kopolimerler	17
3.2.3.3. Polivinil Klorit (PVC) ve Kopolimerleri	18
3.2.3.4. Poliüretan Esaslı Elastomerler	19
3.2.3.5. Silikon Elastomerler	20
3.2.4. Polimerler	23
3.2.4.1. Kimyasal Yapısı	23
3.2.4.2. Molekül Ağırlığı	24
3.2.4.3. İskelet Yapıları	24
3.2.4.4. Polimerizasyon	26
3.2.4.4.1. İlave Tip Polimerizasyon	26
3.2.4.4.2. Kondenzasyon Tip Polimerizasyon	27
3.2.5. Polimerlerin Sınıflandırılması	28
3.2.5.1. Termoplastikler	28
3.2.5.2. Elastomerler	29
3.2.5.3. Termosetler	29

3.2.6. Silikon Elastomerlerde Fiziksel ve Kimyasal Yapı	29
3.2.7. Çene Yüz Protezlerinde Mikrobiyoloji	30
3.2.8. Diş Hekimliğinde Nanoteknoloji	32
3.2.8.1. Titanyum Dioksit (TiO ₂) Nanopartikülünün Genel Özellikleri	34
3.2.8.2. Silikon Dioksit (SiO ₂) Nanopartikülünün Genel Özellikleri	35
3.2.8.3. Çinkooksit (ZnO) Nanopartikülünün Genel Özellikleri	36
3.2.9. Silikon Elastomerin Mekanik Özellikleri ve Mekanik Dayanım Test Metodları	37
3.2.9.1. Gerilim (stress)	38
3.2.9.2. Gerilme (Strain)	39
3.2.9.3. Elastikiyet Modülü	40
3.2.9.4. Dinamik Modülüs	40
3.2.9.5. Oranlılık Sınırı ve Deformasyon Sınırı	40
3.2.9.6. Yield Noktası	41
3.2.9.7. Uzama Yüzdesi	41
3.2.9.8. Katılık, Tokluk	41
3.2.9.9. Sertlik	41
4. GEREÇ ve YÖNTEM	44
4.1. Silikon Örneklerin Hazırlanması	44
4.1.1. Çekme Dayanımı ve Yırtılma Dayanımı Test Numunelerinin Oluşturulması	46
4.1.2. Sertlik Ölçümü İçin Test Numunelerinin Hazırlanması	49
4.1.3. Mikrobiyolojik Çalışma İçin Silikon Numunelerin Hazırlanması	52
4.2. Mekanik Test Ölçümlerinin Yapılması	54
4.2.1. Çekme Dayanımı Testi	55
4.2.2. Uzama Yüzdesi	56
4.3.3. Yırtılma Dayanımı Testi	56
4.3.4. Sertlik (Shore A) Testi	57
4.3.5. Mikrobiyolojik Değerlendirme	58
4.4. İstatistiksel Değerlendirme	60
5. BULGULAR	61
6. TARTIŞMA	72
7. KAYNAKLAR	95

8. EKLER	107
9. ÖZGEÇMİŞ	109



TABLO LİSTESİ

Tablo 5.1	Çekme Dayanımı Bakımından Gruplar Arasındaki Farklılığa İlişkin Analiz Sonucu	61
Tablo 5.2	Çekme Dayanımı Bakımından İkili Grupların Karşılaştırılması	63
Tablo 5.3	Uzama Yüzdesi Bakımından Gruplar Arasındaki Farklılığa İlişkin Analiz Sonucu	64
Tablo 5.4	Uzama Yüzdesi Bakımından İkili Grupların Karşılaştırılması	66
Tablo 5.5	Yırtılma Dayanımı Bakımından Gruplar Arasındaki Farklılığa İlişkin Analiz Sonucu	67
Tablo 5.6	Yırtılma Dayanımı Bakımından İkili Grupların Karşılaştırılması	69
Tablo 5.7	Grupların Sertlik Açısından Değerlendirilmesi	70
Tablo 5.8.	Sertlik Sonuçlarının Post Hoc Değerlendirme tablosu	70

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 3.1 Doğrusal polimer	25
Şekil 3.2 Dallanmış polimer	25
Şekil 3.3 Çapraz bağlı polimer	25
Şekil 3.4 Gerilim-Gerilme Grafiği	39
Şekil 4.1 Çalışmada kullanılan fasiyal silikon elastomer	45
Şekil 4.2 Çalışmada kullanılan hassas tartı	45
Şekil 4.3 Çalışmada kullanılan vakumlu karıştırıcı	46
Şekil 4.4 Çekme dayanımı testinde kullanılan numune boyutları	47
Şekil 4.5 Yırtılma dayanımı testinde kullanılan numune boyutları	47
Şekil 4.6 Çekme ve Yırtılma Dayanımı Testleri İçin Hazırlanan Metal Kalıplar	47
Şekil 4.7. Nanopartikül ilave edilmiş silikonun metal kalıplara yerleştirilmesi	48
Şekil 4.8. Çekme ve yırtılma dayanımı için hazırlanan örnekler	49
Şekil 4.9. Sertlik testi için hazırlanan mum örnekler	49
Şekil 4.10 Mum örneklerin muflaya alınması	50
Şekil 4.11 Polimerizasyonu tamamlanan sertlik testi örnekleri	51
Şekil 4.12 Sertlik testi örnekleri	52
Şekil 4.13 Mikrobiyoloji çalışması için hazırlanan örneklerin muflaya alınması	53
Şekil 4.14 Polimerizasyonu tamamlanan mikrobiyoloji örnekleri	54
Şekil 4.15 Çekme dayanımı testi için cihaza yerleştirilmiş silikon örnek	55
Şekil 4.16 Uzama yüzdesi testi	56
Şekil 4.17 Yırtılma dayanımı testi için cihaza yerleştirilmiş silikon örnek	57
Şekil 4.18 Shore A test cihazı ile sertlik ölçümü yapılması	58
Şekil 4.19. Hazırlanan örneklerin besi yerlerine yerleştirilmesi	59
Şekil 5.1 Çekme Dayanımı Bakımından Gruplar Arasındaki Farklılıklar	63
Şekil 5.2 Uzama Yüzdesi Bakımından Gruplar Arasındaki Farklılıklar	65
Şekil 5.3 Yırtılma Dayanımı Bakımından Gruplar Arasındaki Farklılıklar	67
Şekil 5.4 Sertlik Testi Bakımından Gruplar Arasındaki Farklılıklar	70
Şekil 5.5. Besi yerinde antimikrobiyal etkinlik gösteren bir antibiyotik ile test numunesi	71

KISALTMALAR LİSTESİ

AFM	: Atomik Kuvvet Mikroskobu
Ag	: Gümüş
Ag-Zn	: Gümüş zeolit
Ark	: Arkadaşları
ASTM	: American Society for Testing and Materials
BaSO₄	: Baryum Sülfat
C. albicans	: Candida Albicans
CeO₂	: Ceryum oksit
CO₂	: Karbondioksit
Dk	: Dakika
E. coli	: Escherichia coli
EMB	: Eozin Methylene Blue
F	: Kuvvet
FDA	: Food and Drug Administration
H₂O	: Di hidrojen monoksit.
H₂O₂	: Hidrojen peroksit
HTV	: Yüksek ısıda polimerize olan
ISO	: International Organization for Standardization
kg/cm²	: kg/santimetrekare
kJ/mol	: Kilojoul/mol
kN/m	: Kilonewton/metre
Min	: Minimum
Max	: Maximum
Mm	: Milimetre
MPa	: Megapascal
N / m²	:Newton/metrekare
N / mm²	: Newton/milimetrekare
Ort	: Ortalama
P	: Basınç (Paskal)
P.aeuruginosa	: Pseudomonas aeruginosa

PDMS	: Poli dimetil siloksan
Ph	: Power of Hydrogen
PMMA	: Polimetilmetakrilat
Ppm	: Parts per million
Psi	: Pounds per square inch
PVC	: Polivinil klorür
RTV	: Oda ısısında vulkanize
S.	: Staphylococcus
SS	: Standart sapma
Si	: Silisyum
Si-O	: Silisyum oksit
Si-O-Si	: Silisyum oksit silisyum
SiO₂	: Silisyum Dioksit
STM	: Taramalı Tünelleme Mikroskobu
Tm	: Kristalleşme safhaları
Tg	: Camsı geçiş ısısı
TEM	: Geçirimli Elektron Mikroskobu
TiO₂	: Titanyum dioksit
UV	: Ultraviyole
ZnO	: Çinko oksit
ZnS	: Çinko sülfür

1. ÖZET

Çene yüz protezlerinin yapımında, ideal mekanik özelliklerinin olması sebebiyle silikon elastomerler tercih edilmektedir. Çene yüz protezlerinde kullanılan silikon elastomerlerin yırtılma ve çekme dayanımlarının yüksek, uzama yüzdesi ve sertliklerinin ideal, dokularla uyumunun yüksek ve yüzeylerinde oluşan mikrobiyal tutulumunun az olması istenir. Bu çalışmanın amacı silikon elastomere çeşitli nanooksit partikülleri ilavesi ile silikon elastomerin mekanik ve mikrobiyolojik özelliklerinin geliştirilmesidir.

Çalışmada çene yüz protezlerinde kullanılan silikon elastomere ağırlıkça %2 oranında ZnO, SiO₂ ve TiO₂ ilave edilerek kontrol grubu ile birlikte toplam dört grup oluşturulmuştur. Her bir grupta çekme dayanımı ve uzama yüzdesi için 11 örnek, yırtılma dayanımı için 11 örnek, sertlik testi için 11 örnek, mikrobiyolojik inceleme için 12 örnek olmak üzere toplam 92 örnek hazırlanmıştır.

Çekme dayanımı ve uzama yüzdesi test örnekleri American Society for Testing and Materials (ASTM) D412 standartlarına, yırtılma dayanımı test örnekleri ASTM D624 standartlarına, sertlik testi örnekleri ASTM D2240 standartlarına uygun olarak hazırlanmıştır. Mikrobiyolojik çalışma için 7 mm çapında 1 mm kalınlığında örnekler hazırlanmıştır. Çekme gerilimi, uzama yüzdesi, yırtılma gerilimi testleri universal test cihazı (LR 50K Lyod instruments Ltd, Fareham, UK) test cihazında 500 mm/dk sabit hızla çekilerek gerçekleştirilmiştir. Sertlik testi için Shore A test standı kullanılmıştır.

Çekme dayanımı, uzama yüzdesi ve yırtılma dayanımı test sonuçlarının istatistiksel analizinde Shapiro Wilk's ve/veya Kolmogorov Smirnov testleri uygulanmıştır.

Gruplar arasındaki farklılıklar incelenirken değişkenlerin normal dağılımdan gelmemesi durumunda iki gruplu karşılaştırmalarda Mann Whitney U, ikiden fazla grup için Kruskal Wallis-H Testinden yararlanılmıştır. Kruskal Wallis-H Testinde anlamlı farklılıkların görülmesi durumunda Post-Hoc Çoklu Karşılaştırma Testi ile aralarında farklılık olan gruplar belirlenmiştir. Sertlik testine ait verilerde Tukey HSD testi yapılmıştır.

Araştırma sonucunda çekme dayanımı, uzama yüzdesi, yırtılma dayanımı ve sertlik testi değerlerinde gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ($p < 0.05$). Çekme dayanımı test sonuçlarında en yüksek değer SiO_2 ilave edilmiş grupta görülürken ($3,35 \text{ MPa} \pm 0,18$) en düşük değer kontrol grubunda ($2,64 \text{ MPa} \pm 0,27$) görülmüştür. TiO_2 ilave edilmiş grubun çekme dayanımı ($3,22 \pm 0,32$) ZnO ilave edilmiş grubun çekme dayanımından ($2,73 \text{ MPa} \pm 0,32$) daha yüksek tespit edilmiştir.

Uzama yüzdesi test sonuçlarında en yüksek değer TiO_2 test grubunda ($1017,23$) tespit edilmiş olup diğer gruplar arasında anlamlı bir fark görülmemiştir. ($p > 0,05$)

Yırtılma dayanımı test sonuçlarında en yüksek değer SiO_2 test grubunda ($20,84 \text{ N/mm} \pm 2,17$) en düşük değer kontrol grubunda ($15,51 \text{ N/mm} \pm 1,79$) tespit edilmiştir. TiO_2 eklenen grup ile ($17,83 \text{ N/mm} \pm 1,61$) ZnO eklenen grup ($17,93 \text{ N/mm} \pm 1,93$) arasında yırtılma dayanımları bakımından anlamlı bir fark görülmemiştir.

Sertlik testi sonuçlarında en yüksek sertlik değeri SiO_2 grubunda ($25,50 \pm 1,53$) , tespit edilirken, en düşük değer ZnO eklenen grupta ($21,85 \pm 0,65$) tespit edilmiştir.

Antimikrobiyal etkinliğin değerlendirilmesinde *Escherichia coli*, *Pseudomonas aeruginosa*, *Staphylococcus aureus*, *Staphylococcus epidermidis* *Candida albicans* etkinlikleri değerlendirilmiş olup antimikrobiyal bir etkinlik saptanmamıştır.

Anahtar Kelimeler: Ćene yřz protezleri, mekanik ۆzellik, mikrobiyolojik ۆzellik, nanopartikřl, silikon elastomer



2. ABSTRACT

THE EFFECTS OF INVESTIGATION DIFFERENT NANOPARTICLE ADDITIONS ON THE MECHANICAL AND MICROBIOLOGICAL PROPERTIES OF SILICONE ELASTOMER USED IN FACIAL PROSTHESIS

Silicone elastomers are preferred during the construction phase of maxillofacial prostheses thus their ideal mechanical properties. Silicone elastomers which used in maxillofacial prostheses are required to have high tear and tensile strength, ideal elongation percentage and hardness, high compatibility with tissues, and low microbial retention on their surfaces.

The purpose of this study is to improve the mechanical and microbiological properties of silicone elastomer by adding various nanooxide particles to silicone elastomer.

In the study, a total of four groups were formed together with the control group by adding 2% ZnO, SiO₂ and TiO₂ by heaviness to the silicone elastomer used in maxillofacial prostheses.

In each group, a total of 92 samples were prepared, 11 samples for tensile strength and elongation percentage, 11 samples for tear strength, 11 samples for hardness test, 12 samples in each group for microbiological examination.

Tensile strength and elongation percentage test samples were prepared in accordance with ASTM D412 standards, tear strength test samples in accordance with ASTM D624 standards, hardness test samples in accordance with ASTM D2240 standards. Samples of 7 mm diameter and 1 mm thickness were prepared for microbiological study.

Tensile stress, elongation percentage, tear stress tests were carried out in Universal testing machine (LR 50K Lyodintruments Ltd, Fareham, UK) test device at a constant speed of 500 mm / min. Shore A test stand is used for hardness test.

While examining the differences between groups, if the variables did not come from the normal distribution, Mann WhitneyU test was used for two-group coMParisons and Kruskal Wallis-H Test for more than two groups. Kruskal-Wallis H-test, in case of the occurrence of significant differences were determined by post-hoc multiple coMParison test group difference.

Tukey HSD test was performed on the data of the hardness test. As a result of the research, a significant difference was found between the groups in terms of tensile strength, elongation percentage, tear strength and hardness test values ($p < 0.05$).

In the tensile strength test results, the highest group was seen in the group with SiO₂ (3.35 MPa $\pm$ 0.18), while the lowest was seen in the control group (2.64 MPa $\pm$ 0.27). The tensile strength of the group with TiO₂ added (3.22 MPa $\pm$ 0.32) was determined to be higher than the tensile strength of the group with ZnO (2.73 MPa $\pm$ 0.32).

The highest value in the elongation percentage test results was 1017,23 for the TiO₂ test group, and there was no significant difference between the other groups.

In the tear strength test results, the highest value was found in the SiO₂ test group (20.84 $\pm$ 2.17) and the lowest value in the control group (15.51 $\pm$ 1.79). There was no significant difference in tear strength between the group to which TiO₂ was

added ($17.83 \text{ N/mm} \pm 1.61$) and the group to which ZnO was added ($17.93 \text{ N/mm} \pm 1.93$).

In the hardness test results, the highest hardness value was detected in the SiO₂ group ($25.50 \text{ N/mm} \pm 1.53$), while the lowest value was found in the group with ZnO ($21.85 \text{ N/mm} \pm 0.65$).

In the evaluation of antimicrobial efficacy, *Escherichia coli*, *Pseudomonas aeruginosa*, *Staphylococcus aureus*, *Candida albicans* activities were evaluated, and no antimicrobial efficacy was detected.

Keywords: Maxillofacial prostheses, mechanical property, microbiological feature, nanoparticle, silicone elastomer

3. GİRİŞ

3.1. Giriş ve Amaç

Çene-yüz bölgesinde konjenital, gelişimsel veya kazanılmış sebepler neticesinde defektler meydana gelebilir (1). Çene-yüz defektlerinin sabit ya da hareketli protezlerle restorasyonu ve replasmanı ile ilgilenen diş hekimliği dalına “maksillofasiyal prostodonti” adı verilir (2). Literatürlerde maksillofasiyal protezler olarak belirtilen protezlerin karşılığı çene yüz protezi, epitez teriminin karşılığı ise yüz protezidir (3).

Çene yüz bölgesindeki doğumsal malformasyonlar, baş-boyun cerrahisi veya travma nedeniyle meydana gelebilen yüz deformiteleri, hastalarda psikolojik problemlere ve hastaların toplumdan uzaklaşmasına sebep olmaktadır (4, 5). Bu tür defekte sahip hastaların çene yüz protezleri ile rehabilitasyonu sağlanarak, bu hastalar topluma tekrar kazandırılmaktadır (6). Bu nedenlerden dolayı; yapılan protez estetik ve fonksiyon açısından yeterli olmalı, kalan dokuların sağlığına olumsuz etkileri olmamalı ve bu özelliklerini uzun süre koruyabilmelidir (7).

Cerrahi rekonstrüksiyonlar hem hasta hem de hekim için güç ve zahmetli işlemlerdir fakat buna karşın çoğu zaman istenilen sonuçlar elde edilemez (8, 9). Plastik rekonstrüktif ve estetik cerrahi günümüzde büyük ilerlemeler kaydetmiş olsa dahi kanser ve travma hastalarının çok büyük bir kısmında çene yüz protezlerine ihtiyaç duyulmaktadır (10). Çene yüz bölgesindeki protetik rehabilitasyonların cerrahi operasyonlara göre en önemli avantajlarından biri karmaşık anatomik bölgelere daha iyi uyum sağlamasıdır (11).

Çene yüz protezlerinin belirli ideal ve yeterli mekanik özelliklere sahip olması istenir. Çene yüz protezleri uygulandıkları canlı dokularla biyolojik yönden

uyumlu olmalı, karsinojenik ve toksik etki göstermemelidir. Uygulanması kolay ve uzun ömürlü olmalı, renklendirme yapılabilmesi, doğal görünmeli, boyutsal yönden stabil olmalıdır (3).

Çene-yüz protezlerinin yapımında kullanılan silikon elastomerler; elastik olmaları, biyouyumlu olmaları ve deri rengine uyumlu olacak şekilde renklendirilebilmeleri sebebiyle oldukça sık tercih edilmektedir (12, 13). Çene yüz protezlerinde en çok karşılaşılan sorunlar; uzun süre kullanıma bağlı protezlerin kenar bölgelerinde görülen yırtılmalar, kopmalar ve protezlerin sertliğindeki artış ile elastikiyetlerinin kaybolması olarak sayılabilir (14-16). Özellikle çene yüz protezi materyallerinde en önem verilmesi gereken özellikler çekme gerilimi, yoğunluk, sertlik, yırtılma direnci gibi mekanik özelliklerdir (3).

Çene yüz protezlerinde meydana gelen bozulmalar çoğunlukla ince yapılması gereken kenar bölgelerinden başlar. İnce yapılan protez kenarları temizleyiciler, medikal adezivler ve vücut sıvılarının etkisiyle deformasyona uğrar. Çene yüz protezlerinin en önemli dezavantajları kenar yırtılmaları ve kopmalarıdır. Bu kenar yırtılma ve kopmalarının giderilmesi amacıyla silikon elastomerler içerisine cam ve doğal fiberler, seramik lifler, silika tozu gibi çeşitli doldurucular ilave edilerek mekanik özellikler; özellikle çekme ve yırtılma dayanımı artırılmaya çalışılmaktadır (17, 18).

Kimya endüstrisinde, son on yıldır, nanoparçacıkları polimerik bir matrise birleştiren ve nano oksitlerin güçlü özelliklerini sunarak yeni bir polimerik malzeme sınıfı sağlayan farklı bir endüstriyel sürecin başlatılması için araştırmalar yapılmıştır. Nano oksit partikülleri serttir ve saf silikon elastomerden daha yüksek shear modülüne sahiptir. Bir polimerik matrise nanopartiküllerin eklenmesinde

keşfedilen gelişmiş özellikler, partiküllerin daha yüksek yüzey enerjisine ve kimyasal reaktivitesine bağlanabilir, böylece silikon elastomer matrisi ile etkileşime girebilir ve silikon polietilen yapısında 3 boyutlu bir ağ oluşturabilir. Böylelikle organik polimerin fiziksel ve optik özelliklerini geliştirebilir, ayrıca çevresel stres kaynaklı çatlama ve yaşlanmaya karşı direnç sağlayabilirler. Sonuç olarak, bu yeni nano oksitler kaplamalara, kauçuklara, plastiklere, sızdırmazlık maddelerine, elyaf, tekstil ve kozmetik ürünlerine uygulanabildiği görülmüştür. Bu parçacıkların bir maksillofasiyal elastomere eklenmesinin özelliklerini nasıl etkileyebileceği konusunda ise çok az sonuç bildirilmiştir (19).

Bu çalışmanın amacı 3 farklı nanooksit partiküllerinin ($\text{TiO}_2\text{-SiO}_2\text{-ZnO}$) ekstraoral maksillofasiyal protez yapımında yaygın olarak kullanılan ticari bir silikon elastomere eklenerek mekanik ve mikrobiyolojik etkilerinin araştırılmasıdır.

3.2. Genel Bilgiler

3.2.1. Çene Yüz Protezlerinin Tarihsel Gelişimi

Eski medeniyetlerin kazanılmış veya sonradan oluşan bir çene yüz defektini yapay yöntemlerle ne zaman tedavi etmeye çalıştığına dair net bir bilgi bulunmamaktadır. Çin’de yapılan arkeolojik kazılarda mumdan, odundan veya topraktan yapılmış yapay gözler, kulaklar ve burunlara rastlanmıştır. Mısır’da bazı mumyalarda göz protezlerinin olduğu kaydedilmiştir (16, 20). M.Ö. 1000’li yıllarda Roma ve Yunan medeniyetlerinde gümüş ve altından yüz maskeleri yapıldığı bilinmektedir. Fakat yapılan bu maskelerin, yüzdeki bir deformiteyi saklamak için mi yoksa yüzün savaş sırasında yaralanmasını engellemek için mi yapıldığına dair net bilgiler mevcut değildir (16).

Tarihteki ilk yüz protezinin Fransız cerrah Ambroise Pare (1510–1590) tarafından yapıldığı bilinmektedir. Bu dönemde savaşlardan dolayı amputasyon vakalarının bir hayli yüksek olduğu bilinmektedir, bu sebeple Pare’nin amputasyon teknikleri, yapay organ uygulamaları konusunda birçok çalışma yaptığı ve modern cerrahiye ışık tuttuğu bilinmektedir. Pare 1579 yılında yayınladığı “Opera” isimindeki kitabında burun, kulak ve göz protezlerinin yapım tekniklerinden, tutuculuk sağlamak için neler yapılabileceğinden detaylıca bahsetmiştir (21). Pare bu bilgilendirmeleri dolayısıyla “yüz protezlerinin babası” olarak da anılmaktadır. Fakat anlattığı bu protezleri gerçek hayatta uygulamaya geçirip geçirmediğiyile ilgili yeterli kaynak bulunmamaktadır (22).

Bilinen diğerk bir yüz protezi ise gökbilimci Tycho Brahe tarafından kendi kullanımı için tasarladığı burun protezidir. Ünlü bilim insanı bakır ve gümüş alaşımından oluşan bu protezini bir demirci ustasına yaptırmıştır. Brahe tasarladığı bu protezi ömrünün sonuna kadar kullanmıştır, bu sebeple bazı araştırmacılar tarafından çene yüz protezinin öncüsü olarak tanımlanmaktadır (23, 24).

Modern bilimsel diş hekimliğinin öncüsü kabul edilen Pierre Fauchard 1678-1761 yılları arasında yüz protezleri üzerine çeşitli araştırmalar yapmıştır. Palatinal defektleri tedavi etmek amacıyla palatal protezler tasarlamış ve hastalara uygulamıştır. Üst ve alt çene protezlerde tutuculuğu artırmak için yaylar kullanmıştır. Çene yüz protezlerinin gelişiminde Pierre Fauchard’ın uygulamalarının önemi büyüktür (25).

Önemli vakalardan biri de Dr. Forjet’in tasarladığı ağız içi ve ağız dışı defektin bir arada bulunduğu, tarihte gümüş maskeli savaşçı olarak bilinen, Fransız bir askere yaptığı protezdir. Alphonse Louis isimli bu asker savaş esnasında yalnız

mandibula ramusunun yükselen kısmı kalacak biçimde alt yüzünün bir bölümünü kaybettikten sonra Dr. Forjet gümüşten bir protez tasarlayarak deri kayışlarla askerin boynuna bağlamıştır. Protezin mandibular bölümüne altın dişler yerleştirmiştir. Doğal bir görünüm sağlamak için de protezi yağlı boya ile boyayarak, kıl ve sakal çizmiştir (22).

1819-1868 yılları arasında yaşamış diş hekimliğinde dental anesteziyi bulması ile de bilinen Dr. William Morton da yüz protezleri yapımı çalışmalarına katkı sağlamıştır. Dr. Morton kadın hastasına tutuculuk için gözlüklerinden faydalanarak porselenden bir burun protezi yapmıştır (26).

1880 yılında Kingsley nasopalatal bir çene yüz protezi üretmiştir (27). 1889 yılında da Claude Martin bir burun protezi yapmak için seramik kullanmıştır (28).

19. yüzyıl sonlarında diş hekimliğinde ve yüz protezlerinde vulkanize kauçuk yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Upham vulkanize kauçuk kullanılarak burun ve kulak protezi yapım tekniklerini bildirmiştir (16, 25).

1905 yılında Ottofoy, Baker ve Baird siyah vulkanize kauçuğun burun protezleri yapımında tercih edilebilecek bir materyal olduğunu bildirmişlerdir. Daha sonra bu buluşa pembe vulkanize kauçuk eklenmiş ve çeşitli boyalarla boyanmıştır. Ancak vulkanize kauçuğun en önemli dezavantajı sert bir materyal olmasından dolayı yüze uygulanması sırasında çevre dokulara uyum sağlayamamasıdır (29).

1913 yılında jelatin-gliserin bileşeni, insan derisindeki yumuşak ve esnek yapıyı yüz protezlerine aktarabilmek amacıyla piyasaya çıkarılmıştır. Bercowitsch, bu materyalin suda eriyen boyalar kullanılarak renklendirilebilmesinin mümkün olduğunu belirtmiştir. Bu materyal kullanılarak yapılan protezler kullanım

ömrünün sınırlı olmasından dolayı fazla tercih edilmemiştir. Dezavantajlarına rağmen vulkanize kauçuk çene yüz protezleri yapımında uzun bir süre kullanılmış, çeşitli boyama yöntemleri ile materyalin özellikleri iyileştirilmeye çalışılmıştır. Kazanjian yaptığı çalışmada, vulkanize kauçuk kullanılarak üretilen protezlerin renklendirilmesinde sellüloid boyaların kullanılabileceğini belirtmiştir (29-31).

1930’larda Bulbulian ve Clarke çene yüz protezleri materyali olarak prevulkanize sıvı lateksin uygulamasını önermişlerdir. Fakat bu malzemede de renk değiştirme ve fazla büzülme gibi dezavantajlar vardır (29).

1940’lı yıllarda akrilik rezin (reçine) diş hekimliğinde kullanılmaya başlanan bir materyal olmuştur. Akrilik rezin sert bir materyal olmasına karşın uygulama kolaylığı, şeffaflık ve renklendirilebilmesi gibi avantajlarından dolayı hekimlerin tercih ettiği bir malzeme olmuştur. Gözlerini 2. dünya savaşı sırasında yitiren askerlere göz protezi uygulamak için kullanılmıştır. Akrilik rezin kullanılarak yapılmış protezlerin hastalarda alerjik ve lokal kimyasal iritasyonlara sebep olduğu tespit edildikten sonra hekimlerin malzemeyi kullanım oranı azalmıştır (22, 29).

1940’larda vinil klorit ve platisol kopolimer, yumuşak ve esnek yapıları sayesinde çene yüz protezi yapımında akriliklerin yerine kullanılmışlardır (29).

1945’te Bulbain ilk defa yüz protezi yapımında tercih edilecek materyallerde mevcut olması gereken özellikleri belirtmiştir. Onu takiben birçok araştırmacı değerlendirmeler yapıp ideal bir yüz protezi materyalinde bulunması gereken özellikler hakkında araştırmalar yapmıştır (29).

1960 yılında Barnhart silikon elastomerlerin yüz protezi materyali olarak kullanılabileceğini belirtmiştir. Silikon elastomerler manipülasyonunun kolay

olması, dayanıklılığı ve kimyasal yapısının stabil olmasından dolayı kabul gören bir materyal olmuştur (16).

1970-1980'lerde Gonzales ve Goldberg poliüretan elastomerleri; esnek, yırtılma gerilimi yüksek, iç ve dış renklendirmeye uygun materyaller olduklarını belirterek yüz protezlerinin yapımında kullanılabileceğini açıklamışlardır. 1980'de isopropan poliüretan tanıtılmıştır (22).

1982 yılında İngiltere'de Cosmesil (Cosmedica Ltd., Cardiff, UK) piyasaya sürülmüştür. Polyzois yaptığı çalışmada bundan 1 sene önce piyasaya sürülen Episil (Dreve- Dentamid GmbH, Unna, Germany) ile Cosmesil'i mekanik özellikler açısından incelemiş, her ikisinin birlikte tercih edilebileceğini ve birbirlerinden üstün özelliklerinin olmadığını belirtmiştir (32).

1987 yılında Udagama silikon protez yüzeyine ince bir prefabrike poliüretan tabaka yapıştırarak adeziv tutunmasını ve yırtılma direncini arttırmak amacıyla bir yöntem geliştirmiştir. Birçok besleme materyali bu amaçla denenmiş; bunların içine etilmetakrilat, metilmetakrilat, polivinilasetat, polivinilbütural de dahil edilmiştir. Poliüretan; şeffaf, su bazlı deri adezivleriyle uyumlu, yüksek yırtılma direncine sahip ve kalıplanabilme özelliklerinden dolayı kabul edilmiştir. Fakat zamanla bağlayıcı ajanın yırtılması bu durumda silikon ve poliüretanın ayrılmasına sebep olduğu bildirilmiştir (7).

Günümüzde çene yüz protezleri yapımında en çok tercih edilen materyal silikonlardır. Silikonların zaman içerisinde hava kirliliği, güneş ışınları, temizleyici ajanlar gibi etkenlerden dolayı renk değiştirmesi, kullanım sırasında boyutsal değişime uğraması, ince kenarlarda meydana gelen yırtılmalar ve kullanım

süresinin yeterince uzun olmaması gibi dezavantajları sebebiyle ideal çene yüz protezi materyali üzerine araştırmalar devam etmektedir (33-35).

3.2.2. İdeal Yüz Protez Materyalinde Bulunması Gereken Özellikler

Lewis ve ark. 1980 yılında çene yüz protezlerinde olması gereken özellikleri 3 temel kategori ile sınıflandırmışlardır.

1. Malzemenin uygulanması sırasındaki özellikler,
2. Mekanik özellikler,
3. Biyolojik özellikler (36).

3.2.2.1 İdeal Uygulama Özellikleri:

- ✓ Manipülasyonu kolay olmalı,
- ✓ Uygulama sonrası kimyasal stabiliteye sahip olmalı,
- ✓ Boyutsal stabilitesini uygulama sırasında ve sonrasında korumalı,
- ✓ İç ve dış renklendirme yapılabilmesi,
- ✓ Kalıplanma özelliği kolay olmalı,
- ✓ Uygulaması kolay olmalı,
- ✓ Tamir edilebilmesi,
- ✓ Detaylara adaptasyonu iyi olmalı,
- ✓ Renklendirici ajanların homojen karışımına izin verecek kadar yüksek, uygulamada kolaylık sağlayacak kadar düşük viskoziteye sahip olmalı,
- ✓ Uzun raf ömrüne sahip olmalı,
- ✓ Çalışma süresi yeterli olmalı,
- ✓ Yanıcı olmamalı,
- ✓ Toksik etki yaratmamalı,
- ✓ Uygulamadan sonra pöröz olmamalı,

- ✓ Renk stabilitesini korumalı,
- ✓ Kokusuz olmalı (16).

3.2.2.2 İdeal Fiziksel ve Mekanik Özellikler:

- ✓ Çevre dokularla uyumlu dinamik özellikleri olmalı,
- ✓ Kenarların dayanımı yüksek olmalı,
- ✓ Abrazyona karşı dirençli olmalı,
- ✓ Yırtılma mukavemeti yüksek olmalı,
- ✓ Çekme mukavemeti yüksek olmalı,
- ✓ Sürtünme katsayısı düşük olmalı,
- ✓ Cam transizyon ısısı düşük olmalı,
- ✓ Spesifik gravitesi düşük olmalı,
- ✓ Koku yapmamalı,
- ✓ Yanmamalı,
- ✓ Su emmemeli,
- ✓ Sertliği ve esnekliği yerini aldığı doku ile uyumlu olmalı,
- ✓ Saydam olmalı (16).

3.2.2.3 İdeal biyolojik özellikler:

- ✓ Çevre dokularla uyumlu olmalı,
- ✓ Alerjik reaksiyonlara sebep olmamalı,
- ✓ Toksik olmamalı,
- ✓ Renk stabilitesini koruyabilmeli,
- ✓ Boyutsal stabilitesi olmalı,
- ✓ Ekstrem ısılarda (-40 ve 140 °F) esnekliğini koruyabilmeli,
- ✓ Çözücü ve adezivler ile bozulma göstermemeli,

- ✓ Ekonomik olmalı,
- ✓ Altındaki dokuların salgılarına karşı geçirgen olmalı,
- ✓ Mikroorganizma üremesine karşı dirençli olmalı,
- ✓ Kullanıldığı süre boyunca yumuşaklığını koruyabilmeli,
- ✓ Kullanım süresi iki yıldan az olmamalı (16).

3.2.3. Çene Yüz Protezi Yapımında Kullanılan Materyeller

Çene yüz protezlerinde kullanılan materyaller fiziksel özellikleri ve uygulama kolaylığına göre çeşitlilik gösterirler (37). Çene yüz protezlerinin yapımında kullanılan başlıca materyaller şunlardır (16,37)

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

3.2.3.1. Akrilik Rezinler

Diş hekimliğinde kullanılan akrilik rezinler hem ağız içi hem de ağız dışı protez uygulamalarında tercih edilmektedir. Akrilik rezinler etilenden türeyen ve kimyasal yapısında vinil grubu barındıran materyallerdir. Diş hekimliğinde tercih edilen akrilik rezinler; metakrilik asitten köken alırlar ve ilave tip reaksiyonla polimerize olurlar. En çok metil metakrilat tercih edilir (38, 39).

Akrilik rezinler toz ve likit formunda bulunurlar. Likit şeklinde bulunan monomer (metil metakrilat) ile toz formundaki polimerin (polimetil metakrilat) uygun oranda karıştırılmasıyla hamur kıvamına gelirler. Polimerin hacminin

artarak plastik hale gelmesi monomer tarafından sağlanır daha sonra ise plastik yapının polimerizasyonu oluşur (38).

Monomer olarak uygulanan metil metakrilat, oda sıcaklığında şeffaf ve renksiz bir sıvı formunda bulunur. Fiziksel özellikleri; yoğunluğu 20 °C’de 0.945 g/cm³, erime sıcaklığı -48 °C, kaynama sıcaklığı 100.8 °C, polimerizasyon ısısı ise 53.9736 kJ/mol olarak belirtilmiştir. Metil metakrilat yüksek buhar basıncına sahip olan iyi bir organik çözücüdür (38).

PMMA’nın diş hekimliğinde; kaide materyali, yapay diş uygulamaları, yapıştırma ve kaide simanı gibi kullanım alanları mevcuttur.

Akrilik rezinlerin avantajları:

İç ve dış renklendirmenin yapılabilmesi, renk stabilitesini koruyabilmesi, dayanıklılığının fazla olması, yüzey yenileme işleminin mümkün olması, doku adezivleriyle kullanılabilmeleri (adeziv maddelerin protezin yüzeyinden uzaklaştırılması zor değildir), besleme veya tamir yapılabilmesi olarak sayılabilir (16, 40).

Akrilik rezinlerin dezavantajları:

Dublike edilemez ve su absorbe ederler (40). Sert bir yapıları vardır bu nedenle insan derisiyle benzerlik göstermezler, esnemedikleri için mimik hareketlerine uyum sağlayamazlar, ısı iletkenlikleri fazladır bu sebepten soğukta rahatsızlık verebilirler (41).

3.2.3.2. Akrilik Kopolimerler

Akrilik kopolimerler yumuşak ve elastik maddelerdir fakat dezavantajlarından dolayı çene yüz protezleri uygulamalarında fazla kullanılan materyaller değildir (16).

Akrilat rezinler, metil metakrilat ve plastizerlerin bir araya gelmesiyle oluşurlar (38). Plastizerler yapıya daha esnek bir materyal üretebilmek amacıyla eklenmişlerdir. Fakat zaman içerisinde yapıdan plastizerin uzaklaşması sonucu materyalin ilk özelliklerini yitirerek sert bir hale geldiği görülmüştür (16).

Diş hekimliğinde ağız içi yumuşak astar materyalleri olarak uygulanan materyaller bu gruba örnektir (16). Yumuşak akriliklerin polimerizasyonu oda sıcaklığında olabilir veya yüksek ısı gerektirebilir (42).

Avantajları:

Renk seçim olanağı fazladır, doku adezivleriyle kullanılabilirler (42), yumuşak ve elastiktirler (40).

Dezavantajları:

Yapım ve uygulamaları zordur ve renklendirilme özellikleri zayıftır, dayanıklılıkları yeterli değildir ve kenar uyumları kötüdür. Ultraviyole (UV) ışınlardan etkilenirler (16). Buhar, yüzey yapışkanlıklarını artırır, özenli temizleme gerektirirler (40).

3.2.3.3. Polivinil Klorit (PVC) ve Kopolimerleri

Vinil polimer ve kopolimerleri bir dönem çene yüz protezleri yapımında kullanılmışlardır (16, 40).

PVC ve polivinil asetat etilenin iki farklı türevidir, bu iki bileşiğin ortamda bulunan uygun bir plastizer ile tepkimeleri sonucu meydana gelirler (43, 44). PVC tadı ve kokusu olmayan şeffaf ve sert bir rezindir. Yüksek sıcaklık ve UV ışınları yapısında bozulmaya neden olur (43, 44). Polivinil asetat UV ışınlarına karşı dirençlidir. Bu materyaller ile elastomerler kıyaslandığında; esneklik, UV ışınlarından etkilenme ve yıpranma açısından elastomerlerden üstündür (16, 43).

Çene yüz protezleri yapımında en çok tercih edilen kopolimerler; plastisol ve organasol kopolimerleridir. Polivinil kloritin plastizer içerisinde homojen şekilde çözünmesiyle plastisol oluşur. Plastisolün alifatik ve aromatik hidrokarbonlar, uçucu seyrelticiler ile kombine edilmesi sonucunda da organasol oluşur (43, 44). Materyale esneklik özelliğini veren plastizerin türü ve miktarıdır. Rezin ve plastizer arasında kimyasal birleşme olmaz bu sebepten materyalin bünyesindeki plastizer zaman içerisinde vücut sıvılarının etkisiyle çözünür veya buharlaşır. Bu sebepten dolayı yapının içeriğinde bulunan plastizer zamanla azalır. Plastizerde meydana gelen bu eksiklik sonucunda materyal sertleşir ve esnekliğini yitirir (16, 44). Fiziksel özelliklerde meydana gelen bu değişiklikler materyale karşı dokularda irritasyon ile sonuçlanabilir (16).

Yapışkan yüzey yapılarından dolayı kolay kirlenirler, kenar dayanıklılıkları yeterli olmadığı için kolaylıkla yırtılabilir. UV ışınlar, peroksitler ve ozon ile temas sonucu rengini kaybederler. Zamanla yağ bezlerinden, çözücülerden ve kozmetiklerden sıvı absorbe ettiklerinden dolayı estetik görünümünü yitirirler (40).

Termoplastik materyallerdir. Polimerizasyonu için metal kalıplar ve yüksek ısı gereklidir. Yapılan protezlerin ömrü 3-6 ay civarındadır (16, 43).

3.2.3.4. Poliüretan Esaslı Elastomerler

Poliüretan elastomerler, birim molekülünde en az iki hidroksi grubu ihtiva eden bir polyol ile birim molekülünde en az 2 izosiyonat grubu ihtiva eden bir izosiyonatin katalizör eşliğinde tepkimesi sonucu oluşurlar. Yapıda varolan üretan zincirleri sebebiyle poliüretanlar olarak isimlendirilmişlerdir (40). Oluşan ürünün

fiziksel özellikleri içeriğinde bulunan izosiyonat miktarına göre değişim gösterir (16, 45).

Poliüreten esaslı materyallerin polimerizasyonu oda sıcaklığında gerçekleşir, polimerizasyon sırasında sıcaklık kontrol edilmelidir. Ayrıca materyal polimerizasyon sırasında neme maruz kalırsa ortamda oluşan CO₂ sebebiyle elastomerde pöröz oluşur. Diizosiyonat toksik bir materyal olduğu için dikkatli kullanılmalıdır. Uygulaması 100°C sıcaklıkta ve alçı kalıplar içerisinde yapılabilmektedir (38, 46).

Elastiktirler, biyolojik dokularla uyumludurlar ve alerjik reaksiyonlara sebep olmazlar. Yapıya plastizerler katılmadan; kabul edilir bir uzama yüzdesi, düşük elastisite modülü ve yüksek yırtılma gerilimine sahiptirler. Dayanıklılıkları PVC'den üstündür. Estetik bir görünüm sağlarlar. Dış ve iç renklendirilebilme özelliği mevcuttur (16, 47). Tüm bunlara rağmen bu materyal çalışma sırasında hassasiyet gerektirir ve uygulaması güçtür. UV ışınlar yapılarını etkiler. Adeziv ajanlar biyoyuumluluğunu etkiler. Kullanım süreleri 3-6 ay ile sınırlıdır (16).

Çene yüz protezleri uygulamalarında son zamanlarda kullanılan en yeni malzemelerden biri prepolimer isofoforon poliüretandır (42).

3.2.3.5. Silikon Elastomerler

Silikonlar; günümüzde çene yüz protezleri yapımında oldukça yaygın kullanılmaktadırlar (48).

Polisiloksanlar termal ve oksidatif bozunmalara epey dirençli ve kararlı bileşiklerdir. -50 °C ile +70 °C sıcaklık aralığında mekanik ve elastik özelliklerini koruyabilirler (49). Siloksanlar düşük ve yüksek sıcaklıklarda yapılarını koruyabilirler; bu termal kararlılık Si-O iskelet yapısı sayesinde gerçekleşir (50).

Karbon atomu (C) polimerlerin büyük bir kısmının ana zincirindeki temel bileşendir. Fakat bazıları ana zincirde karbon atomu yerine fosfor (P), silisyum (Si), sülfür (S) gibi başka atomlar içerebilir. Ana zincirde karbon atomu içermeyen (yan gruplarda içerebilir) polimerler inorganik polimerler olarak isimlendirilir. Silikon inorganik bir polimerdir ve ana zincirinde silisyum bulundurur (7)

Üretimi silikanın elemental silikona indirgenmesi ile başlar. Devamında çeşitli reaksiyonlar eşliğinde silikon ve metil kloritin birleşmesi sonucu dimetildiklorsiloksan meydana gelir. Daha sonra dimetildiklorsiloksanın su ile reaksiyona girmesiyle polimerler oluşur. Bu polimerler akışkanlığı polimer zincirinin uzunluğu ile belirlenen mat, beyaz, saydam sıvılardır (16).

Doldurucu ajanların ilave edilmesiyle dayanıklılık artırılır. Renk vermek amacıyla yapıya boyar maddeler eklenir. Plastik formdan lastik yapıya geçişi sağlamak için vulkanize ajanlar ve antioksidanlar kullanılır. Uzun zincirli polimerlerin farklı bölgelerinden birbirine bağlanmasıyla (çapraz bağlanma) sağlam bir iskelet yapı oluşur. Polimerlerdeki bu çapraz bağ yapısına vulkanizasyon adı verilir. Bu yapı silikonların UV ışınlardan etkilenmelerine karşı direnç sağlar (16).

Vulkanizasyon; katalizör veya çapraz bağlayıcı ajanlar ile ısı varlığında veya ısı olmadan meydana gelir. Silikon elastomerler polimerizasyon için uygulanan sıcaklığa göre ikiye ayrılır (38).

1. Yüksek ısıda polimerize olan (HTV) silikon elastomerler
2. Oda ısısında polimerize olan (RTV) silikon elastomerler

3.2.3.5.1. Yüksek Isıda Polimerize Olan (HTV) Silikon Elastomerler

İlave tip polimerizasyon tepkimesiyle çapraz bağlar kurarak polimerizasyonlarını gerçekleştirirler. HTV silikonların yapısı yan zincirlerinde %5 vinil, başlatıcı olarak diklorobenzol peroksit ve silika doldurucular içeren polidimetilvinil siloksan bileşiminden meydana gelir. Başlatıcı ajanın ısı ile ayrışması ile polimerizasyonda kullanılan serbest radikaller oluşur (51).

HTV silikonlar, iki komponente sahip platinum cure (ilave reaksiyonlu) elastomerlerdir (13, 52). Silikon elastomerin bir komponenti; katalizör görevi gören platinum, güçlendirici silika ve PDMS olan baz polimerden oluşurken ikinci komponentin içeriğinde ise çapraz bağ kurucu siloksan ve dimetilsiloksan polimeri bulunur (13, 53). Polisiloksanların ilave tip reaksiyonu ile çapraz bağlanma oluşur. 100 °C sıcaklıkta 1 saat bekletilmesiyle polimerizasyon tamamlanır (13,14). Bu şekilde gerçekleşen tepkimeler çoğunlukla ana polimer zincirlerine bağlı olan vinil gruplarına (-H=CH₂) silil hidrit (-SiH) gruplarının eklenmesiyle meydana gelir (13).

Biyouyumlu materyallerdir. Yeterli esnekliğe sahiptirler, renk stabilitelelerini korurlar ve UV ışınlar olumsuz etkilere yol açmaz fakat bu materyaller cansız ve donuk görünürler (16, 29).

Beyaz renkli, opak materyallerdir. Yırtılma gerilimleri yüksektir. HTV ile RTV elastomer karşılaştırıldığında; HTV elastomerin renklendirilmesi daha güçtür, uygulama ve şekillendirilmesi daha fazla malzeme ve zaman gerektiren, zor işlemlerdir. Polimerizasyonu için basınçlı metal kalıplar ve ısı gereklidir (16, 54). Yüzey sertliklerinin yüksek olması, opak olmaları ve iç boyamalarının zor olması, uygulamasında karmaşık aletlere gereksinim duyulması dezavantajları arasındadır

(16). RTV elastomere göre daha çok tercih edilmektedirler (47, 54). RTV silikon elastomerlere kıyasla daha dayanıklı ve translüsent bir yapıya sahiptirler (38).

3.2.3.5.2. Oda Isısında Vulkanize (RTV) Silikon Elastomerler

RTV silikonlar, yapısında hidrit iyonu ve vinil bulunduran siloksanların meydana getirdiği, katalizör olarak kloroplatinik asit içeren polimerlerdir. Katalizör çeşidinden dolayı ilave tipli silikon ölçü maddeleriyle aralarında büyük benzerlikler mevcuttur. Polimerizasyonu için alçı kalıplar gerekebilir (29, 46, 55).

Uygulamaları daha kolaydır ve kabul edilebilir fiziksel özelliklere sahiptirler (51). Tekrarlanan iç boyamalar yapılabilir (29). HTV silikonlarla kıyaslandığında da elastik bir yapıya sahiptirler. Yüksek ısı değişimlerinde fiziksel ve kimyasal özelliklerini koruyabilirler (43, 56). Elastomer ve katalizörün karıştırılması sonucunda hava kabarcıkları oluşur. Deri üzerindeki sıvılar meydana gelen bu boşluklarda toplanarak yırtılmaya sebep olur. Yırtılma boşluk ve çentiklerin bulunduğu yüzeylerde başlar ve materyal boyunca ilerler. Tamir işlemleri oldukça güçtür. Renk stabilitesini sağlamak, çekme gerilimini artırmak için silika doldurucular elastomere eklenebilir (38). HTV silikonlara kıyasla dayanıklılıkları daha düşüktür (29).

3.2.4. Polimerler

3.2.4.1. Kimyasal Yapısı

Polimer kelime olarak Poly ve Mer sözcüklerinin birleşimiyle meydana gelir. Poly çok demektir, Mer ise ünite anlamına gelir ve polimer “çoklu ünite” anlamı taşır (57).

Monomer polimeri oluşturan en küçük yapı taşlarıdır. Polimer molekülleri eş veya farklı monomer birimlerinin bir araya gelmesiyle oluşabilir. Eğer polimer iki farklı monomerin birleşimiyle meydana geliyorsa “kopolimer” denilir. Metil metakrilat ve etil metakrilat kopolimerlere örnek olarak verilebilir. Üç farklı monomerden oluşuyorsa “terpolimer” olarak isimlendirilmektedir. Örnek olarak metil-etil-propil verilebilir (37, 58).

3.2.4.2. Molekül Ağırlığı

Bir polimerin moleküler ağırlığı, yapısını oluşturan ‘mer’ birimlerinin moleküler ağırlıklarının toplamına eşittir (58).

Polimerin molekül ağırlığının materyalin fiziksel özelliklerine etkileri vardır. Molekül ağırlığının artmasıyla materyalin yumuşama ve erime noktası yükselir. Aynı kimyasal yapıya sahip olmasalar dahi molekül ağırlığı yüksek ve düşük olan polimerlerin fiziksel özellikleri birbirinden farklıdır (51, 59).

3.2.4.3. İskelet Yapıları

Polimerlerde 3 tip temel yapı bulunur (46).

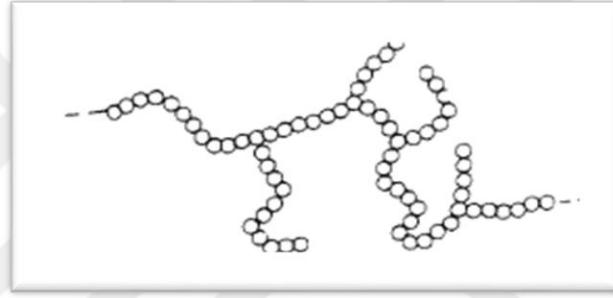
1. Doğrusal (lineer-çizgisel) polimerler
2. Dallanmış polimerler
3. Çapraz bağlı polimerler

Doğrusal polimerler; primer zincirinde herhangi bir yan dal veya zincir içermeyen yapılardır (şekil 3.1).



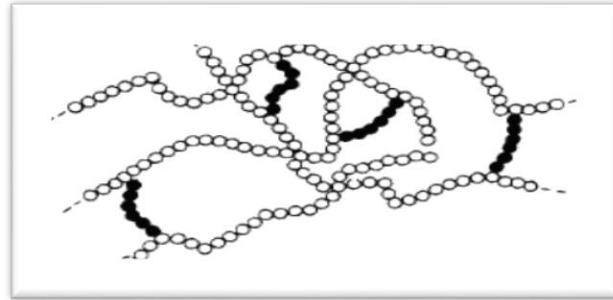
Şekil 3.1 Doğrusal polimer (58)

Primer zincirinde bağlanan yan dallar veya yan zincirler bulunan yapılara dallanmış polimer denilir (şekil 3.2). Polimer yapısında bulunan bu yan dalların boyutları ve sayıları ile karakterize edilir (58).



Şekil3. 2 Dallanmış polimer (58)

Polimeri oluşturan zincirler aralarında bağ kurarak üç boyutlu bir bileşik meydana getirmeleriyle çapraz bağlı polimerler oluşur (58). (şekil 3.3)



Şekil 3.3 Çapraz bağlı polimer (58)

3.2.4.4. Polimerizasyon

Monomer ünitelerinin polimerizasyon diye adlandırılan bir tepkimeyle meydana gelen daha yüksek molekül ağırlıklı bileşiklere polimer ismi verilir. Polimerizasyon reaksiyonu birbirini takip eden birçok mekanizmayla oluşmaktadır. En çok ilave tip ve kondanse tip polimerizasyon mekanizmaları ile polimerler oluşmaktadır (46).

3.2.4.4.1. İlave Tip Polimerizasyon

İlave tip polimerizasyon, monomerle yeniden polimerize olabilecek reaktif grupların meydana gelmesi ile karakterize bir reaksiyon tipidir. Ortamda bulunan monomer tükeninceye kadar durmaksızın devam eder. Basit bir uygulaması vardır. Fakat tepkimenin kontrol edilebilmesi zordur (59).

İlave tip polimerizasyon reaksiyonunda reaktif grup, serbest köklü veya iyonik olabilir. Diş hekimliğinde kullanılan polimerlerin tepkimeleri serbest köklü ilave tip polimerizasyon şeklindedir. Serbest kökler, reaktif gruplardan meydana gelir, bu gruplara başlatıcı denilir. Başlatıcılar, bölünerek her bir tanesi çift bağ içeren iki reaktif grup meydana getirirler. Bunlar oldukça zayıf bir bağ içeren ve parçalandıkları zaman birer reaktif elektrona sahip iki grup meydana getiren moleküllerdir (60).

Kondanse tip polimerizasyon ile karşılaştırıldığında, ilave tip polimerizasyon reaksiyonu sonucunda daha büyük moleküller oluşur. İlave tip polimerizasyon reaksiyonunda bileşikte değişim oluşmaz. Makromoleküller, polimerle eş kimyasal yapısı bulunan ve bileşiminin yapısında değişime neden olmayan monomerlerden oluşmaktadır (61).

İlave tipte çapraz bağlanan silikon elastomerlere diş hekimliğinde kullanılan malzemeler arasından sabit protez ölçü alımında kullanılan silikon ölçü maddeleri örnek verilebilir. Doldurucu miktarları ve çapraz bağ yoğunlukları yüksektir. Bu yüzden elastik özellikleri sınırlıdır. İlave tip reaksiyon sonucunda hidrojen gazı açığa çıkmaktadır. Teorik olarak bu durumun boyutsal değişime sebep olduğu bildirilmiş olsa da bu fark pratikte ihmal edilebilecek düzeydedir. Yüz protezleri yapımında kullanılan silikon elastomerlerin büyük bir kısmı ilave tip reaksiyon ile çapraz bağlanırlar (57).

3.2.4.4.2. Kondenzasyon Tip Polimerizasyon

En az iki molekülün kimyasal bir tepkimenin ardından daha büyük bir makromolekül oluşturmaya kondanse tip reaksiyon denilir. İlave tip polimerizasyon reaksiyonundan farklı olarak, ana bileşimin aynı moleküllerden oluşmaması ve tepkimenin sonunda ana ürün ile birlikte alkol, su, halojen asitleri ve amonyak gibi yan ürünler oluşmasıdır (51).

Tepkimeler çok yavaş gerçekleşme eğilimindedir ve uygun uzunlukta polimer meydana getirmezler bu sebepten dolayı günümüzde protetik uygulamalarda ve diğer dental işlemlerde tercih edilmemektedirler (51). Materyalin özelliklerine olan etkisinden dolayı polimer zincir uzunluğu önemlidir (62).

İki kısımdan oluşan sistemlerde kondenzasyon tip polimerizasyon tercih edilir. Alkoksisilan ve hidroksi grubuyla sonlanmış polimer ayrı ayrı bulunur ve birbirleriyle karıştırıldığında çapraz bağlanma tepkimesi başlar. Tepkimenin idamesi için havadaki neme gerek duyulmaz. Organotin (kalay) tuzları çoğu zaman katalizör olarak kullanılır. Fakat organotin, yüksek sıcaklıkta materyalin

stabilitesinde bozulmaya yol açar. Tepkime sonunda yan ürün olarak alkol oluşur ve vulkanizasyon sonrası %0.5-1 arasında boyutsal değişim meydana gelir. Yüksek hassasiyetle çalışılması gereken işlerde kullanılması sakıncalıdır (55, 57, 63, 64).

3.2.5. Polimerlerin Sınıflandırılması

Polimerler temel olarak 3 gruba ayrılırlar (64).

1. Termoplastikler

- Kristalin

- Amorf

2. Elastomerler

3. Termosetler

3.2.5.1. Termoplastikler

Termoplastikler, genel olarak plastikler olarak da bilinirler. Düz zincirli ve dallanmış yapılı polimerlerdir (65). Isıyla birlikte yapılarında yumuşama meydana gelir. Kolay kalıplanabilme özellikleri neticesinde sanayide sıklıkla tercih edilirler. Termoplastikler sıvı halden katı hale geçerken çoğu zaman kristalizasyon göstermezler. Kristalize olabilenler de yarı kristalin yarı amorf forma dönüşürler (58, 59). Bu tür polimerlerin erime ısıları, kristalleşme safhaları (T_m) ile karakterizedir. Termoplastiklerin çoğunun tamamen amorf bir yapısı vardır; bu yüzden ısı işlem uygulansa dahi kristalizasyon gösteremezler. Semi-kristalin polimerler (yarı amorf yarı kristalin polimerler) ve amorf polimerler camsı geçiş ısı (T_g) ile karakterizedir. Bir polimerin sert camsı fazdan yumuşak lastiğimsi faza geçmeye başladığı ısı camsı geçiş ısı olarak adlandırılır. T_g ısı durumunda polimer zincirleri bulundukları yerde hareketsiz kalırlar ve hareket edemezler. (65).

3.2.5.2. Elastomerler

Çapraz bağlar içeren lastiğimsi polimerlere elastomer denilir. Kuvvet altında uzayabilirler ve uygulanan kuvvet kaldırıldığında eski boyutlarına geri dönebilirler (65, 66). Bu özelliklerini düşük yoğunluklu çapraz bağlı ağ yapısından alırlar (58). Lastiksi polimerin kuvvet altında deformasyona uğradığı bilinmektedir, fakat materyalin daimi deformasyona uğramasına yapısında bulunan çapraz bağlar engel olur. Elastomer kuvvet altındaki bir yay gibi uygulanan kuvvet ortadan kaldırılınca eski pozisyonuna döner. Lastik sözcüğü; genellikle elastomer yerine kullanılsa da yapısında çapraz bağ içermeyen lastiksi polimerler için kullanılması daha doğru olacaktır (64).

3.2.5.3. Termosetler

Termosetler; ağ konfigürasyonlu iskelet yapılarında yüksek derecede çapraz bağ içeren rijit materyallerdir. Yüksek çapraz bağlar tarafından zincirin hareket etmesi engellenir. Elastomerler gibi ısı ile formları değişmez fakat degradasyona uğrayabilirler (64, 65).

3.2.6. Silikon Elastomerlerde Fiziksel ve Kimyasal Yapı

20. yüzyıldan itibaren poli dimetil siloksan (PDMS) formundaki silikonların kullanım alanları ve uygulamaları artmıştır. Silikonların yarı organik moleküler yapısının kattığı fiziksel ve kimyasal özellikler sayesinde bünyesinde hem adeziv hem anti adeziv özellikler barındırırlar (66).

Si-O-Si bağ açısının geniş ve atomlar arası mesafenin çok fazla olması yapıya hareketlilik ve ekstra esneklik sağlar. Oksijen atomlarındaki

elektronegatiflik sayesinde mevcut silikon bağları belirli miktar polarizasyona sahip olur böylelikle “Si-O” bağ enerjisi yükselir (65). Metil grubuyla aynı tarafta bulunan gruplar kutupsuz ve sıralı bir dizilim gösterirler. Moleküler düzeydeki bu kutupsuzluk hali oldukça zayıf, inert bir intra moleküler çekim kuvvetine sebep olur. Metil grupları dışa dönük durumda olduklarında silikona hidrofobiklik ve gelişmiş yüzey özellikleri sağlarlar (52).

Silikonun diğer organik moleküllere kıyasla kimyasal dayanıklılık açısından daha iyi termal ve oksidatif kararlılığa sahip olduğu bildirilmiştir, ancak ortamda asit ve baz katalizörleri bulunduğunda hidrolize olmaya eğilimli oldukları da bilinmektedir (64).

Ana zincirde bulunan metil gruplarına hidrojen, hidroksil, vinil, fenil, alkoksi, floralkil, polietilen glikol gibi grupların ilavesiyle silikonun termal stabilitesi, hidrofobikliği, reaktivitesi, yüzey enerjisi ve diğer özellikleri arzu edilen biçimde değiştirilebilir (65).

3.2.7. Çene Yüz Protezlerinde Mikrobiyoloji

İnsan cildinde hassas bir simbiyotik denge mevcuttur. Uygulanan yüz protezler sonrasında oluşan sürtünme, basınç, ısı veya elastomerin üzerindeki mikrobiyal yaşam formlarından dolayı bu denge bozulabilir ve dermatitlere neden olabilir (67). Yüz protezleri cilt ile doğrudan temastadır, mikroorganizmaların üremesi için elverişli sıcaklık, nem, ter bezlerinden gelen sekresyonlar, sebumdan kalan tuzlar sebebiyle oluşan uygun ortamda mikroorganizmalar rahatlıkla çoğalabilir (68). Üst çeneyi veya orta yüz bölgesini de içeren kombine defektlerde protez; tükürük ve mukus gibi vücut sekresyonlarına fazlasıyla maruz kalmaktadır. Bu şartlar altında çevre dokuların iltihabı veya iritasyonu, protez yüzeyinin

bozulması görülebilir (69, 70). Hastalara geleneksel olarak protezlerini su ile temizlemeleri söylenmektedir, fakat yapılan bazı çalışmalar göstermiştir ki protez ne kadar yıkanmış olsa da protezdeki bakteri kolonizasyonu devam etmektedir (70). Fakat su ile temas sonrasında protezin su emmesi sonucu fiziksel özelliklerinde ve renginde bozulmalar meydana gelebilir (53). Bu sorunun üstesinden gelebilmek için; benzen, ksilen, klorheksidin glukonat gibi çözücüler ve mikrodalga sterilizasyonu ile dezenfeksiyon yöntemleri geliştirilmiştir fakat bu yöntemlerin de epitezin renginde bozulmalara sebep olduğu bilinmektedir (71, 72).

İnsan florasında bulunan en önemli fırsatçı mikroorganizmaların başında *candida albicans* gelmektedir ve protez stomatitlerinin başlıca sebebi olarak kabul edilmektedir (73, 74). Nem, vücut sıcaklığı, sekresyonlardan gelen besinler silikon yüzeyinde mantarların çoğalmasına neden olur (68). Yüz bölgesindeki cildin pH değeri 4.0 ve 4.9 arasındadır ve bu asidik ortamda *C.albicans* gelişimi için uygundur (75). Ayrıca bu pH değeri protez yüzeyinde bozulmalara, pürüzlülüğün artmasına neden olur böylelikle protez yüzeyi mikroorganizmalara daha duyarlı hale gelir ve hasta için enfeksiyon riski oluşturur (76).

Çeşitli çalışmalar göstermiştir ki streptokok türleri de erken kolonize olabilmektedir. Diş çürükleri veya nazal protezler sonucunda stafilokok aureus bakterisinin kana karışması endokardit gibi ciddi komplikasyonlarla sonuçlanabilmektedir (77, 78).

Staphylococcus epidermidis insan derisinin florasında en yaygın bulunan bakterilerin başında yer alır (79). Buna karşın yabancı cisim reaksiyonları ve hastane enfeksiyonlarının birçoğunun etmeni olarak görülmektedir. İzole suşlarında

yapılan incelemelerde de antibiyotik direncinin oldukça sık görüldüğü belirtilmiştir (80, 81).

Oküler enfeksiyonların en sık etmenleri *S. epidermidis*, *S. Aureus* ve *P. aeruginosa* mikroorganizmalarıdır (82, 83).

3.2.8. Diş Hekimliğinde Nanoteknoloji

Çeşitli fiziksel ve kimyasal yöntemler kullanılarak 0.1 ile 100 nanometre ebatları arasında fonksiyonel yapı ve materyallerin molekül mühendisliği ile üretimi nano teknolojiyi tanımlar (84).

Nanoteknoloji kavramından ilk kez 1959 yılında Dr. R. Philips Feynman tarafından bahsedilmiştir ve zamanla gelişen bu teknoloji birçok farklı alanda çeşitli kullanım yerlerine sahip olmuştur. Nanoteknolojinin ilerlemesine partiküllerin nano ölçeklerde gözlemlenebilmesine olanak sağlayan; Geçirimli Elektron Mikroskobu (TEM), Taramalı Tünelleme Mikroskobu (STM) ve Atomik Kuvvet Mikroskobu (AFM) görüntüleme tekniklerinin geliştirilerek kullanılmasının büyük katkısı olmuştur (85).

Nanopartiküller, materyalin moleküler özellikleriyle aynı olmayan yeni özelliklere sahiptirler. Nanopartiküllerin yüzey alanları total hacimlerine kıyasla kütsel materyallerden çok daha fazladır. Geniş yüzey alanı nanopartiküllerin ve elementlerin aralarındaki etkileşim miktarını değiştirir. Nanoparçacıklarda çevremizdeki nesneler için kabul gören fiziksel ve kimyasal yasalar geçerli değildir. Nanoparçacıkların daha büyük boyuttaki maddelere kıyasla oldukça farklı elektriksel, mekanik, manyetik ve optik özelliklere sahip oldukları belirtilmiştir (86).

Sağlık alanında nanoteknolojinin; biyomateryallerin oluşturulması, *in vitro* tanı, *in vivo* görüntüleme, aktif implant yüzeyleri oluşturulması, ilaç taşıma sistemleri ve hastalıkların teşhis ve tedavisi gibi oldukça geniş bir kullanım alanı mevcuttur (87). Günümüzde yapılan son çalışmalarla birlikte nanopartiküller mikrobiyoloji alanında da kullanılmaya başlanmıştır. Yapılan araştırmalar göstermiştir ki nanopartiküller birçok bakteri türü ve çeşitli hücre türlerine antimikrobiyal etkinlik göstermektedir. Nanopartiküllerin enfeksiyon alanındaki kullanımı antibiyotik dirençli bakteriler üzerinde de etkili olması sebebiyle büyük önem kazanmıştır (88).

Hastalıkların teşhis ve tedavisinde kullanmak amacıyla nanopartiküller, nano kabuklar, nano cihazlar, nano küreler, quantum dotlar, paramanyetik nanopartiküller, metal nanopartiküller, karbon nanotüpler geliştirilmektedir (88).

Metal nanopartiküllerin avantajları; ebatlarına oranla yüzey alanlarının geniş olması, maliyetlerinin yüksek olmaması, uygulamalarının kolay olması ve kararlı bir yapıya sahip olmalarıdır (89).

Metal oksit nanopartiküllerinin antimikrobiyal etkinliklerinin de oldukları belirtilmiştir. Yapılan çalışmalar göstermiştir ki; enfeksiyona sebep olan ajanlar içinde en büyük etki gümüş (Ag) ve fotokatalist özelliğinin çok iyi olduğunu bildiğimiz titanyum dioksit (TiO₂) nanopartikülleri tarafından oluşturulmuştur (88).

Diş hekimliğinde nanopartiküller, lokal anestezi, ortodontik tedaviler, kalıcı aşırı duyarlılık kürleri, ağız sağlığı bakımı, yapay diş ve kemiklerin oluşturulması, ilaç verme yöntemleri ve doku mühendisliği gibi çeşitli alanlarda gelişmeler sağlamaktadır (90).

Diş hekimliğinde kullanılan nano teknoloji uygulamaları şöyledir (90):

- ✓ Nanokompozitler, nanobond ve nanosolüsyonlar,
- ✓ Nanoteknolojilerin desteklediği tükürük teşhisi,
- ✓ Ölçü malzemeleri için nanoteknoloji,
- ✓ Cam iyonomer simanların geliştirilmeleri,
- ✓ Nanokompozit protez dişleri,
- ✓ Nano kemik fiberler,
- ✓ Nano seramik teknolojisi,
- ✓ Dental dayanıklılık ve kozmetik,
- ✓ Kaplama ajanları,
- ✓ Antimikrobiyal ajan olarak,
- ✓ Nanopartiküller periodontoloji için lazer plazma uygulaması, implantlar, nano iğneler, nano kemik değiştirme malzemeleri,
- ✓ Nanoteknoloji bazlı kök ucu sızdırmazlık maddesi geliştirmek amacıyla kullanılmaktadırlar.

3.2.8.1. Titanyum Dioksit (TiO₂) Nanopartikülünün Genel Özellikleri

En çok bilinen titanyum bileşiği TiO₂'dir. TiO₂ nanopartikülleri yanıcı özellik göstermeyen, tatsız, kokusuz beyaz toz formundadır; rutil ve anataz gibi doğal formlarda da bulunabilir. TiO₂ nano partikülleri insan ve hayvanlar için toksik etkilerinin olmadığı bilinmektedir ayrıca gelişmiş fotokatalitik etki ve inert bir kimyasal yapıya sahiptir (88, 91). UV bölgede absorpsiyon yapan TiO₂'in absorpsiyon spektrumu incelendiğinde içeriğindeki kristal yapı dolayısıyla güneş ışığının % 5'i civarını absorbe ettiği görülmüştür (92).

TiO₂ nanopartiküllerinin yüksek foto katalitik özellikleri üretiminin ucuz ve kolay olması, fiziksel ve kimyasal kararlılığı, optik ve elektronik nicelikleri gibi olumlu özellikleri TiO₂'nin daha çok tercih edilen bir partikül olmasını sağlamıştır (92).

Günümüzde TiO₂; kozmetik ürünler, gıda boyaları, ilaç sektörü gibi birçok alanda kullanılmaktadır (88).

Diş hekimliğinde TiO₂ nanopartikülleri; dental materyallere ilave edilerek, mekanik özellikleri geliştirmek ve antibakteriyel özelliğinden faydalanmak amacıyla kullanılmıştır. TiO₂ nanopartikülleri eklenen dental materyallerde antibakteriyel etkinlik görüldüğü, eğilme dayanımı ve yüzey sertliğini geliştirdiği ayrıca TiO₂ nanopartikül ilavesinin bağlanma dayanımında bir değişim oluşturmadığı belirtilmiştir (93).

3.2.8.2. Silikon Dioksit (SiO₂) Nanopartikülünün Genel Özellikleri

SiO₂ diğer metal oksitlerle bir arada veya tek başına bulunabilen ve yer kabuğunda en fazla bulunan bileşiklerdendir. Isıya dayanıklıdır ve düşük termal genleşme katsayısına sahiptir, kimyasal ajanlara karşı dirençlidir. Mohs skalasına göre sertlik değeri 7'dir. Özkütlesi 2.65-2.70 gr/cm³'dür. Bu özellikleri sebebiyle aşınma dirençleri çok yüksektir. Sıklıkla kompozit rezin ve elastomer gibi dental materyallere doldurucu olarak ilave edilmektedirler (94).

SiO₂ ilavesinin, materyalin termal ve mekanik özelliklerinde değişime sebep olduğu bilinmektedir. SiO₂ ilavesinin eğilme dayanımı, darbe dayanımı ve yüzey sertliğini artırdığı bilinmektedir (95).

Kırılma tokluğunun artışı için de düşük konsantrasyonda SiO₂ eklenmesi gerektiği belirtilmiştir. İçerik oranının artışı 'aglomerasyon' oluşturduğu

bilinmektedir, bu sebepten dolayı kırılma tokluğu azalarak kırığın ilerlemesine yol açtığı belirtilmiştir (95). Ayrıca yüzeyine işlem uygulanmış silanın sertliği değiştirmedigi fakat eğilme dayanımını artırdığı belirtilmiştir (96).

Son yıllarda yapılan bir araştırmada; silika nanopartikülünün ilavesi PMMA'nın eğilme dayanımına olumlu etkisinin bulunduğu bildirilmiştir (97).

3.2.8.3. Çinkooksit (ZnO) Nanopartikülünün Genel Özellikleri

ZnO nanopartiküller, oda sıcaklığında 3.37 eV genişlikte bant boşluğuna ve 60 meV bağlanma enerjisine sahip, tetrahedral bağlanma konfigürasyonu olan yarı iletken partiküllerdir (98). ZnO'nun kübik çinko sülfür (ZnS), altıgen, kaya tuzu ve wurtzite olmak üzere üç farklı şekilde kristal yapısı bulunabilir (99).

Temel olarak; antibakteriyel, antifungal, antiviral, UV filtreleme, yara iyileşmesi mükemmel kararlılık, yüksek fotokimyasal ve katalitik aktivite, biyouyumluluk ve düşük maliyetli olması gibi olumlu özellikleri sayesinde araştırmalarda sıklıkla kullanılan bir materyal olmuştur (99-102). Güneş koruyucu kozmetik ürünlerde UV filtreleme özelliklerinden dolayı yaygın olarak tercih edilmektedir. FDA (Food and Drug Administration), ZnO'nun genellikle güvenli bir metal oksit olduğunu bildirmiştir (103).

ZnO nanopartiküller; kozmetik, elektronik, çevre koruma, sensör, iletişim, biyoloji ve tıbbi endüstri gibi farklı endüstrilerde tercih edilmektedir. Bununla birlikte ZnO nanopartikülleri nanotip, biyolojik etiketleme ve algılama, ilaç dağıtımı, gen dağıtımı gibi çeşitli biyolojik alanlarda da kullanılmaktadır (104-106).

Ayrıca ZnO nanopartiküllerin büyük boyutlu materyallere kıyasla daha fazla yüzey alanı bulunmaktadır; bu özelliklerinden yararlanılarak su kaynaklarında

var olan kükürt, arsenik gibi toksik maddelerin giderilmesi amacıyla da kullanılmaktadır. Atmosferik kirleticilerin ayrıştırılması amacıyla da alternatif bir yöntem olarak kullanılabilecekleri belirtilmiştir (107).

ZnO partiküllerinin; hidroksil ve oksijen radikalleri ve H₂O₂ seviyelerini artırarak antibakteriyel etkinlik sağladığı düşünülmektedir (108).

ZnO nanopartiküllerin disk difüzyon yöntemi ile *Staphylococcus aureus*, *E. Coli*, *B. subtilis*, *Listeria monocytogenes*, *Salmonella* gibi çeşitli patojenlere karşı antimikrobiyal aktiviteleri bildirilmiştir (109).

3.2.9. Silikon Elastomerin Mekanik Özellikleri ve Mekanik Dayanım Test Metodları

Çene-yüz protezleri uygulamalarında kullanılan silikon elastomerler, kenar bölgeler için yüksek çekme ve yırtılma dayanımına, kullanıldığı bölgenin doku yapısına yakın yüzey sertlik değerine ve ideal bir elastik modüle sahip olmalıdır. Mekanik özelliklerine ek olarak silikon elastomerin viskozitesi de başarılı bir protez yapmak için önemlidir. Viskozitesi renklendirmeyi, çalışılabilirliği ve silikonun kalıplanabilmesini kolaylaştıracak seviyede olmalıdır (53, 110). Gerilim zorlama eğrisinin doğrusal olmaması; materyalin alçak ve yüklemelerdeki vereceği tepkinin farklı olduğu anlamına gelmektedir (37).

Silikon elastomerlerinin kimyasal ve fiziksel özellikleri genel olarak yapılarında bulunan çapraz bağlara veya elastomer içeriğindeki dolgu maddelerinin konsantrasyonuna ve tipine göre değişkenlik gösterir. Ayrıca ilave edilen diğer bileşenler, termal başlatıcılar, polimerizasyon ısısı ve süresi gibi çeşitli etmenlerin de silikon elastomerin dayanıklılığına ve kullanım süresi üzerine etkili olduğu bilinmektedir (94).

Diş hekimliğinde kullanılan materyaller kullanım süresince veya üretim aşamasında meydana gelen kuvvetlere karşı yeterli dayanıklılığa sahip olmalıdır. Bu sebepten ötürü mekanik özellikler materyalin yük altındaki davranışını belirlemede büyük önem taşımaktadır. Materyalin kullanım süresini belirlenmesinde birçok mekanik özelliğin bir arada değerlendirilmesi gereklidir. Kuvvet, gerilim (stres), katılık (tokluk), zorlama (strain), sertlik, sürtünme gibi nicelikler materyalin mekanik özelliklerini belirleyen bazı terimlerdir (37).

3.2.9.1. Gerilim (stress)

Materyale bir kuvvet uygulandığında, materyal uygulanan bu kuvvete karşı direnç gösterir ve kuvvet bir alanda dağılım gösterir. Bölgeye uygulanan kuvvetin alana oranı gerilim değerini verir. Birimi megapascal veya N / mm²'dir (57).

$$\text{Gerilim} = \text{Kuvvet} / \text{Alan}$$

$$S = F/A$$

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

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

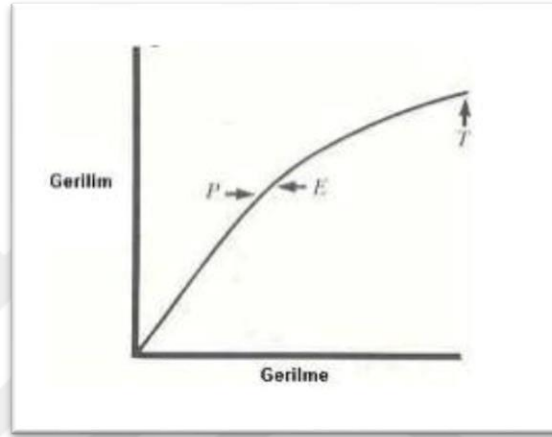
$$(1 \text{ MPa} = 1 \text{ N} / \text{mm}^2 = 10.197 \text{ kg/cm}^2)$$

Materyale kuvvet uygulandığında kuvvetin uygulanış şekline göre 3 farklı gerilim oluşabilir. Bunlar; sıkıştırma gerilimi-basma gerilimi (compressive stress), makaslama-kayma gerilimi (shear stress) ve çekme-uzama gerilimidir (tensile stress). Materyalde oluşan gerilim materyalin dayanıklılığını aşıyorsa, hasar meydana getirir. Bu sebepten materyalin dayanıklılık değerleri önem arz etmektedir (37, 51, 57).

3.2.9.2. Gerilme (Strain)

Materyale uygulanan kuvvet neticesinde materyalin boyutlarındaki değişim miktarına ‘gerilme’ denir. Tüm materyaller kendisine uygulanan kuvvetler sonucunda belli bir deformasyona uğrar. Gerilim ya da zorlama, bir ölçü birimi değildir. Gerilim, aşağıdaki formül ile hesaplanır (37).

$$\text{Gerilim} = \text{Deformasyon miktarı (Son Boyut-İlk Boyut) / İlk Boyut}$$



Şekil 3.4 Gerilim-Gerilme Grafiği

Gerilim-gerilme grafiğinde işaretli olan P noktasına kadar gerilme ve gerilim arasında doğrusal bir ilişki görülmektedir. Gerilimdeki artışın devam etmesiyle gerilmede büyük miktarlarda orantısız bir artış meydana gelir ve T noktasında materyal kırılır. T noktasına denk gelen gerilime “kırma gerilimi” denilir (55).

Materyale çekme (germe) testi uygulanıyorsa “çekme gerilimi”, sıkışma testine tabi tutuluyorsa “sıkışma gerilimi” olarak isimlendirilen değerler hesaplanmış olur (55).

Gerilme ve gerilimin orantılı artış gösterdiği en yüksek gerilim değeri (P) “oranlılık sınırı” olarak hesaplanır. E noktası ise “elastik sınırı (deformasyon sınırı)” dır. Materyale uygulanan kuvvetlerin kaldırılmasının ardından tekrar eski

boyutuna döndüğü en yüksek gerilim “elastik sınır” olarak değerlendirilir. Bu sınır materyalin kalıcı deformasyona uğramadan dayandığı maksimum gerilimdir (51, 58).

3.2.9.3. Elastikiyet Modülü

Elastikiyet modülü gerilim-gerilme eğrisinin çizgisel kısmı ile gösterilir. Hesaplanması aşağıdaki formül ile yapılır (111).

$$\text{Elastiklik Modülü} = \text{Gerilim} / \text{Gerilme}$$

Elastikiyet modülü rijiditeyi belirlemeye yarayan bir niceliktir. Yüksek elastikiyet modülüne sahip materyaller daha rijittir ve gerilim/gerilme grafiğinde dik bir eğim gösterirler. Düşük elastikiyet modülüne sahip materyaller ise bükülebilir materyallerdir ve gerilim/gerilme grafiğinde daha düşük bir eğime sahiptirler (111).

3.2.9.4. Dinamik Modülüs

Materyalin statik özellikleri dinamik koşullar altındaki davranışları hakkında yeterli bilgi veremez. Statik testlerde devamlı ve yavaş yüklemeler uygulanırken dinamik testler de darbe tarzındaki ve periyodik (sıklık) aşırı yüklemeler uygulanır (58).

3.2.9.5. Oranlılık Sınırı ve Deformasyon Sınırı

Materyalin elastikiyetinin zarar görerek kalıcı deformasyonun başladığı andaki gerilim değerine oranlılık ve deformasyon sınırı denilmektedir. Oransallığın bozulduğu ilk an oranlılık sınırı olarak bilinmektedir, deformasyon sınırı ise oransallığın bozulup kalıcı deformasyonun başladığı ilk andır. Oransal sınırın değeri deformasyon sınırı değerine çok yakın ama daha azdır (57, 58).

3.2.9.6. Yield Noktası

Bir cisme uygulanan kuvvetin etkisiyle materyalde plastik davranışının ortaya çıktığı gerilim değerine yield noktası denilir. Materyale uygulanan kuvvet kaldırıldığında da materyal eski haline dönemez, bu noktadan sonra materyalde plastik deformasyon başlamış olur (58).

3.2.9.7. Uzama Yüzdesi

Materyal sıkışma veya çekme gerilimine maruz kaldığında, ilk boyutuna oranla meydana gelen değişim miktarının yüzde olarak ifadesidir (55).

$$Uzama\ yüzdesi = Uzama\ Miktarı / İlk\ Uzunluk \times 100$$

Uzama yüzdesi protezin mimik hareketleri sırasında esneme sağlayabilmesi için önemlidir. İdeal bir çene yüz protezinin yüksek uzama yüzdesine sahip olması istenmektedir. İdeal uzama yüzdesi Lewis ve Castleberry (1980) tarafından % 400-800 arası olarak açıklanmıştır (3).

3.2.9.8. Katılık, Tokluk

Materyalin koparılması için gerekli enerji miktarı olarak ifade edilir (57, 58).

3.2.9.9. Sertlik

Sertlik bir cismin delici kuvvetlere karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanmaktadır (57). Bir materyalin sert olarak tanımlanması için sert bir materyalin çizmesine ve delmesine karşı direnç göstermesi gerekmektedir (3, 58). Yüzey sertliğinin ölçülmesindeki yöntemler; Vickers, Rockwell, Brinnell, Knoop, Borcol ve Shore A'dır (58). Sertlik testleri materyalden materyale farklılık gösterir. Yumuşak malzemeler ve sert malzemeler için farklı test metotlarının kullanılması gerekmektedir (57). Sertlik malzemenin kullanım esnasında çizilmelere karşı

gösterdiği direnç olarak da değerlendirilebilir. Sertlik; bitim aşamasında, polisaj işlemlerinde dolayısıyla da materyalin estetik özellikleri üzerinde fazlasıyla etkilidir (37).

Çene yüz protezlerinde kullanılan silikonların, kauçukların yumuşak astar materyallerinin ve lastiklerin sertlik ölçümlerinde Shore A testi kullanılır. Shore A testi dışındaki hiçbir sertlik testi elastomer ve kauçukların ölçümünde kullanılamaz; çünkü test için cismin üzerine gelen yük kaldırıldığında cismin üzerinde oluşturulan çentik ortadan kalktığı için doğru ölçüm yapılamaz (37, 57). Durometre üzerinde 0 ile 100 arasında değer skalası vardır. Çentik oluşturan delici ucun materyalin içine gömülme miktarına göre değer vermesi yöntemiyle çalışır. Delici ucun cisme tamamen gömüldüğü durumlarda değer sıfır olmaktadır, hiç gömülme gerçekleşmezse Shore A değeri 100 olarak gösterilmektedir (22, 57).

Kauçuk viskoelastik bir materyaldir bu yüzden delici uç sürekli materyale gömülecek ve durometrede bir değer okumak çok zor olacaktır. Bu tür materyaller için yaygın olarak kullanılan yöntem delici ucun materyalin üzerine sert ve hızlı bir şekilde bastırılması ve durometredeki maksimum değerın kaydedilmesi şeklindedir (37, 57).

Çalışmanın amacı; çene yüz protezlerinde kullanılan silikon elastomere ağırlıkça % 2 oranında nano TiO_2 , SiO_2 ve ZnO partikülleri ilave ederek silikon elastomerin mekanik özelliklerini geliştirmek ve silikon elastomere antimikrobiyal özellik kazandırmaktır.

Bu çalışmanın boş hipotezleri aşağıdaki gibidir;

h_{01} : nanopartikül ilavesi, silikon elastomerin mekanik özelliklerinde bir farklılık oluşturmaz,

h_{02} : İlave edilen nanopartiküller silikon elastomere antimikrobiyal özellik kazandırmaz.



4. GEREÇ ve YÖNTEM

Çalışmamızda çene yüz protezleri uygulamalarında ve araştırmalarında sıklıkla tercih edilen M511 Platinum Silicone (Technovent Ltd., İngiltere) marka HTV tip silikon elastomer kullanıldı. Çinkooksit (ZnO), Titanyumdioksit (TiO₂) ve Silikondioksit (SiO₂) nanopartikülleri ağırlıkça %2 oranında silikon elastomere ilave edildi.

Gruplardaki örnek sayısını belirlemek için benzer çalışmalar esas alınarak G*Power 3 (Faul, Erdfelder, Lang, & Buchner, 2007) programı yardımı ile power analiz (güç analizi) uygulaması yapıldı. Yapılan analizde size d (etki boyutu) 0.600 ve SD:0.4 alındığında power: 0.80 ve a:0.05 için mekanik testler için her grupta en az 11 örnek (n=11), mikrobiyolojik testler için her grupta en az 12 (n=12) bulunmasına karar verildi.

4.1. Silikon Örneklerin Hazırlanması

Bu çalışmada kullanılan silikon elastomer ısı ile polimerize olan HTV tip silikondur. Silikon elastomer; Part A base, Part B katalizör kısmı olmak üzere iki komponentten oluşmaktadır (Şekil 4.1) . Üretici firmanın önerileri 10 birim base, 1 birim katalizör olması gerektiği yönündedir.

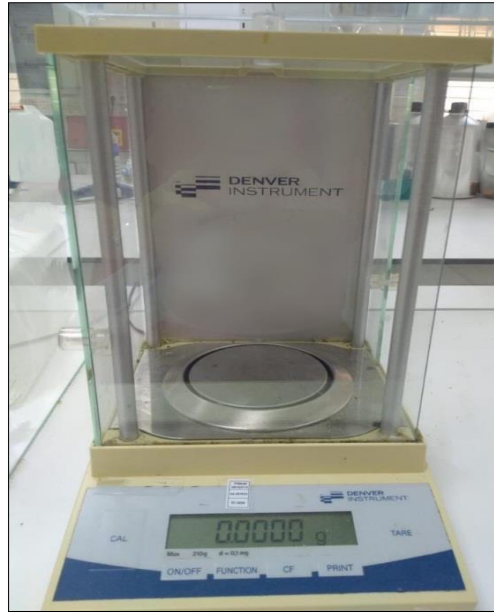
Silikon elastomer hazırlanırken şu adımlar izlendi;

- ✓ Silikon elastomerden base kısmından alınan miktar hassas tartı (Denver Instrument GmbH, Göttingen, Almanya) kullanılarak ağırlığı tespit edildi.

- ✓ Ölçülen ağırlığın % 2 si hesaplanarak ulaşılan sonuç doğrultusunda ilave edilmek istenen nanopartikül miktarı hesaplanarak, hassas tartı ile ölçülen oran silikona eklendi (Şekil 4.2).
- ✓ Üretici firmanın önerdiği doğrultuda olacak şekilde nanopartikül ilave edilmemiş base kısmının ağırlığının 1/10 u hesaplandı. Hassas tartıyla ölçümü yapıldıktan sonra partikülleri eklenmiş olan base kısmına ilave edildi.



Şekil 4.1. Çalışmada kullanılan fasiyal silikon elastomer



Şekil 4.2. Çalışmada kullanılan hassas tartı

Karıştırma işlemi vakumlu karıştırıcı yardımıyla (Bego Easy Mix, BEGO, ABD) yapılarak silikon elastomer polimerizasyon için hazır hale getirildi (şekil 4.3).



Şekil 4.3. Çalışmada kullanılan vakumlu karıştırıcı

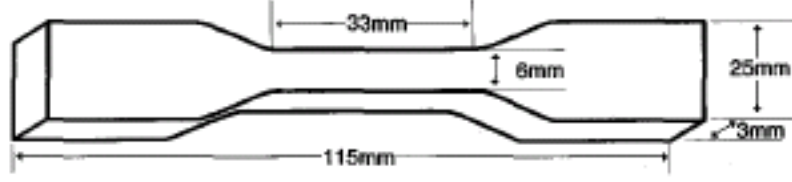
Polimerizasyon üretici firmanın önerisi doğrultusunda 100 °C sıcaklıkta 1 saat bekletilerek gerçekleştirildi.

4.1.1. Çekme Dayanımı ve Yırtılma Dayanımı Test Numunelerinin Oluşturulması

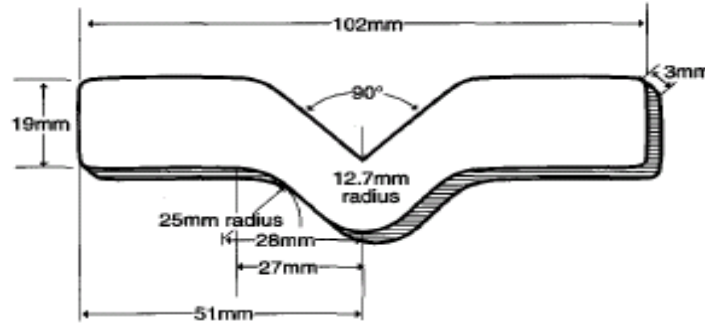
Çekme ve yırtılma dayanımı için hazırlanan numunelerin standardizasyonunun sağlanabilmesi için Fırat Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümü'nde American Society for Testing and Materials (ASTM) standartlarına uygun metal kalıplar üretilmiştir.

Çekme dayanımı testi örnekleri için ASTM D412 (112) standartları baz alınarak metal kalıplar üretilmiştir. (Şekil 4.4 ve Şekil 4.6)

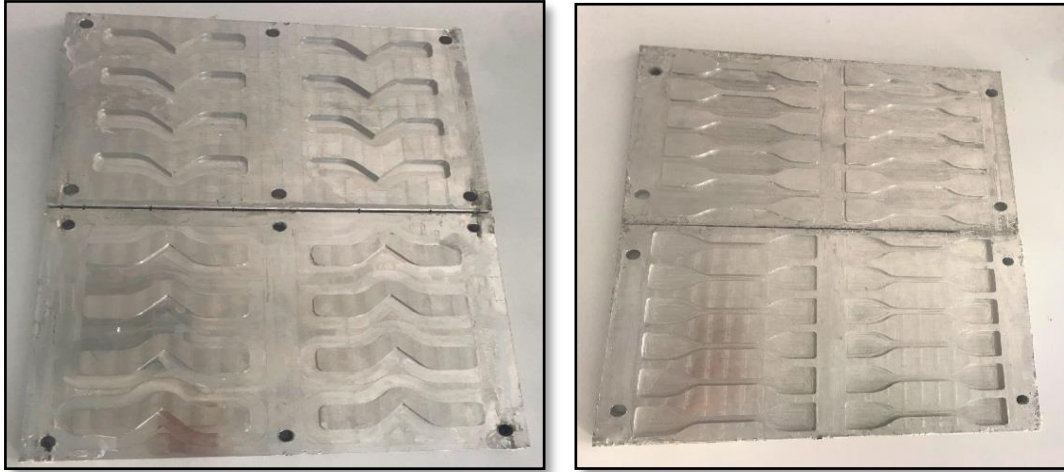
Yırtılma dayanımı testi örnekleri için hazırlanacak kalıplar ise ASTM D624 (113) standartları baz alınarak yapılmıştır (113). (şekil 4.4 ve şekil 4.6)



Şekil 4.4 Çekme dayanımı testinde kullanılan numune boyutları



Şekil 4.5 Yırtılma dayanımı testinde kullanılan numune boyutları



Şekil 4.6 Çekme ve Yırtılma Dayanımı Testleri İçin Hazırlanan Metal Kalıplar

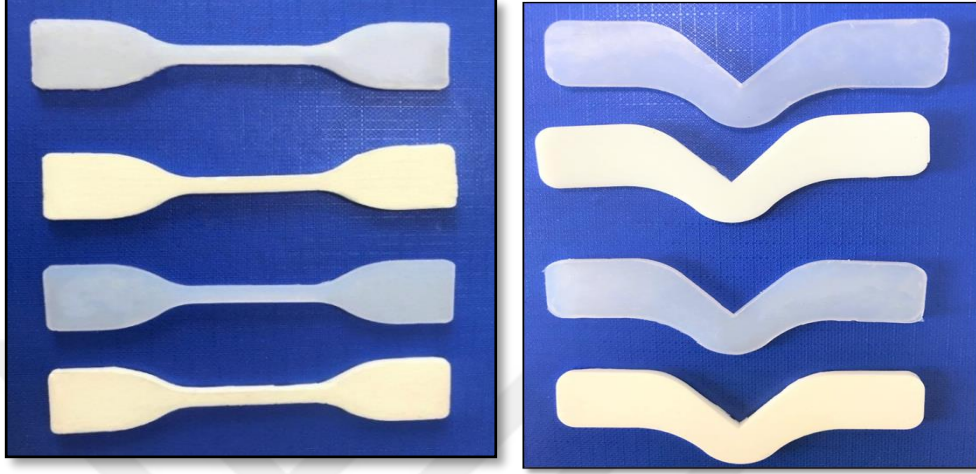
Mekanik ve mikrobiyolojik testlerde kullanılacak numuneler Fırat Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda üretilmiştir.

Daha önceden bahsedilen şekilde belirlenen oranlar hassas tartı ile ölçüm yapıldıktan sonra karıştırma işlemi gerçekleştirilen silikon elastomer, yüzeyi önceden temizlenen metal kalıplara yerleştirilerek preslendi (Şekil 4.7). Üretici firmanın önerdiği şekilde 100°C sıcaklıkta 1 saat bekletilerek polimerizasyonunu tamamlaması sağlandı. Polimerizasyon gerçekleştikten sonra test için uygun olan (hava kabarcığı ve herhangi bir defekt içermeyen) numuneler seçilerek metal kalıplardan özenle çıkarıldı. Etraflarında bulunan silikon fazlalıkları keskin bir bistüri yardımıyla temizlenerek numuneler test için uygun hale getirildi. Polimerize edilen örnekler çalışma boyunca, ISO 471 standardında belirtildiği gibi $27^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ standart oda sıcaklığında muhafaza edildi.



Şekil 4.7 Nanopartikül ilave edilmiş silikonun metal kalıplara yerleştirilmesi

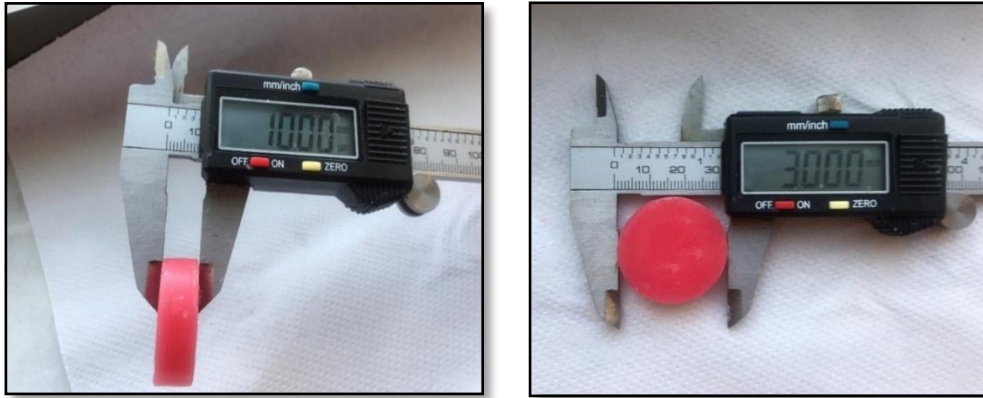
Mekanik testler için 11 adet örnek içeren gruplar oluşturulmuştur (n=11). Böylelikle çekme dayanımı ve uzama yüzdesi testi için 44 adet, yırtılma dayanımı testi için 44 adet örnek oluşturulmuştur (şekil 4.8).



Şekil 4.8 Çekme ve yırtılma dayanımı için hazırlanan örnekler

4.1.2. Sertlik Ölçümü İçin Test Numunelerinin Hazırlanması

Sertlik testi için numuneler ASTM D2240-68 test standartları doğrultusunda 30 mm çap, 10mm kalınlığa sahip dairesel numuneler olarak üretildi. Numuneler geleneksel muflalama yöntemiyle hazırlandı. İlk olarak dijital bir mikrometre (Astor, Digital Caliper 0-150mm, Türkiye)yardımıyla uygun ebatlarda mum örnekler hazırlandı (şekil 4.9).



Şekil 4.9 Sertlik testi için hazırlanan mum örnekler

Daha sonra hazırlanan mum örnekleri muflaya alma aşamasına geçildi. Alçıda meydana gelebilecek boyutsal değişimleri en aza indirmek için muflalama işleminde tip V sert alçı (Glastone 3000 Type V Dentsply International Inc. York, İngiltere) tercih edildi. Üretici firmanın önerisi doğrultusunda toz likit oranı dikkate alınarak yeterli miktarda alçı vakumlu karıştırıcı (Bego Easy Mix, BEGO, ABD) ile hazırlanıp vibratör (Kawo Elektrotechnisches Werk, Hamburg, Almanya) yardımı ile muflaya döküldü. Alçı sertleşmeden, hazırlanan mum modeller altında hava kabarcığı kalmasına izin verilmeyecek şekilde alçı içerisine yerleştirildi (şekil 4.10).

Sertleşen sert alçının üzeri lak (Durasep model izolatörü, Duradent Erk Dental, Türkiye) ile izole edildikten sonra muflanın üst kapağı yerleştirildi ve vakumla uygun oranda karıştırılan alçı muflanın üst parçasına vibrasyon ile döküldü. Mufla brite alındı ve mum eritme işlemine geçildi.



Şekil 4.10 Mum örneklerin muflaya alınması

Mufla 90°C sıcaklıktaki suda 10 dk bekletilerek mum eritme işlemi tamamlandı. 10 dk sonunda açılan mufla 100°C'deki su ile mum artığı kalmayıncaya kadar yıkandı. Böylelikle numunelerin elde edilmesi için kullanılacak alçı kalıplar hazır duruma getirildi.

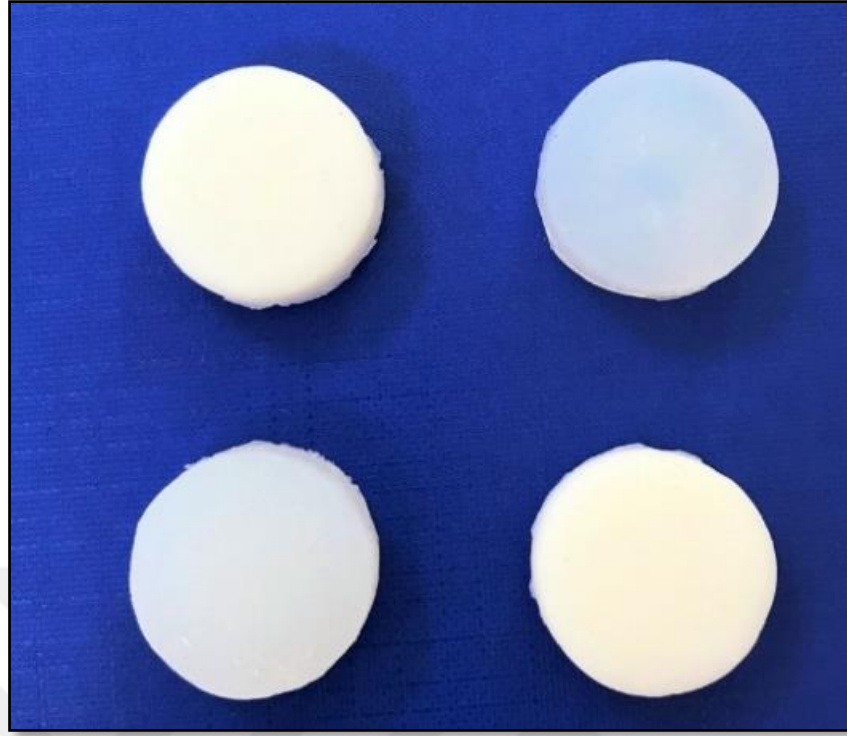
Hassas tartı yardımıyla uygun oranlar ölçüldükten sonra silikonlar muflaya yerleştirildi ve preslendi. Üretici firmanın önerdiği doğrultuda 100 °C'de 1 saat bekletilerek polimerizasyon işlemi tamamlandı (şekil 4.11).



Şekil 4.11 Polimerizasyonu tamamlanmış sertlik testi örnekleri

Polimerizasyonu tamamlanan numunelerin kenarlarındaki fazla silikon keskin bir bistüri yardımıyla temizlenerek test için uygun hale getirildi (şekil 4.12)

Her bir grupta 11 adet numune olacak şekilde toplam 44 adet numune üretildi. Numuneler çalışma boyunca, ISO 471 standardında belirtildiği gibi 27 °C ± 2 °C standart oda sıcaklığında muhafaza edilerek saklandı.

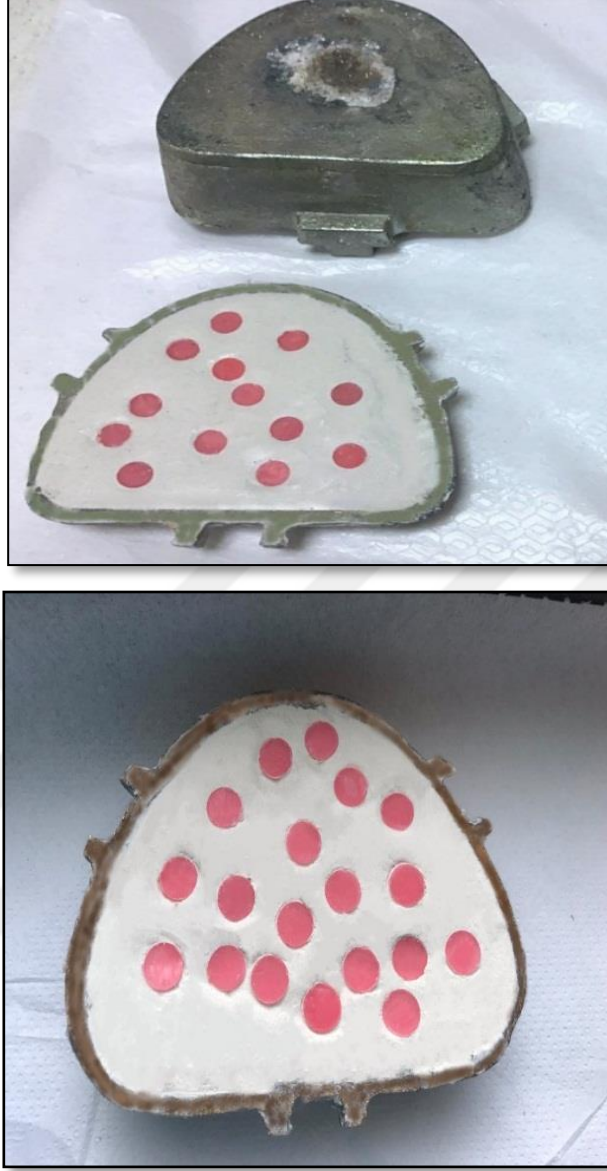


Şekil 4.12 Sertlik testi örnekleri

4.1.3. Mikrobiyolojik Çalışma İçin Silikon Numunelerin Hazırlanması

Mikrobiyoloji çalışması için 7mm çapında 1mm kalınlığında numuneler geleneksel muflalama yöntemiyle üretildi.

Kalınlık ve çapı dijital mikrometre yardımıyla belirlenerek hazırlanan mum örnekler muflaya yerleştirildi. Alçıda meydana gelebilecek boyutsal değişimleri en aza indirmek amacıyla tip V sert alçı (Glastone 3000 Type V Dentsply International Inc. York, İngiltere) kullanıldı. Daha sonra mum atımı işlemi sertlik testi numunelerinin hazırlanması işleminde bahsedildiği gibi aynı yöntemlerle gerçekleştirildi (Şekil 4.13).



Şekil 4.13 Mikrobiyoloji çalışması için hazırlanan örneklerin muflaya alınması

Ardından hassas tartı kullanılarak daha önce belirtilen oranlarda hazırlanan silikon elastomer vakumlu karıştırıcı yardımıyla karıştırılarak muflaya yerleştirildi. Presleme işleminin ardından üretici firmanın önerdiği doğrultuda 100 °C’de 1 saat bekletilerek polimerizasyon işlemi tamamlandı. Numuneleri üretirken tüm aşamalarda sterilizasyon kurallarına dikkat edildi (şekil 4.14).



Şekil 4.14 Polimerizasyonu tamamlanmış mikrobiyoloji örnekleri

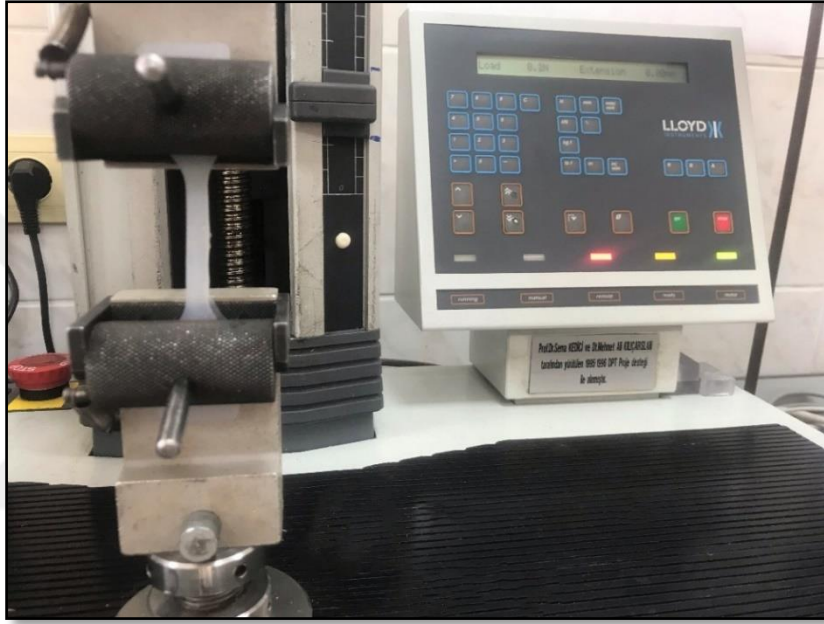
Mufladan çıkarılan numunelerin steril eldiven ve bistüri kullanılarak kenarlarındaki fazlalıklar temizlendikten sonra steril saklama kağıtlarına yerleştirildi ve ağzı kapatıldı. ISO 471 standardında belirtildiği gibi $27^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ standart oda sıcaklığında muhafaza edilerek saklandı.

4.2. Mekanik Test Ölçümlerinin Yapılması

Mekanik test ölçümleri Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı ve Karayolları Genel Müdürlüğü Fizik Laboratuvarı'nda yapıldı.

4.2.1. Çekme Dayanımı Testi

Çekme, yırtılma ve sertlik testleri ISO 471 standartlarında belirtildiği gibi 23±2 °C sıcaklıkta gerçekleştirildi. ASTM D 412 standartlarına uygun üretilen halter şekilli örnekler ekstansometrenin uçları önceden işaretlenen noktalara gelecek şekilde çekme test cihazına (Llyod Instruments LR 50K, Lyod instruments Ltd, Fareham, İngiltere) yerleştirildi (şekil 4.15).



Şekil 4.15 Çekme dayanımı testi için cihaza yerleştirilmiş silikon örnek

Test cihazının hızı 500mm/dk olarak ayarlandıktan sonra numuneler teste tabi tutuldu. Çekme testine numuneler kopana kadar devam edildi. Çekme dayanımı için hazırlanan numunelerin kesit alanları kaydedildi. Veri toplama sistemi ile veriler, sistemin yazılımı kullanılarak eksensel çekme-zaman, yük-zaman ilişkileri kaydedildi.

$$\text{Çekme Gerilimi} = \text{Yük (N)} / \text{Alan (mm}^2\text{)}$$

Çekme gerilimi denklemi kullanılarak sonuçlar hesaplandı ve kaydedildi.

4.2.2. Uzama Yüzdesi

Çekme dayanımı testi uygulandıktan sonra, numunelerde meydana gelen kopmanın ardından ilk boyuta göre numunede oluşan uzamanın yüzdesi, aşağıdaki denklem kullanılarak hesaplandı.

$$\text{Uzama Yüzdesi (\%)} = \text{Uzama Miktarı} / \text{İlk boyut} \times 100$$



Şekil4.16 Uzama yüzdesi testi

4.3.3. Yırtılma Dayanımı Testi

ASTM D624 standartlarına uygun üretilen açılı numuneler yırtılma test cihazına (Llyod Instruments LR 50K, Lyod intruments Ltd, Fareham, İngiltere) uygun şekilde yerleştirildi (şekil 4.17). Ardından cihazın hızı 500 mm/dk olarak ayarlandı ve sabit hızla kuvvet uygulandı. Teste yırtılma işlemi tamamlanana kadar devam edildi. Elde edilen veriler sistemin yazılımı kullanılarak toplandı ve yük-zaman ilişkileri kaydedildi.

Yırtılma dayanımı = Yük (N) / Kalınlık (mm) formülü ile sonuçlar hesaplandı.



Şekil 4.17. Yırtılma dayanımı testi için cihaza yerleştirilmiş silikon örnek

4.3.4. Sertlik (Shore A) Testi

Çalışmamızın bu kısmında ASTM D2240-68 standardına uygun olarak 10 mm kalınlığında 30 mm çapında hazırlanan dairesel numunelere Shore A yüzey sertlik testi uygulandı.

Her bir numunede merkezden eşit uzaklıkta 5 farklı nokta belirlenerek dijital Shore A test cihazı (Shore Scale Durometer Hardness Tester, İngiltere) ile beşer ölçüm yapıldı. Yapılan ölçümlerin aritmetik ortalaması alınarak her bir numune için Shore A sertlik derecesi olarak kaydedildi.



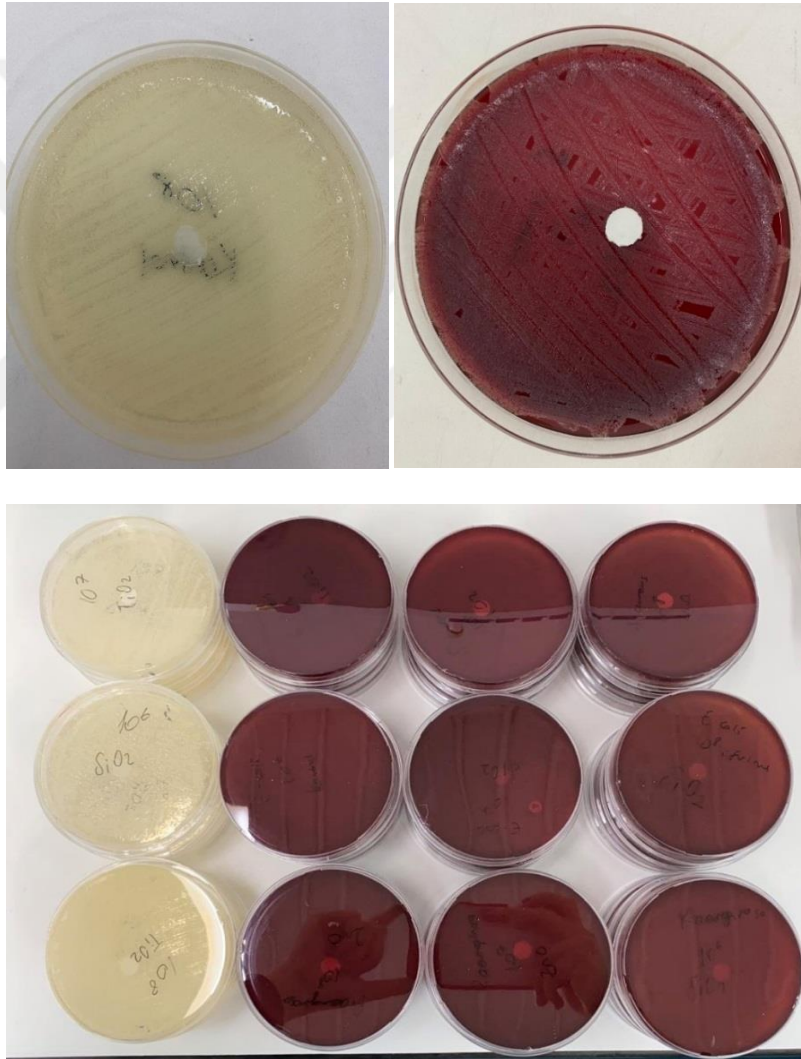
Şekil 4.18. Shore A test cihazı ile sertlik ölçümü yapılması

4.3.5. Mikrobiyolojik Değerlendirme

Hazırlanan protez numunelerinin *Escherichia coli* (E. coli), *Pseudomonas aeruginosa* (P. aeruginosa), *Staphylococcus aureus* (S.aureus), *Staphylococcus Epidermdis* (S. epidermidis) ve *Candida Albicans* (C.albicans) mikro organizmalarına karşı antibakteriyel ve antifungal etkinliğinin karşılaştırılması amacıyla İnönü Üniversitesi Tıp Fakültesi Mikrobiyoloji Laboratuvarında antimikrobiyal etkinlik testi uygulandı.

Çalışmada kullanılacak olan test mikroorganizmaları E.Coli, P. Aeruginosa, S.Aureus, ve S. Epidermidis %5'lik koyun kanlı agar, Eosin Methylene Blue Agar (EMB agar) besiyerlerine ve Sabora Dextroz agar besiyerine ise C. Albicans ekildi.

Katılaşma tamamlandıktan sonra sterilite kontrolünün sağlanması için 24 saat etüvde bekletilen besi yerleri içerisinde, her petride tek numune olacak şekilde, 7 mm çapında ve 1 mm derinliğinde çukurlar hazırlandı. Buyyona ekilerek, 24 saat 37°C’de etüvde bekletilen ve ertesi gün homojen bulanıkta üretilmiş bakteri süspansiyonları steril swap besi yerlerine yayıldıktan sonra protez numuneleri boşluklara yerleştirildi. 37°C de 18-24 saat bekletilerek antimikrobiyal etkinliğin göstergesi olan inhibisyon zonlarının oluşması beklendi (şekil 4.19).



Şekil 4.19. Hazırlanan örneklerin besi yerlerine yerleştirilmesi

4.4. İstatistiksel Değerlendirme

Çekme dayanımı, uzama yüzdesi, yırtılma dayanımı test analizleri için elde edilen veriler IBM SPSS 21 paket programı ile analiz edilmiştir.

Değişkenlerin normal dağılımdan gelme durumları araştırılırken birim sayıları nedeniyle Shapiro Wilk's' ve/veya Kolmogorov Smirnov Testlerinden yararlanılmıştır. Sonuçlar yorumlanırken anlamlılık düzeyi olarak 0,05 kullanılmış olup; $p < 0.05$ olması durumunda değişkenlerin normal dağılımdan gelmediği, $p > 0.05$ olması durumunda ise değişkenlerin normal dağılımdan geldikleri incelenmiştir.

Gruplar arasındaki farklılıklar incelenirken değişkenlerin normal dağılımdan gelmemesi durumunda iki gruplu karşılaştırmalarda Mann Whitney U, ikiden fazla grup için Kruskal Wallis-H Testinden yararlanılmıştır. Kruskal Wallis-H Testinde anlamlı farklılıkların görülmesi durumunda Post-Hoc Çoklu Karşılaştırma Testi ile aralarında farklılık olan gruplar belirlenmiştir.

Sonuçlar yorumlanırken anlamlılık düzeyi olarak 0.05 kullanılmış olup; $p < 0.05$ olması durumunda anlamlı bir farklılığın olduğu, $p > 0.05$ olması durumunda ise anlamlı bir farklılığın olmadığı belirtilmiştir

5. BULGULAR

5.1 Çekme Dayanımı Testi Bulguları

Çekme dayanımı bakımından tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0.05$). Kruskal Wallis H Testi sonuçları tablo 5.1’de gösterilmiştir. En yüksek çekme dayanımı SiO_2 ilave edilen grupta (3.35 ± 0.18 MPa), ikinci TiO_2 ilave edilen grupta (3.22 ± 0.32 MPa), üçüncü ZnO ilave edilen grupta (2.73 ± 0.32) en düşük değer ise kontrol grubunda (2.64 ± 0.27) hesaplanmıştır.

Kontrol ve ZnO gruplarının çekme dayanımı TiO_2 ve SiO_2 gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşüktür ($p = 0.001$)

Tablo 5.1 Çekme Dayanımı Bakımından Gruplar Arasındaki Farklılığa İlişkin Analiz Sonucu

GRUPLAR		Kruskal Wallis H Testi							
		n	Ortalama (MPa)	Ortanca (MPa)	Min (MPa)	Mak (MPa)	SD	Mean rank	H
Çekme Dayanımı	Kontrol (1)	11	2,64	2,57	2,33	3,25	0,27	11,73	24,97
	ZnO (2)	11	2,73	2,86	2,26	3,26	0,32	14,27	
	TiO ₂ (3)	11	3,22	3,25	2,78	3,71	0,32	29,73	
	SiO ₂ (4)	11	3,35	3,41	3	3,61	0,18	34,27	
	Toplam	44	2,99	2,99	2,26	3,71	0,41	1-3 1-4 2-3 2-4*	0.001

* Gruplar, isimleri altındaki numaralar ile numaralandırılmış olup, istatistiksel olarak aralarında anlamlı farklılık görülen gruplar belirtilmiştir.

Çekme dayanımı bakımından ikili gruplar arası karşılaştırma Mann Whitney U Testi kullanılarak yapılmıştır. (Tablo 5.2)

Çekme dayanımı bakımından; ortalama 2.64 MPa değerinde hesaplanan kontrol grubu ve ortalama 2.73 MPa hesaplanan ZnO grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Çekme dayanımı bakımından ortalama 2.64 MPa değerinde hesaplanan kontrol grubu ve 3.22 MPa değerinde hesaplanan TiO₂ grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$) ($p=0.001$). Kontrol grubunun çekme dayanımı TiO₂ grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşüktür.

Çekme dayanımı bakımından ortalama 2.64 MPa değerinde hesaplanan kontrol grubu ile 3.35 MPa değerinde hesaplanan SiO₂ grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p=0.001$). Kontrol grubunun çekme dayanımı SiO₂ grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşüktür.

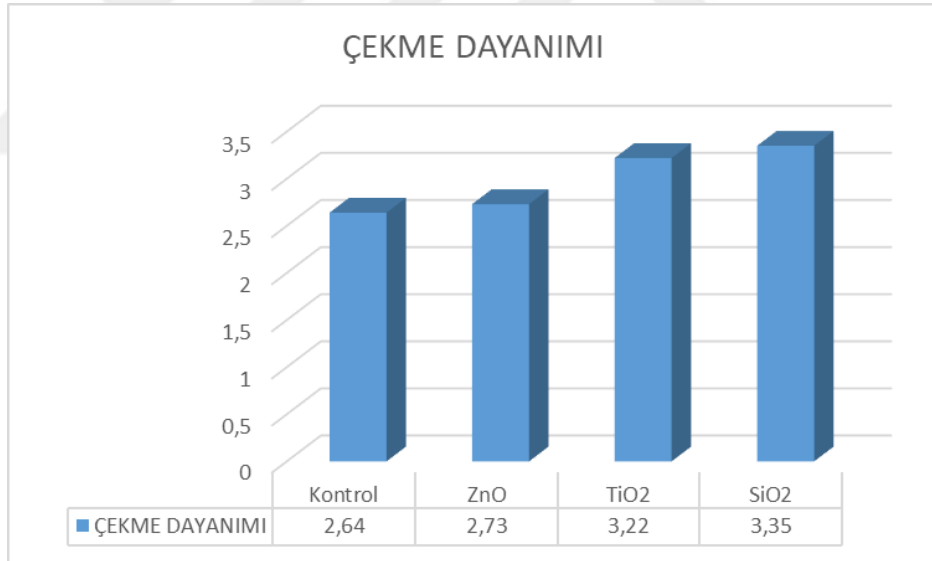
Çekme dayanımı bakımından ortalama 2.73 MPa değerinde hesaplanan ZnO grubu ile ve ortalama 3.22 MPa değerinde hesaplanan TiO₂ grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p=0.004$). ZnO grubunun çekme dayanımı TiO₂ grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşüktür.

Çekme dayanımı bakımından ortalama 2.73 MPa değerinde hesaplanan ZnO grubu ile ortalama 3.35 MPa değerinde hesaplanan SiO₂ grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p=0.001$). ZnO grubunun çekme dayanımı SiO₂ grubuna göre anlamlı derecede düşüktür.

Çekme dayanımı bakımından ortalama 3.22 MPa değerinde hesaplanan TiO₂ grubu ile ortalama 3.35 MPa değerinde hesaplanan SiO₂ grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p=0.309$).

Tablo 5.2 Çekme Dayanımı Bakımından İkili Grupların Karşılaştırılması

	n	ÇEKME DAYANIMI					Mann Whitney U Testi		
		Ortalama	Ortanca	Min	Maks	SD	Mean rank	z	p
Kontrol	11	2,64	2,57	2,33	3,25	0,27	10,64	-0,624	0,533
ZnO	11	2,73	2,86	2,26	3,26	0,32	12,36		
Kontrol	11	2,64	2,57	2,33	3,25	0,27	6,82	-3,382	0,001
TiO₂	11	3,22	3,25	2,78	3,71	0,32	16,18		
Kontrol	11	2,64	2,57	2,33	3,25	0,27	6,27	-3,776	0,001
SiO₂	11	3,35	3,41	3	3,61	0,18	16,73		
ZnO	11	2,73	2,86	2,26	3,26	0,32	7,55	-2,856	0,004
TiO₂	11	3,22	3,25	2,78	3,71	0,32	15,45		
ZnO	11	2,73	2,86	2,26	3,26	0,32	6,36	-3,71	0,001
SiO₂	11	3,35	3,41	3	3,61	0,18	16,64		
TiO₂	11	3,22	3,25	2,78	3,71	0,32	10,09	-1,018	0,309
SiO₂	11	3,35	3,41	3	3,61	0,18	12,91		

**Şekil 5.1** Çekme Dayanımı Bakımından Gruplar Arasındaki Farklılıklar

5.2 Uzama Yüzdesi Testi Bulguları

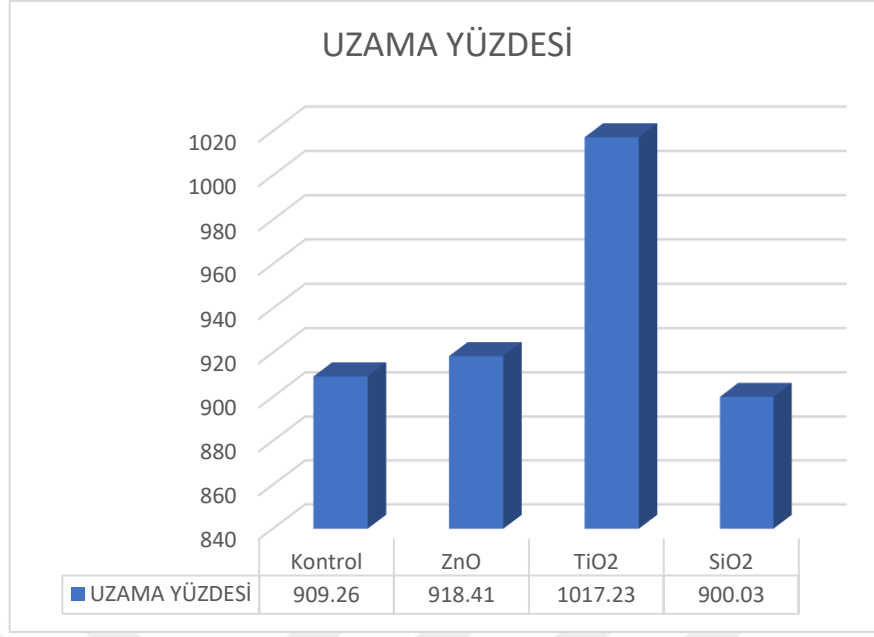
Uzama Yüzdesi bakımından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0.05$) Kruskal Wallis H Testi sonuçları Tablo 5.3'te gösterilmiştir. En yüksek uzama yüzdesi değeri TiO_2 grubunda (1017.23 ± 89.37), ikinci ZnO ilave edilen grupta (918 ± 80.95), üçüncü kontrol grubunda (909.26 ± 89.37) en düşük uzama yüzdesi değeri ise SiO_2 ilave edilen grupta (900.03 ± 88.92) hesaplanmıştır.

TiO_2 ilave edilen grubun uzama yüzdesi diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir.

Tablo 5.3 Uzama Yüzdesi Bakımından Gruplar Arasındaki Farklılığa İlişkin Analiz Sonucu

GRUPLAR		Kruskal Wallis H Testi							
		n	Ortalama	Ortanca	Min	Maks	SD	Mean rank	p
UZAMA YÜZDESİ	Kontrol (1)	11	909,26	898,43	814,25	1145,05	89,37	16,55	11,25 0,01
	ZnO (2)	11	918,41	948,53	811,96	1058,27	80,95	20,64	
	TiO ₂ (3)	11	1017,23	972,47	925,24	1151,7	77,61	33,45	
	SiO ₂ (4)	11	900,03	944,15	715,44	993,27	88,92	19,36	
	Toplam	44	936,23	940,49	715,44	1151,7	94,35	1-3**	

** Gruplar, isimleri altındaki numaralar ile numaralandırılmış olup, istatistiksel olarak aralarında anlamlı farklılık görülen gruplar belirtilmiştir.



Şekil 5.2. Uzama Yüzdesi Bakımından Gruplar Arasındaki Farklılıklar

Uzama yüzdesi testi için ikili gruplar arası karşılaştırma Mann Whitney U Testi kullanılarak yapılmıştır. (Tablo 5.4)

Uzama yüzdesi bakımından; kontrol ve ZnO grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Uzama yüzdesi bakımından; kontrol ve TiO₂ grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). Kontrol grubunun Uzama yüzdesi TiO₂ grubuna göre anlamlı derecede düşüktür ($p=0.002$).

Uzama yüzdesi bakımından; kontrol ve SiO₂ grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Uzama yüzdesi bakımından; ZnO ve TiO₂ grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). ZnO grubunun Uzama yüzdesi TiO₂ grubuna göre anlamlı derecede düşüktür ($p=0.02$).

Uzama yüzdesi bakımından; ZnO ve SiO₂ grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Uzama yüzdesi bakımından; TiO₂ ve SiO₂ grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p<0.05). SiO₂ grubunun Uzama yüzdesi TiO₂ grubuna göre anlamlı derecede düşüktür (p=0.014).

Tablo 5.4 Uzama Yüzdesi Bakımından İkili Grupların Karşılaştırılması

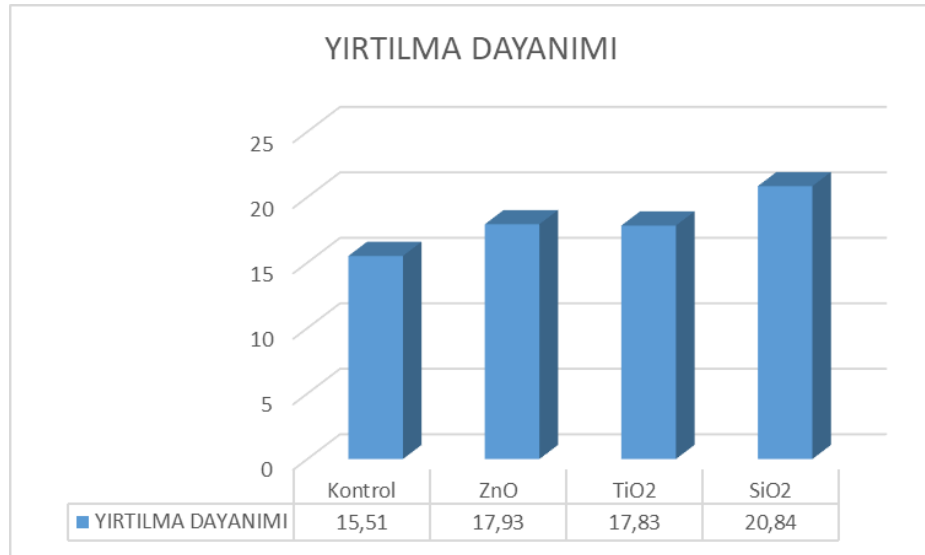
	UZAMA YÜZDESİ						Mann Whitney U Testi		
	n	Ortalama	Ortanca	Min	Mak	SD	Mean rank	z	p
Kontrol	11	909,26	898,43	814,25	1145,05	89,37	10,73	-0,558	0,577
ZnO	11	918,41	948,53	811,96	1058,27	80,95	12,27		
Kontrol	11	909,26	898,43	814,25	1145,05	89,37	7,18	-3,119	0,002
TiO₂	11	1017,23	972,47	925,24	1151,7	77,61	15,82		
Kontrol	11	909,26	898,43	814,25	1145,05	89,37	10,64	-0,624	0,533
SiO₂	11	900,03	944,15	715,44	993,27	88,92	12,36		
ZnO	11	918,41	948,53	811,96	1058,27	80,95	8,27	-2,331	0,02
TiO₂	11	1017,23	972,47	925,24	1151,7	77,61	14,73		
ZnO	11	918,41	948,53	811,96	1058,27	80,95	12,09	-0,427	0,67
SiO₂	11	900,03	944,15	715,44	993,27	88,92	10,91		
TiO₂	11	1017,23	972,47	925,24	1151,7	77,61	14,91	-2,462	0,014
SiO₂	11	900,03	944,15	715,44	993,27	88,92	8,09		

5.3 Yırtılma Dayanımı Testi Bulguları

Yırtılma dayanımı bakımından tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p < 0.05$). Kruskal Wallis H Testi sonuçları Tablo 5.5’ de gösterilmiştir. Kontrol grubunun yırtılma gerilimi SiO₂ grubuna göre anlamlı derecede düşüktür.

Tablo 5.5 Yırtılma Dayanımı Bakımından Gruplar Arasındaki Farklılığa İlişkin Analiz Sonucu

GRUPLAR		Kruskal Wallis H Testi							H	p
		n	Ortalama (N/mm)	ortanca (N/mm)	Min N/mm	Mak N/mm	SD	Mean rank		
YIRTILMA DAYANIMI	Kontrol (1)	11	15,51	15,64	12,37	17,88	1,79	11,15	25,161	0,001
	ZnO (2)	11	17,93	18,08	14,2	20,82	1,9	25,5		
	TiO ₂ (3)	11	17,83	18,33	14,78	19,85	1,61	24,67		
	SiO ₂ (4)	11	20,84	19,75	18,51	24,72	2,17	39,83		
	Toplam	44	17,98	18,29	12,37	24,72	2,65			



Şekil 5.3 Yırtılma Dayanımı Bakımından Gruplar Arasındaki Farklılıklar

Yırtılma dayanımı bakımından; ortalama 15.51 N/mm değerinde hesaplanan kontrol grubu ile ortalama 17.93 N/mm değerinde hesaplanan ZnO grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). Kontrol grubunun yırtılma dayanımı ZnO grubuna göre anlamlı derecede düşüktür. ($p=0.006$)

Yırtılma dayanımı bakımından; ortalama 15.51 N/mm değerinde hesaplanan kontrol ve ortalama 17.83 N/mm değerinde hesaplanan TiO₂ grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). Kontrol grubunun yırtılma dayanımı TiO₂ grubuna göre anlamlı derecede düşüktür. ($p=0.006$)

Yırtılma dayanımı bakımından; ortalama 15.51 N/mm hesaplanan kontrol ve ortalama 20.84 N/mm hesaplanan SiO₂ grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). Kontrol grubunun yırtılma dayanımı SiO₂ grubuna göre anlamlı derecede düşüktür. ($p=0.001$)

Yırtılma dayanımı bakımından; ortalama 17.93 N/mm değerinde hesaplanan ZnO ve ortalama 17.83 N/mm değerinde hesaplanan TiO₂ grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Yırtılma dayanımı bakımından; ortalama 17.93 değerinde hesaplanan ZnO grubu ile ortalama 20.84 N/mm değerinde hesaplanan SiO₂ grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). ZnO grubunun yırtılma gerilimi SiO₂ grubuna göre anlamlı derecede düşüktür. ($p=0.006$)

Yırtılma dayanımı bakımından; ortalama 17.83 N/mm değerinde hesaplanan TiO₂ ve ortalama 20.84 N/mm değerinde hesaplanan SiO₂ grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). TiO₂ grubunun yırtılma gerilimi SiO₂ grubuna göre anlamlı derecede düşüktür. ($p=0.003$)

Tablo 5.6 Yırtılma Dayanımı Bakımından İkili Grupların Karşılaştırılması

	YIRTILMA DAYANIMI						Mann Whitney U Testi		
	n	Ortalama	Ortanca	Min	Mak	SD	Mean rank	z	p
Kontrol	11	15,51	15,64	12,37	17,88	1,79	9,08	-2,774	0,006
ZnO	11	17,93	18,08	14,2	20,82	1,9	17,25		
Kontrol	11	15,51	15,64	12,37	17,88	1,79	9,08	-2,774	0,006
TiO₂	11	17,83	18,33	14,78	19,85	1,61	17,25		
Kontrol	11	15,51	15,64	12,37	17,88	1,79	7	-4,243	0,001
SiO₂	11	20,84	19,75	18,51	24,72	2,17	19,5		
ZnO	11	17,93	18,08	14,2	20,82	1,9	12,75	-0,173	0,862
TiO₂	11	17,83	18,33	14,78	19,85	1,61	12,25		
ZnO	11	17,93	18,08	14,2	20,82	1,9	8,5	-2,771	0,006
SiO₂	11	20,84	19,75	18,51	24,72	2,17	16,5		
TiO₂	11	17,83	18,33	14,78	19,85	1,61	8,17	-3,002	0,003
SiO₂	11	20,84	19,75	18,51	24,72	2,17	16,83		

5.4 Sertlik Testi Bulguları

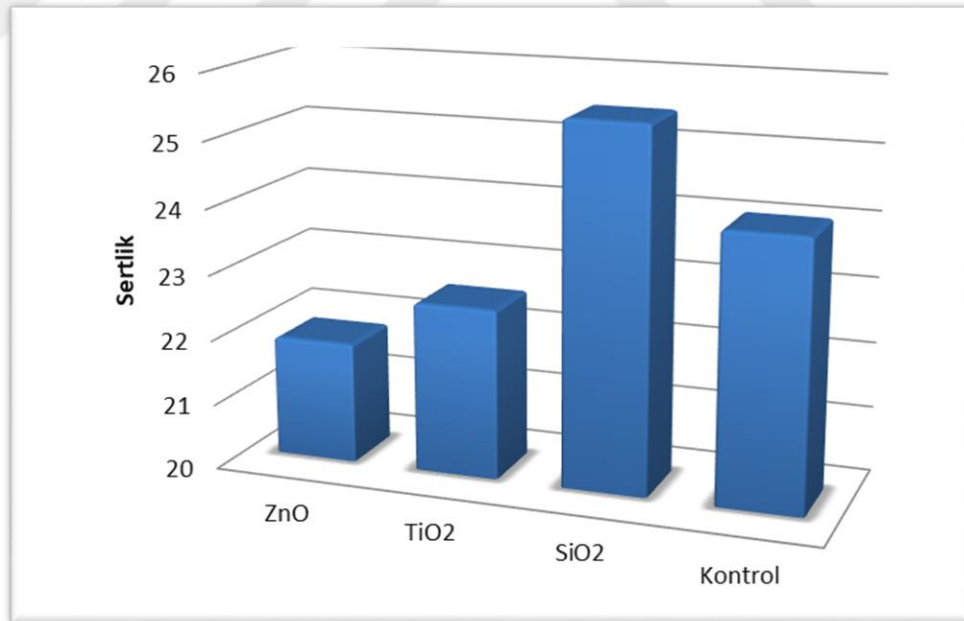
Gruplar arasında sertlik ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.000$; $p<0.05$) (Tablo 5.7). Anlamlılığın hangi gruplardan kaynaklandığının tespiti için Tukey HSD test yapılmıştır. Testin sonuçlarına göre SiO₂ grubunun sertlik ortalaması (25.5 ± 1.53), ZNO, TiO₂ ve Kontrol gruplarından anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p<0.05$). Kontrol grubunun sertlik ortalaması (24.08 ± 1.17), ZnO (21.85 ± 0.65) ve TiO₂ (22.60 ± 1.17) gruplarından anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p<0.05$). ZNO ve TiO₂ grupları arasında sertlik açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Tablo 5.7 Grupların Sertlik Açısından Değerlendirilmesi

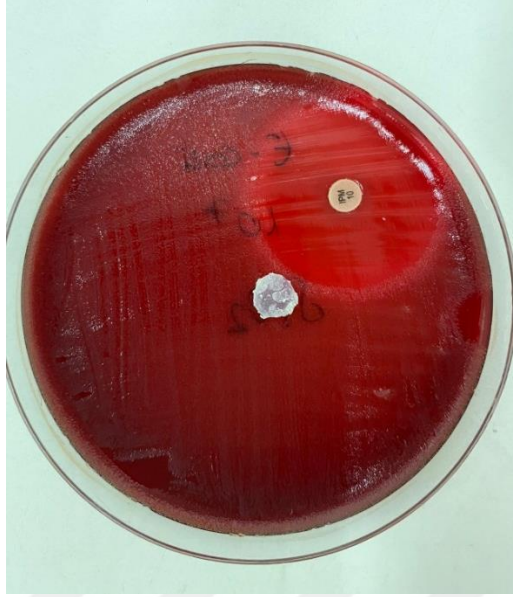
	Sertlik	
	Min-Mak	Ort±SS
ZNO	20,5-22,8	21,85±0,65
TiO ₂	21,0-23,8	22,60±1,17
SiO ₂	23,3-28,3	25,50±1,53
Kontrol	22,8-26,8	24,08±1,17
p		0,000*
<i>Oneway ANOVA Test</i> * $p < 0.05$		

Tablo 5.8 Sertlik sonuçlarının post hoc değerlendirme tablosu

		p
ZNO	TiO ₂	0,490
	SiO ₂	0,000*
	Kontrol	0,001*
TiO ₂	SiO ₂	0,000*
	Kontrol	0,038*
SiO ₂	Kontrol	0,047*
<i>Tukey HSD Test</i> * $p < 0.05$		

**Şekil 5.4** Sertlik Testi Bakımından Gruplar Arasındaki Farklılıklar

5.4 Mikrobiyolojik Analiz Bulguları



Şekil 5.5 Besi yerinde antimikrobiyal etkinlik gösteren bir antibiyotik ile test numunesi

Antimikrobiyal etkinlik testi sonucunda, antimikrobiyal özelliğe sahip maddeler besi yerinde etrafında inhibisyon zonu oluştururlar (Şekil 5.5). Fakat besi yerlerine yerleştirilen protez numuneleri etrafında inhibisyon zonlarının oluşmadığı gözlemlendi. Sonuç olarak ZnO, TiO₂ ve SiO₂ nanopartikülleri ilavesi silikon elastomere antimikrobiyal bir etkinlik kazandırmadığı tespit edildi.

6. TARTIŞMA

TiO₂, SiO₂ ve ZnO nanopartiküllerin çene yüz protezlerinde kullanılan silikon elastomere ilavesiyle mekanik özelliklerini değiştirmemesi yönündeki çalışmanın boş hipotezi reddedilmiş olup, nanopartikül ilavesinin silikon elastomere antimikrobiyal özellik kazandırmayacağı yönündeki boş hipotez kabul edilmiştir.

Silikonlar, 1960 yılında Barnhart tarafından çene yüz protezi uygulamalarında kullanımlarının bildirilmesinin ardından, bu zamana kadar popülerliğini koruyarak gelmişlerdir. Doğal bir görünüme sahip olmaları, kabul edilebilir fiziksel özellikleri ve renk stabilitelerinin iyi olması sebebiyle günümüzde çene yüz protezleri yapımında en sık kullanılan materyallerdir (16, 35).

Çene yüz protezi uygulamalarında kullanılan silikon elastomerlerin kullanım süreleri, fiziksel özelliklerindeki azalma, kenar bölgelerde oluşan yırtılmalar ve renklerinde meydana gelen değişimler sebebiyle 1-2 yıl ile sınırlı kalmaktadır (114, 115). Bu süre çoğu zaman 6 ay gibi kısa bir sürede de değişimi gerektirebilmekte en fazla iki yıl kadar dayanabilmektedirler (116). Silikon elastomerler kolay manipülasyon, biyoyumluluk, kimyasal olarak inert olmaları gibi avantajlarına karşın istenilen fiziksel ve mekanik özelliklere sahip değildir (16, 117). Çene yüz protezlerinde kullanılan materyallerde son yıllarda yapılan çalışmalar neticesinde epey ilerleme kaydedilmiştir fakat bu materyallerin hâlâ geliştirilmesine ihtiyaç vardır (118). Yüksek yırtılma ve kopma dayanımı, düşük sertlik gibi üstün mekanik özelliklere sahip yeni bir polimer materyali için araştırmalar devam etmektedir (114). Silikon elastomerin en önemli avantajlarından birisi de şeffaf olması ve renklendirilebilmesidir. Bu özellikleri sayesinde çene yüz protezlerinde cilt tonuna benzerlik sağlayabilmekte ve

mükemmel estetik görünümle elde edilebilmektedir. Ancak mekanik özellikler ideal gereksinimleri tam olarak karşılamamaktadır (119).

Detaylı bahsedildiği üzere çene yüz protezlerinde kullanılan silikon elastomerlerin mekanik özelliklerinin iyileştirilmesine ihtiyaç duyulmaktadır. Kimya endüstrisindeki gelişmeler de göz önünde bulundurularak çalışmamızda çene yüz protezleri kullanılan M511 Platinum Silicone (Technovent Ltd., İngiltere) markasına TiO_2 , ZnO ve SiO_2 nanopartikülleri ilavesiyle mekanik özelliklerinin geliştirilmesi amaçlanmıştır.

Silikon elastomerlerin mekanik özelliklerinin belirlenmesinde, yırtılma dayanımı, çekme dayanımı, uzama yüzdesi ve sertlik testleri kullanılmaktadır (16).

Veres ve arkadaşları ideal bir çene yüz protezi materyalinin sahip olması gereken mekanik özellikleri; yüksek yırtılma ve çekme direnci, uzama yüzdesi ve düşük sertlik değerleri olarak belirtmişlerdir (120).

Kullanım kolaylığı bakımından bir çene yüz protezinde arzu edilen ilk özellik yırtılma dayanımının yüksek olmasıdır. Epitezlerin ince kenarlarında meydana gelen yırtılmalara oldukça sık rastlanmaktadır (53).

Silikon elastomerin çekme dayanımı; malzemenin genel dayanıklılığı hakkında bilgi verir ve uzama esnekliğinin bir göstergesi olarak kabul edilir. Yüksek çekme dayanımı ve yüksek uzama yüzdesi, protez dokulardan çıkarılırken deformasyona uğramaması için gerekli özelliklerdendir (53).

Çene yüz protezlerinin sertlik değerinin, eksik olarak yerine konulan dokuya yakın sertlik değerinde olması istenir (53).

Silikonlar, çapraz bağ yapısına sahip polimerlerdir. Çapraz bağlı polimerler sıcaklık değişimleri aşırı olmadıkça, sıcaklıkta meydana gelen değişimlerden

etkilenmezler. Silikon elastomerlerin 250 °C ve -350 °C sıcaklık aralığında termal kararlılıklarını korudukları bildirilmiştir (121). Çene yüz protezi kullanan hastaların aşırı sıcaklık değişimlerine maruz kalmayacağı da düşünüldüğünde dinamik yükleme testlerinin kullanılmasının anlamlı olmadığı anlaşılmaktadır. Düz veya dallanmış yapılı termoplastik polimer malzemelerde sıcaklık değişimlerinin materyalin fiziksel yapısında bozulmaya yol açtığı bilinmektedir. Dinamik yükleme testleri bu tür materyallerde başarılı olarak uygulanabilir. Örneğin akrilik bir protezin ağız içinde değişen çiğneme basıncı ve sıcaklıklardaki davranışını test etmek amacıyla kullanılabilir (122).

Lewis ve Castleberry elastomerlere uygulanan mekanik testlerin dinamik yükler altında uygulanmasının gerekli olmadığını bildirmişlerdir (36). Bu nedenle çalışmamızda dinamik yükleme testlerinin uygulanmamasına karar verilmiştir.

Lewis ve Castleberry yaygın olarak kullanılan silikon elastomerlerin yapılarının ve özelliklerinin birbirlerinden farklı olduğunu belirtmişlerdir (36). MDX 4-4210 silikon elastomer 1970, 80 ve 90 lı yıllarda bir çok çalışmada A-2186 silikon elastomer ve daha önce Cosmesil olarak bilinen M511 silikon elastomer ile karşılaştırılmıştır (123).

Moore ve ark. MDX 4-4210'un Silastic 382'ye kıyasla çekme ve yırtılma dayanıklılığının daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir (124). Wolfaardt ve ark. Cosmesil'in MDX 4-4210'dan üstün özelliklere sahip olduğunu belirtmişlerdir (14).

Robert ve ark. A-2186 silikon elastomerin piyasaya yeni tanıtıldığı dönemde, A-2186 ile MDX 4-4210' un mekanik özelliklerini karşılaştırmıştır. Yaptıkları çalışmanın sonucunda A-2186' nın yırtılma dayanımı, çekme dayanımı

ve uzama yüzdesinin daha yüksek sertliğinin daha az olduğunu bildirerek geleneksek MDX 4-4210'a kıyasla daha iyi bir seçenek olduğunu bildirmişlerdir (125).

Li ve ark. Cosmesil M511 ve A-2186' nın mekanik özelliklerini karşılaştırmıştır ve Cosmesil M511' in uzama yüzdesinin daha yüksek, sertliğinin daha düşük olduğunu buna karşın A-2186' nın ise çekme dayanımının daha yüksek olduğunu ve akrilik rezinle bağlanma dayanımlarının ise farklı olmadıklarını bildirmiştir (126).

Aziz ve ark. A-2186 (Factor II), Cosmesil High Compliance (HC), Cosmesil standard (St), MED-4920 (Nusil) ve Premium facial and body elastomer (Prestige) marka silikon elastomerleri kıyaslamışlardır. Yırtılma dayanımı test sonucunda Factor II, Cosmesil HC ve Nusil' nin aralarında belirgin bir fark olmadığını fakat Cosmesil St ve Prestige' e kıyasla çekme dayanımlarının çok yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Kopma dayanımlarını kıyasladıklarında Nusil' in diğer dört markadan büyük ölçüde daha yüksek olduğunu, Cosmesil HC, Cosmesil St ve Factor II arasında belirgin bir fark olmadığını, Prestige elastomerin ise en düşük kopma dayanımına sahip olduğunu bildirmişlerdir. Sertlik testi sonucunda Cosmesil St ve Cosmesil HC nin diğer üç markadan daha sert oldukları aralarında ise anlamlı bir fark olmadığı sonucuna ulaşmışlardır (53).

Rai ve ark. Cosmesil M511 ve Biomed silikon elastomeri iç renklendirme yaparak yırtılma dayanımları ve su absorpsiyonları bakımından karşılaştırmıştır. Çalışmalarının sonucunda; Cosmesil M511' in Biomed silikon elastomere kıyasla yırtılma dayanımının daha yüksek; su absorpsiyonunu ise daha düşük bulmuşlardır.

İki silikon markasında da iç renklendirme sonrası yırtılma dayanımlarının azaldığını belirtmişlerdir (127).

Craig ve Powers, HTV tip silikonların mekanik özelliklerinin RTV tip silikonlara kıyasla daha iyi olduğunu belirtmişlerdir (37).

Haug ve ark. HTV silikon, poliüretan, dört farklı RTV silikon elastomerin fiziksel özelliklerine çevresel faktörlerin etkisini değerlendirdikleri çalışmanın sonucunda HTV tip elastomerin diğer materyaller arasında en dayanıklı, poliüretanın ise çevresel faktörlerden en çok etkilenen materyal olduğunu belirtmişlerdir (128).

Bahsedildiği üzere M511 (eski adıyla Cosmesil) fasiyal silikon elastomer birçok araştırmacı tarafından test edilmiş ve üstün özelliklere sahip olduğu belirtilmiştir (53,126,127). HTV silikon elastomerin daha iyi mekanik özelliklere sahip olması da göz önünde bulundurularak çalışmamızda M511 markasına ait HTV tip silikon elastomer tercih edilmiştir.

Çene yüz protezlerinin yapımında sertlik, yırtılma gerilimi, çekme gerilimi, uzama yüzdesi, gibi niceliklerin belirlenmesinde ASTM ve ISO standartlarına göre örnekler hazırlanmaktadır. Sertlik için ASTM D2240, yırtılma gerilimi için ASTM D624-54, ISO 34; çekme gerilimi ve uzama yüzdesi için ASTM D412-66 ve ISO 37 standartları kullanılmaktadır (129-131). Çalışmamızda sertlik testi için ASTM D2240-68, yırtılma gerilimi için ASTM D624 (102), çekme gerilimi ve uzama yüzdesi için de ASTM D412 (103) test standartları esas alınmıştır.

Araştırmacılar yaptıkları çalışmalarda her iki standardı da sıklıkla kullanmışlardır. Literatür incelendiğinde çalışmamıza benzer araştırmalarda sıklıkla ASTM standartları kullanıldığı görülmüştür. Bu sebepten çalışmamız

numune örneklerinde ASTM standartlarının kullanımına karar verilmiştir (19, 132-137).

Silikon elastomerlerin mekanik özellikleri yapılarında bulunan çapraz bağların yoğunluğuna ve tipine, polimer zincirlerinin molekül ağırlıklarına, dolgu malzemelerinin çeşidine ve konsantrasyonuna polimerizasyon süresi ve ısısına ve termal başlatıcılara bağlı olarak farklılık gösterirler (19, 53, 138, 139).

Son 15 yıl içerisinde kimya endüstrisindeki araştırmalar polimer matriksine nanopartikül ilavesiyle, nanopartiküllerin özelliklerini gösteren iyileştirilmiş özelliklere sahip yeni bir polimer geliştirmeye yönelmiş ve yeni bir endüstriyel sürecin başlamasına öncülük etmiştir (140, 141).

Nanopartikül ilavesiyle gelişmiş özellikleri ortaya çıkarılan polimerik matriksin, yüksek yüzey enerjisi ve kimyasal aktivitesi, oluşturduğu üç boyutlu ağ yapısı ile ilişkilendirilmektedir (142). Nano boyutlu materyaller, bireysel malzeme özelliklerinin optimizasyonu ve biyolojik, mekanik, elektriksel, manyetik özelliklerinin iyileştirilmesini sağlar (143).

Nano TiO_2 inorganik bir katkı maddesi olarak; biyouyumlu, kimyasal kararlılığı yüksek ve antibakteriyel özellikte olduğu bildirilmiştir (144). Nanopartiküllerin dental rezin, kompozit ve epoksilerde takviye doldurucu maddeleri olarak da kullanımı önerilmektedir (145).

Al-Turaif epoksi rezinler üzerinde TiO_2 ilavesinin tüm mekanik özellikleri artırdığını, daha küçük boyutlu olan partiküllerin mekanik özellikler üzerine daha etkili olduğunu %3 lük titanyum ilavesinin en iyi gerilme dayanımı sonuçlarını verdiğini bildirmiştir (146).

Wang ve ark. RTV tip MDX4-4210 silikon elastomere ağırlıkça %2, %4, ve %6 oranında TiO_2 ekledikten sonra yapay yaşlandırmaya tabi tutarak biyomekanik özelliklerine etkisini araştırmıştır. Araştırmalarının sonucunda TiO_2 ilavesinin silikon elastomerin mekanik özelliklerini geliştirdiğini belirtmişlerdir. Ağırlıkça % 2 oranında TiO_2 ilavesinin materyalin özelliklerinde iyileşme sağladığı, %6 oranında ilave edilen TiO_2 ilavesinin ise yırtılma dayanımı ve uzama yüzdesini azalttığı bildirilmiştir (147).

Hang ve ark. RTV tip A-2186 silikon elastomere ağırlıkça %0.5, %1.0, %1.5, %2.0, %2.5 ve %3.0 oranlarında TiO_2 , ZnO ve CeO_2 nanooksit partiküllerini ekleyerek mekanik özelliklerini karşılaştırmışlardır. Çalışmalarının sonunda % 2 ve % 2.5 oranında oksit partikülleri ilave edilmesinin A-2186 silikon elastomerin tüm mekanik özelliklerini artırdığını ve nanopartiküller arasında anlamlı bir fark bulunmadığını belirtmişlerdir (19).

Shakir ve ark. RTV tip VST50F ve HTV tip M511 silikon elastomere ağırlıkça %0.25 ve % 0.20 oranında TiO_2 ilave ederek mekanik özelliklerine etkilerini araştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda; RTV silikonun HTV silikondan daha sert olduğunu nanopartikül ilavesiyle her iki silikon için de sertlik, çekme dayanımı, yırtılma dayanımı ve uzama yüzdesi gibi mekanik özelliklerinde artış görüldüğü rapor edilmiştir (148).

Alsmael ve ark. RTV tip VST-50 silikon elastomere %0.5 ve %1 oranlarında nano titanyum silikat ilave ederek mekanik özellikler üzerine etkisini araştırmışlardır. Çalışmalarının sonucunda titanyum silikat ilavesinin çekme dayanımını, yırtılma dayanımını ve sertlik değerlerini artırdığı optimum özellikleri %0,5 ilavede elde ettiklerini bildirmişlerdir (149).

Tukmachi ve ark. HTV tip M511 silikon elastomere ağırlıkça %4, %5 ve %6 oranında SiO₂ katarak birçok özelliği üzerine etkilerini araştırmışlardır. Araştırmalarının sonucunda tüm gruplarda çekme dayanımı, yırtılma dayanımı, uzama yüzdesi ve sertlik değerlerinin artış gösterdiğini ancak çekme ve yırtılma dayanımı ile uzama yüzdesi için en çok artışın %5 oranında SiO₂ ilavesiyle, sertlik değeri için en çok artışın ise %6 oranında SiO₂ ilavesiyle oluştuğunu belirtmişlerdir (150).

Alanssari ve ark. RTV tip VST-50F silikon elastomere ağırlıkça %1 oranında SiO₂ ve %0.25 ve %0.5 oranında Polyamide-6 (2mm uzunlukta) ilave ederek yapay yaşlandırma öncesi ve sonrası mekanik özelliklerini incelemiştir. Çalışmanın sonucunda farklı partikül ilavelerinin bazı mekanik özellikleri geliştirdiği belirtilmiştir. Yırtılma dayanımı, sertlik ve yüzey pürüzlülüğü artarken çekme dayanımı ve uzama yüzdesinin azaldığı, yapay yaşlandırma sonrasında mekanik özelliklerin hepsinde iyileşme olduğu ifade edilmiştir (151).

Zayed ve ark. HTV tip A-2186 silikon elastomere ağırlıkça %0.5 - %1- %1.5-%2-%2.5-%3 oranlarında SiO₂ ekleyerek mekanik özelliklerini karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda; çekme dayanımında tüm gruplarda artış olurken en fazla artış %3 SiO₂ konsantrasyonda olmuştur, ağırlıkça %0.5 SiO₂ ilavesinde ise anlamlı bir fark bulunamamıştır. Uzama yüzdesi değerlerinde en büyük değer %1.5 SiO₂ ilave edilen grupta meydana gelmiştir fakat %2 ve %3 SiO₂ ilavesinde gruplarda da çok az bir fark görülmüştür. Yırtılma dayanımı sonuçlarında tüm gruplarda artış görülürken en yüksek değer %3 SiO₂ eklenen grupta olmuştur. Sertlik değerlerinde de SiO₂ ilavesinin sertliği artırdığı bildirilmiştir (152).

Mouzakis ve ark. RTV tip EPISIL-E silikon elastomere ağırlıkça % 0,2 - %0,5 ve yüzde %1 oranında ZnO partikülü ilave ederek yapay yaşlandırma sonrası dinamik mekanik özelliklerini karşılaştırmışlardır. Araştırmanın sonucunda gruplar arasında dinamik mekanik özellikler arasında bir fark bulunamadığını belirtilmiştir (153).

Nobrega ve ark. Silastic MDX4-4210 silikon elastomere ZnO, BaSO₄ ve TiO₂ nanopartiküllerini %1 ve %2 konsantrasyonunda ilave ederek yapay yaşlandırma sonrası mekanik özelliklerini karşılaştırmışlardır. Çalışmalarının sonucunda; nanopartikül ilave edilen tüm gruplarda sertlik, yırtılma dayanımı, kalıcı deformasyon değerlerinin değiştiğini, nanopartikül ilavesinin sertlik değerlerini azalttığını, en yüksek yırtılma dayanımının % 1 lik BaSO₄ grubunda oluştuğunu ve % 1 lik ZnO grubunun ise en düşük kalıcı deformasyon değerinde olduğunu bildirmişlerdir (154).

Jebur ve ark. RTV tip A-2186 silikon elastomere ağırlıkça %0.25 ve %0.5 oranında polyester fiber ilave ederek mekanik özelliklerini karşılaştırmışlardır. Çalışmalarının sonucunda sertlik değeri en yüksek %0.5 polyester fiber ilave edilen grupta çıkarken en düşük kontrol grubunda çıkmıştır, çekme ve yırtılma dayanımı değerlerinde en yüksek değer %0.25 lik grupta görülürken en düşük değer ise %0.5 lik grupta meydana gelmiştir. Uzama yüzdesi değerleri partikül ilavesiyle arttığı görülmüş ve en yüksek değer % 0.5 olan grupta bulunmuştur (155).

Sonnahalli ve ark. M511 silikon elastomere 20 ppm gümüş (Ag) nanopartikül ilave ederek dış hava koşullarına maruz bıraktıktan sonra fiziksel ve mekanik ve fiziksel özelliklerini incelemişlerdir. Sonuç olarak silikon elastomerin

sertliğinde bir azalma meydana gelirken, renk stabilitesi ve yırtılma geriliminde anlamlı bir değişme olmadığını bildirmişlerdir (132).

Araştırmacılar tarafından gerçekleştirilen bir çok çalışmanın da belirttiği üzere çene yüz protezlerinde mekanik özellikleri geliştirmek amacıyla, çeşitli nanopartiküller HTV ve RTV silikonlarda bir çok farklı oranda ilave edilerek test edilmiştir (19, 132, 146-155) . Fakat TiO_2 , SiO_2 ve ZnO partiküllerinin birlikte karşılaştırma yapıldığı bir çalışma bulunmamaktadır. Bu sebepten çalışmamızda ağırlıkça %2 oranında TiO_2 , SiO_2 ve ZnO partikülleri kullanılarak HTV tip silikon elastomer üzerindeki etkileri araştırılmıştır.

Shakir ve ark. Cosmesil M511 marka HTV tip ve VST50 marka RTV tip silikon elastomere ağırlıkça %0.2 ve % 0.25 oranlarında nano TiO_2 ekleyerek mekanik özelliklerini araştırdıklarını çalışmada; RTV tip silikonun çekme dayanımının HTV tip silikondan yüksek olduğunu ve TiO_2 ilavesi ile çekme dayanımlarında artış meydana geldiğini bildirmişlerdir. HTV tip silikon kontrol grubunun çekme dayanımını 3.110 MPa, nano TiO_2 eklenmiş HTV silikonun çekme dayanımı ise 3.360 MPa bulunmuştur (148). Çalışmamızda da bu çalışmayla paralel olarak TiO_2 eklenen grupta çekme dayanımında kontrol grubuna kıyasla artış gözlemlendi. Polimerizasyon tekniği, test makinesinin yük algılama kapasitesindeki farklılıklar dolayısı ile de sayısal verilerde farklılık olduğu düşünülmektedir.

Wang ve ark. MDX4-4210 marka silikon elastomere ağırlıkça %2, %4 ve %6 oranında TiO_2 ilave ederek mekanik özelliklerini araştırdıkları çalışmada; çekme dayanımları; kontrol grubunun 2.65 MPa , %2 TiO_2 grubunun 2.80 MPa , %4 TiO_2 grubunun 3.01 MPa, %6 TiO_2 grubunun ise 3.29 MPa bulunmuştur (147).

Çalışmamızda da TiO_2 ilavesinin çekme dayanımını artırdığı tespit edildi, kontrol grubu 2.64 MPa ile yapılan çalışmaya yakın bir değer verirken %2 TiO_2 ilave ettiğimiz grup 3.22 MPa değerinde hesaplandı. Çalışmamız bu çalışmayla paralellik göstermekte olup TiO_2 ilavesi çekme dayanımını artırmıştır.

Han ve ark. RTV tip A-2186 silikon elastomere TiO_2 , ZnO ve CeO_2 partiküllerini ağırlıkça %, 0.5- %1.0- %, 1.5- %, %2.0- % 2.5 ve % 3.0 oranlarında ekleyerek yaptıkları çalışmada eklenen tüm partiküllerin çekme dayanımını artırdıklarını, TiO_2 ve ZnO gruplarının CeO_2 eklenen gruptan önemli ölçüde daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir (19). Çalışmamızda da partikül ilave edilen tüm grupların çekme dayanımı arttığı belirlendi, en düşük çekme dayanımı 2.64 MPa ile kontrol grubunda tespit edilirken, ZnO grubunun çekme dayanımı 2.73 MPa, TiO_2 3.22 MPa, SiO_2 grubunun ise 3.35 MPa ile en yüksek çekme dayanımına sahip olduğu belirlendi. Elde edilen sonuçlar kapsamında Han ve ark.dan farklı olarak ZnO grubu ile kontrol grubu arasında anlamlı bir fark bulunmamasının sebepleri olarak; ilave edilen partiküllerin sahip olduğu yüzey alanı, yüzey enerjisi, üretim yöntemlerinden kaynaklı saflıklarının değişebilir olması, araştırmada kullanılan silikon elastomer tipinin ve markasının farklı olması sebebiyle oluşan çapraz bağ yapısı ve yoğunluğunun değişkenlik göstermesi olarak düşünülmektedir.

Zayed ve ark. RTV tip A-2186 silikon elastomere ağırlıkça %0,5- %1-- %1,5- %2- %2,5 ve %3 oranında SiO_2 ekleyerek yaptıkları çalışmada; en yüksek çekme dayanımı değerinin 3.62 MPa ile %3 SiO_2 içeren grup olduğunu eklenen miktar ile çekme dayanımının arttığını fakat 2.78 MPa değerinde olan kontrol grubu ile % 0.5 SiO_2 içeren grup ile arasında anlamlı bir fark olmadığını belirtmişlerdir

(152). Çalışmamızda SiO₂ eklenen grup 3.35 MPa ile TiO₂, ZnO ve kontrol grubundan daha yüksek değerde bulundu.

Alsmael ve ark. RTV tip silikon elastomere titanyum silikat ağırlıkça %0,5 ve %1 oranında ekleyerek mekanik özelliklerini karşılaştırmışlardır. Çekme dayanımı en yüksek 8.01 MPa değeri ile %0,5 lik grupta olduğu tespit edilmiştir. %1 titanyum silikat eklenen grubun çekme dayanımı değerini 7.63 MPa kontrol grubunun ise 7.01 MPa olduğunu bildirmişlerdir (149). Çalışmamızda en yüksek çekme dayanımı ilk olarak 3.35 MPa ile SiO₂ grubu olarak belirlenirken TiO₂ grubu 3.22 MPa değeri ile ona çok yakın bir değerde tespit edildi. Bu çalışmada titanyum ve silikat partiküllerinin birleştirilerek silikon elastomere eklenmiştir, çalışmamızda titanyum nanopartikülü ve silikondioksit nanopartikülü ayrı ayrı ilave edilerek değerlendirildiği için değerlerin daha düşük olduğu düşünülmektedir.

Tukmachi ve ark. HTV tip cosmesil M511 marka silikon elastomere ağırlıkça %4, %5 ve %6 oranında SiO₂ ekleyerek etkilerini araştırmışlardır. En yüksek çekme dayanımı değerini 4.071 MPa ile %5 SiO₂ eklenen grupta olduğunu belirtmişlerdir. %6 SiO₂ eklenen grubun çekme dayanımı 3.321 MPa, %4 SiO₂ eklenen grubun değeri 3.07 MPa kontrol grubunun ise 1.958 MPa olduğunu bildirmişlerdir (150). Çalışmamızda kontrol grubu 2.64 MPa iken %2 SiO₂ ilave edilen grup 3.35 MPa tespit edilerek, bu çalışmayla paralel olarak SiO₂ ilavesinin çekme dayanımını artırdığı belirlendi.

Çalışmamızda çekme dayanımı test sonuçlarında en yüksek değer SiO₂ ilave edilen grupta 3.35 MPa, 3.22 MPa değerinde hesaplanan TiO₂ eklenen grup ikinci sırada, ZnO ilave edilen grup ise 2.73 MPa değerinde belirlendi. Kontrol grubunun yırtılma dayanımı değeri ise 2.64 MPa olarak kaydedildi. ZnO ilavesinin

istatistiksel olarak çekme dayanımına anlamlı bir farkı olmadığı tespit edildi. Çalışmamız çekme dayanımı test sonuçları detaylı olarak incelenen araştırmacıların çalışmaları ile paralellik göstermektedir (19, 147-150, 152).

Uzama yüzdesi protezin baş ve boyun hareketlerinde esneyebilmesi açısından önemli bir parametredir. İdeal bir çene yüz protezinin uzama yüzdesi değerlerinin yüksek olması gerekmektedir (16).

Shakir ve ark. Cosmesil M511 marka HTV tip ve VST50 marka RTV tip silikon elastomere ağırlıkça %0.2 ve % 0.25 oranlarında nano TiO_2 eklemeleri sonucunda; uzama yüzdesi değerlerinin RTV silikonun HTV silikondan daha yüksek olduğunu, HTV silikon uzama yüzdesini 1040.561 TiO_2 ilave edilen grubun ise 1097.500 bulduklarını belirtmişlerdir (148). Çalışmamız bu çalışma ile paralellik göstermektedir. Kontrol grubu 909.26 TiO_2 ilave edilen grubun 1017,23 tespit edildi.

Wang ve ark. MDX4-4210 marka silikon elastomere %2, %4 ve %6 oranında TiO_2 ilave etmiştir. Uzama yüzdesi test sonuçlarında %2 ilave edilen grubun test sonuçlarının 254.28 değeri ile en yüksek değerde olduğunu kontrol grubunun 203.23, %4 SiO_2 ilave edilen grubun 192.83, %6 SiO_2 ilave edilen grubun uzama yüzdesinin ise 142.15 bulduklarını açıklamışlardır (147). Çalışmamızın sonucu bu araştırma ile paralellik göstermekte olup, TiO_2 ilavesinin belirli bir yüzdeden sonra uzama yüzdesi değerlerinin azaldığı bu çalışma da görülmektedir. Sayısal verilerin farklı değerlerde çıkması kullanılan silikon elastomer tipinden kaynaklı olarak bizim çalışmamızda daha yüksek çıktığı düşünülmektedir.

Han ve ark. RTV tip A-2186 silikon elastomere TiO_2 , ZnO ve CeO_2 partiküllerini ağırlıkça %, 0.5- %1.0- %, 1.5- %, %2.0- % 2.5 ve % 3.0 oranlarında

ekleyerek yaptıkları çalışmada uzama yüzdesinde en yüksek değerlerinin partiküller arasında fark bulunmadığını, en yüksek değerlerin %2 ve %2.5 oranlarında olduğunu bildirmişlerdir (19). Çalışmamızda SiO₂ ve ZnO ilave edilen gruplar ile kontrol grubu arasında anlamlı bir fark bulunmaması bu araştırma ile paralellik göstermekte olup TiO₂ eklenen grup diğer gruplardan daha yüksek bulundu. Bunun sebebinin kullanılan silikon elastomerlerin farklılığından kaynaklı çapraz bağ yapısı ve miktarındaki değişimden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Zayed ve ark. RTV tip A-2186 silikon elastomere ağırlıkça %0.5- %1-%1.5- %2-%2.5 ve %3 oranında SiO₂ ekleyerek yaptıkları çalışmada en yüksek uzama değerinde tüm gruplarda artış meydana geldiği 754.8 ile %1,5 SiO₂ içeren grupta olduğunu, %2 ve % 3 oranlarındaki gruplarda ise uzama yüzdesinde küçük miktarda azalma olduğunu bildirmişlerdir (152). Çalışmamız da bu araştırma ile paralel olarak %2 SiO₂ ilavesi uzama yüzdesinde küçük miktarda azalma tespit edildi. Kontrol grubu uzama yüzdesi 909,26 hesaplanırken SiO₂ içeren grubun uzama yüzdesi 900,03 hesaplandı. Sayısal verilerdeki bu farklılık kullanılan Cosmesil M511 HTV tip silikon iken bu çalışmada kullanılan silikonun RTV tipte olmasından dolayı olduğu düşünülmektedir.

Azeez ve ark. RTV tip VST-50, Factor II marka silikon elastomere ağırlıkça %0.5-%1-%1.5 Ag-Zn zeolit ekleyerek yaptıkları çalışmanın sonucunda uzama yüzdesinin partikül ilavesiyle azaldığını, kontrol grubunun 342,5 bulunurken en az değer %1.5 grubunda ki 312.9 hesapladıklarını bildirmişlerdir (156). Bizim çalışmamızda yapılan bu araştırmayla benzer olarak SiO₂ partikülleri ilavesinin uzama yüzdesi değerlerinin kontrol grubundan küçük miktarda düşük olduğu belirlendi, ZnO ilave edilen grup ise çok az bir farkla kontrol grubundan daha

yüksek bulundu bu gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı. Bu farklılığın sebebinin kullanılan silikon elastomer tipinin farklı olması, kullanılan nanopartikül özelliklerinin farklılık göstermesi dolayısıyla olduğu düşünülmektedir.

Çalışmamızda çıkan uzama yüzdesi verilerinde en yüksek değer TiO_2 grubuna ait bulundu. Bu sonuç Shakir ve arkadaşlarının yaptığı çalışma ile benzerlik göstermektedir (148). Diğer gruplar arasında anlamlı bir fark bulunamamış olup literatür taraması yapıldığında çeşitli sonuçlar görülmektedir. Buna sebep olabilecek etmenler yukarıda ayrı ayrı incelenmiştir.

Shakir ve ark. Cosmesil M511 marka HTV tip ve VST50 marka RTV tip silikon elastomere ağırlıkça %0.2 ve % 0.25 oranlarında nano TiO_2 ekleyerek yaptıkları çalışmada yırtılma dayanımı HTV tip silikon elastomer için kontrol grubunda 12.68 kn/m, partikül ilave edilen gruplar için ise 13.940 kn/m veriler ile TiO_2 ilavesinin yırtılma dayanımını artırdığını belirtmişlerdir (148). Çalışmamız bu araştırmayla paralellik göstermekte olup TiO_2 ilavesi yırtılma dayanımını artırdığı belirlendi. Aynı zamanda diğer partikül ilavelerinin de yırtılma dayanımını artırdığı tespit edildi.

Wang ve ark. MDX4-4210 marka silikon elastomere %2, %4 ve %6 oranında TiO_2 ilave ederek yaptıkları çalışmanın sonucunda yırtılma dayanımı sonuçlarını; en yüksek 12.58 MPa ile %2 TiO_2 içeren grupta olduğunu, kontrol grubu değerinin 10.21 MPa , %6 TiO_2 eklenen grupta ise azalma meydana geldiğini ve sonucun 6.03 MPa hesaplandığını belirtmişlerdir (147). Çalışmamızda %2 oranında ilave edilen TiO_2 ve diğer partiküllerde gözlemlenen artış bu araştırmayla paralellik göstermektedir.

Han ve ark. RTV tip A-2186 silikon elastomere TiO_2 , ZnO ve CeO_2 partiküllerini ağırlıkça %, 0.5- %1.0- %, 1.5-%, %2.0-% 2.5 ve % 3.0 oranlarında ekleyerek yaptıkları çalışmada; tüm nanopartikül ilavelerinin yırtılma dayanımını artırdıkları gruplar arasında en fazla değerlerin %2 ve %2.5 konstrasyonlarında olduğunu, %2 TiO_2 grubunun ise en yüksek değerde olduğunu belirtmişlerdir (115). Çalışmamız bu çalışmayla paralellik göstermektedir. %2 oranında TiO_2 , SiO_2 ve ZnO partikülleri ilavesinin yırtılma dayanımını artırdığı gözlemlendi SiO_2 ilave edilen grubun yırtılma dayanımı ise en yüksek değerde bulundu.

Zayed ve ark. RTV tip A-2186 silikon elastomere ağırlıkça %0,5- %1-- %1,5-%2-%2,5 ve %3 oranında SiO_2 ekleyerek yaptıkları çalışmada; en yüksek yırtılma dayanımı değerinin %3 SiO_2 içeren grupta 45.90 N/mm bulunduğunu ve ilave edilen partikül oranıyla doğru orantılı olacak şekilde yırtılma dayanımının artış gösterdiğini belirtmişlerdir (152). Çalışmamızda da SiO_2 ilave edilen grubun yırtılma dayanımı 20.84 N/mm tespit edilmiş olup bu değer diğer gruplar arasında en yüksek olduğu belirlendi. Çalışmamızda verilerin daha düşük olmasının sebebi kullanılan silikon elastomer tiplerindeki farklılıktan ileri geldiği düşünülmektedir.

Alsmael ve ark. RTV tip silikon elastomere titanyum silikat ağırlıkça %0.5 ve %1 oranında ekleyerek mekanik özelliklerini araştırdıkları çalışmada, yırtılma dayanımı test sonuçlarında partikül ilave edilen grupların yırtılma dayanımında artış gözlemlendiğini bildirmişlerdir. En yüksek yırtılma dayanımı değerinin %0.5 titanyum silikat içeren grupta 27.92 N/mm , en az yırtılma dayanımı değerinin ise kontrol grubunda 23.29 N/mm hesaplandığını bildirmişlerdir (149). Çalışmamızda bu araştırmadan farklı partiküller kullanılmış olup kullandığımız partiküllerin de yırtılma dayanımını artırdığı belirlendi.

Tukmachi ve ark. Cosmesil M511 marka HTV tip silikon elastomere %4, %5 ve %6 oranında SiO₂ katarak mekanik özellikleri inceledikleri çalışmada; yırtılma dayanımını test sonuçlarında SiO₂ ilavesinin yırtılma dayanımını artırdığını bildirmişlerdir (150). En yüksek yırtılma dayanımını %5 SiO₂ içeren grupta 21.408 N/mm değerinde, en düşük değerde bulunan kontrol grubunun yırtılma dayanımını ise 10.51 N/mm olarak bildirmişlerdir. Çalışmamızda da bu araştırmayla benzer olarak kontrol grubu yırtılma dayanımı 15.51 N/mm SiO₂ ilave edilen grup ise 20.84 N/mm olarak tespit edilerek SiO₂ partiküllerinin yırtılma dayanımını artırdığı belirlendi.

Çalışmamızda yırtılma dayanımı değerleri incelendiğinde partikül ilave edilen gruplardaki artış yukarıda detaylı olarak incelenen araştırmalarla paralellik göstermektedir.

Sertlik materyallerin yumuşaklığı hakkında bilgi vermektedir. Materyallerin sertliği; protezin daha doğal görünümüne sahip olması, baş ve boyun bölgesi hareketlerine uyum sağlayabilmesi açısından önemlidir (16, 130) Veres ve arkadaşları ideal sertlik değerini 10-40 Shore A arasında olmasını gerektiğini bildirmişlerdir (120).

Tukmachi ve ark. Cosmesil M511 marka HTV tip silikon elastomere %4, %5 ve %6 oranında SiO₂ katarak mekanik özellikleri inceledikleri çalışmada; eklenen SiO₂ ilavesinin miktarı ile doğru orantılı olarak sertlik değerinin artmış olduğunu, en yüksek değer 36.63 Shore A değerinde %6 SiO₂ içeren grupta olduğunu, kontrol grubunun ise 28.27 Shore A değerinde bulunduğunu belirtmişlerdir (150). Çalışmamızda da SiO₂ ilavesinin sertlik değerlerini artırdığı belirlendi

Nobrega ve ark. Silastic MDX4-4210 silikon elastomere ZnO, BaSO₄ ve TiO₂ nanopartiküllerini %1 ve %2 konsantrasyonunda ilave ederek yapay yaşlandırma öncesi ve sonrası mekanik özelliklerini araştırdıkları çalışmada; nanopartikül ilavesinin sertlik değerlerini azalttığını belirtmişlerdir (154). Çalışmamızda SiO₂ ilavesiyle sertlik değerleri artarken TiO₂ ve ZnO ilavesinde sertlik değerlerinin azalması bu çalışmayla paralellik göstermektedir.

Wang ve ark. MDX4-4210 marka silikon elastomere %2, %4 ve %6 oranında TiO₂ ilave ederek yaptıkları çalışmada sertlik testi sonuçlarında; eklenen TiO₂ ilavesiyle doğru orantılı olarak Shore A değerlerinin arttığını belirtmişlerdir. Kontrol grubu sertlik değerinin 25.07 Shore A ile en düşük, %6 TiO₂ ilave edilen grup ise 31.97 Shore A değeri ile en yüksek değerde tespit ettiklerini bildirmişlerdir (147). Çalışmamızda TiO₂ ilavesinin sertlik değerlerini düşürmesinin nedeni; kullanılan silikon elastomerin farklı olmasından dolayı, meydana gelen çapraz bağ yapısı ve yoğunluğundaki farklılıklardan olabileceği düşünülmektedir.

Çalışmamızda kullanılan nanopartiküllerin farklı fiziksel ve kimyasal özellikte olmaları, silikon elastomerle farklı konfigürasyon ve yoğunlukta çapraz bağ kurmaları, polimerizasyon yöntemlerindeki çeşitlilik, test numunelerinin saklanma koşulları, mekanik testlerin uygulandığı odanın sıcaklığı, test cihazlarının hassasiyetlerinin değişkenlik göstermesi gibi etkenler dolayısıyla silikon elastomere uygulanan mekanik testlerde farklı sonuçlar elde edilebileceği düşünülmektedir.

Çene yüz protezlerinin yetersiz hijyeni çevre dokuların iritasyonu ile sonuçlanabilir (157). Normal bir cilt yüzeyinde doğal olarak bakteriler, mantarlar ve çeşitli mikroorganizmalar bulunur fakat aşırı ısı ve nem varlığı, kontrolü zayıf

olan diabetes mellitus, uzun süreli antibiyotik kullanımı gibi olumsuz koşullarda bu mikroorganizmalar biyofilm tabakasının oluşmasına ve endojen enfeksiyonlara neden olabilir (158). Biyofilm; doku üzerinde veya protez, katater gibi yüzeylerde çeşitli mikroorganizmaların bir araya gelerek hücrel topluluklar meydana getirmesiyle oluşur (159). Böylece doğal ortamdaki mikroorganizmalar konakçının savunmasına ve antimikrobiyal ajanlara karşı bir savunma geliştirirler bu durum da patojenik sürecin başlamasına sebep olur (157). Mekanik ve kimyasal temizleme özellikle pürüzlü yüzeylerde biyofilmi tamamen uzaklaştırmada yetersiz kalmaktadır. Ayrıca çeşitli çalışmalar protez yüzeyinin aşırı temizlenmesinin veya uygun olmayan temizleyicilerin kullanımının silikon elastomerin yüzey bozulması ve deformasyonu ile sonuçlanabileceğini belirtmişlerdir (160, 161).

Çene yüz protezi ve parmak yapımında kullanılan silikon elastomerlerin yüzeylerinde meydana gelen mantar kolonizasyonu sonucunda renginin değiştiği bildirilmiştir (162).

Temizleme yöntemlerinin çoğu zaman yetersiz olmasından ve protez yüzeyine zarar vermesinden dolayı, protez temizleme yöntemlerinin geliştirilmesi ya da biyouyumlu, antimikrobiyal bir ajan ile silikonun birleştirilerek biyofilm tabakası oluşumuna daha dirençli yeni bir materyal oluşturulması önerilmektedir (163).

Yukarıda bahsedilen sebepler göz önünde bulundurularak silikon elastomere TiO_2 , ZnO ve SiO_2 ilave edilmesiyle antimikrobiyal özellik kazandırılması amaçlanmıştır.

Nanopartiküller diş hekimliğinde enfeksiyonları önlemek ve tedavi etmek için yeni bir yöntem olarak değerlendirilebilir (164). Geniş yüzey alanı ve yüksek

yük yoğunluğuna sahip nanopartiküller, bakterilerin negatif yüklü yüzeyleri ile etkileşime girerek antimikrobiyal etkinliğin artmasını sağlarlar (165). Metal ve organik nanopartiküller, geniş spektrumlu bakteriyel özelliklerinden dolayı diş hekimliğinin çeşitli alanlarında tercih edilmektedirler (164).

Birçok çalışma nanopartiküllerin antibakteriyel özelliklerinin ilaçlara karşı direnç geliştiren bakteriler üzerinde etkili olduğunu göstermiştir (166-168).

Azam ve ark. metal oksit nanopartiküllerin gram pozitif ve gram negatif bakteriler üzerindeki etkilerini araştırdıkları çalışmada; ZnO, CuO, ve Fe₂O₃ nano partiküllerinin antimikrobiyal etkinliklerini incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda en etkili antimikrobiyal partikülün ZnO, daha sonra CuO en az etkinliği gösteren ise Fe₂O₃ olarak bildirmişlerdir (169).

Arora ve arkadaşları TiO₂ nano partikülünün *Pseudomonas aeruginosa* üzerine etkinliğini araştırdıkları çalışmada, TiO₂ nano partikülünün tek başına antibakteriyel etkinlik gösterdiğini, bu özelliğinin ceftazidime ve cefotaxime antibiyotiklerine yakın olmakla birlikte çok az miktarda düşük olduğunu belirtmişlerdir. Antimikrobiyal aktivitenin, Cefotaxime ile kombine edildiğinde arttığını, cefotaxime ile kombine edildiğinde ise değişmediğini bildirmişlerdir (170).

Dyshlyuk ve ark. TiO₂, ZnO ve SiO₂ nanopartiküllerinin antimikrobiyal etkinliğini değerlendirmişlerdir ve ZnO partiküllerinin bakteri türleri arasındaki etkinlik miktarı farklı olsa da en yüksek antimikrobiyal etkinliği gösterdiklerini, TiO₂ ve SiO₂ partiküllerinin antimikrobiyal özelliklerinin daha düşük olduğunu ve gün ışığının etkisiyle bu özelliklerinin azaldığını bildirmişlerdir (171).

Kasraei ve ark. kompozit rezine ağırlıkça %1 Ag ve ZnO nanopartikülleri ekleyerek *Streptococcus mutans* ve *Lactobacillus* mikroorganizmaları üzerine antibakteriyel özelliklerini incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda; Ag ve ZnO nanopartiküllerinin *Streptococcus mutans* ve *Lactobacillus* bakterilerinin büyümesini inhibe ettiğini, ZnO içeren grupta *Streptococcus mutans* sayısını Ag içeren gruba kıyasla daha yüksek bulmuşlardır, *Lactobacillus* için iki grup arasında anlamlı bir fark olmadığını fakat kontrol grubundan daha az sayıda *Lactobacillus* olduğunu belirtmişlerdir, sonuç olarak Ag ve ZnO ilavesinin *Streptococcus mutans* ve *Lactobacillus* bakterilerinin büyümesini inhibe ettiğini bildirmişlerdir (166).

Alrahlah ve ark. Polimetilmetakrilat dental kaide materyaline ağırlıkça %1, %2 ve %3 oranında TiO₂ ilave mekanik, viskoelastik özellikleri ile mikrobiyal tutulumlardaki farklılıkları araştırmışlardır. Çalışmalarının sonucunda TiO₂ ilavesinin en önemli etkisinin termal özellikler üzerine olduğunu, mekanik özellikleri geliştirdiğini belirtmişlerdir. Antimikrobiyal araştırmalarında ise *E. faecalis* ve *P. Aeruginosa* tutulumlarının TiO₂ ilavesiyle doğru orantılı olarak azaldığını bildirmişlerdir (172).

El Shafie ve ark. MED-4210 silikon elastomere ağırlıkça %2, %4, %6, %8 ve %10 oranlarında TiO₂ ilave ederek fungal tutulumu araştıran mikrobiyal bir çalışma yapmışlardır. Çalışmanın sonucunda; lazer mikroskop görüntülerinin %2, %4 ve %6 TiO₂ oranlarının yeterli dağılımı sağladığını, fungal çoğalmanın artan konsantrasyonla ters orantılı olarak azaldığını, %6 TiO₂ ilavesinin daha ekonomik olması ve mekanik özellikler üzerine daha az etkisi olduğu bilindiğinden dolayı kullanımının uygun olacağını bildirmişlerdir (173).

Yukarıda belirtildiği gibi nanopartiküller tek olarak antimikrobiyal teste tabi tutulduğunda başarılı sonuçlar vermişlerdir, yapılan çalışma sayısı az olmakla birlikte nanopartiküllerin dental materyallere eklenmesi ile modifiye edilmiş materyaller üzerinde bakteriyel tutulumun daha az olduğu belirtilmiştir. Bizim çalışmamızdaki amaç; araştırmacılar tarafından antimikrobiyal özellikleri olduğu bildirilen TiO₂, SiO₂ ve ZnO nanopartiküllerin silikon elastomere antimikrobiyal özellik kazanımını değerlendirmek yönünde oldu.

Ginjumpalli ve ark. irreversible hidrokolloid ölçü malzemesine ağırlıkça % 0.5- %1- %2 ve % 5 oranlarında Ag nanopartikülleri ekleyerek antimikrobiyal etkinliğini değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda modifiye edilen ölçü maddesinin, eklenen nanopartikül yüzdesi ile doğru orantılı olarak; *E. Coli*, *S. Aureus*, *C. Albicans*, mikroorganizmalarına karşı antimikrobiyal etkinlik gösterdiği belirtilmiş (174).

Çalışmamızda eklenen nanopartiküllerin silikon elastomere antimikrobiyal özellik katmadığı belirlendi. Bunun sebepleri; silikon elastomerin değişen kimyasal yapısı ile birlikte nanopartikülün antimikrobiyal etkinliğinin azalması, ilave edilen partikül miktarına bağlı olarak antimikrobiyal etkinliğinin yetersiz kalması veya eklenen nanopartiküllerin özgül antimikrobiyal aktivitelerinin yeterli olmaması olabilir. Literatürde nano partikül ilavesiyle yapısı değiştirilen materyallerin antimikrobiyal etkinliğinin değerlendirildiği çalışma oldukça az olup bu konu da daha fazla araştırma yapılması gerektiği düşünülmektedir.

Sonuçlar

Çalışmamızdan elde edilen bilgiler doğrultusunda aşağıdaki çıkarımlar yapılabilir;

- 1) Silikon elastomere TiO_2 , ZnO ve SiO_2 nanopartiküllerinin eklenmesi ile silikon elastomerin çeşitli mekanik özelliklerinde değişim gözlemlenmiştir.
- 2) Eklenen nanopartiküller ile silikon elastomerin çekme dayanımı artırılmıştır. Çekme dayanımında en fazla artış sağlayan nanopartikül SiO_2 , ikinci TiO_2 olarak belirlenmiştir. ZnO nanopartiküllerinin ilavesiyle çekme dayanımında bir miktar artış gözlenmiş olsa da bu sonuç istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.
- 3) Uzama yüzdesini en çok artıran nanopartikül TiO_2 olarak tespit edilmiştir. ZnO ve SiO_2 partiküllerinin uzama yüzdesi değerlerinde belirli bir etkinliğe sahip olmadığı belirlenmiştir.
- 4) Yırtılma dayanımını kullanılan tüm nanopartiküller artırmıştır. En çok artıran partikül SiO_2 olarak belirlenirken ZnO ve TiO_2 ilave edilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.
- 5) Sertlik değerini SiO_2 nanopartikülleri artırırken, ZnO ve TiO_2 partiküllerinin azalttığı tespit edilmiştir. ZnO ve TiO_2 grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.
- 6) TiO_2 , ZnO ve SiO_2 nanopartikülleri ilavesi silikon elastomere antimikrobiyal bir özellik kazandırmamıştır.

7. KAYNAKLAR

1. Fialka-Moser V, Crevenna R, Korpan M, Quittan M. Cancer rehabilitation: particularly with aspects on physical iMPairments J Rehabil Med. 2003;35 (4):153-62.
2. Yazdanie N, Manderson RD. Prosthetic management and rehabilitation of an extensive intraoral and facial defect. Int J Prosthodont. 1989;2 (6):550-4.
3. Öztürk E. Üç Farklı Çene Yüz Protezi Silikon Elastomerinin Fiziksel Özelliklerinin Karşılaştırılmalı Olarak İncelenmesi. Uzmanlık Tezi. Gazi Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı 2009.
4. Goiato MC, Ribeiro Pdo P, Pellizzer EP, Garcia Júnior IR, Pesqueira AA, Haddad MF. Photoelastic analysis of stress distribution in different retention systems for facial prosthesis. J Craniofac Surg. 2009;20 (3):757-61
5. 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;9:85.
6. Hatamleh MM, Watts DC. Mechanical properties and bonding of maxillofacial silicone elastomers. Dent Mater. 2010;26 (2):185-91.
7. Çevik P. Silika ve titanyum dioksit ilavesinin iki farklı maksillofasiyal silikon elastomerin mekanik özelliklerine etkisi: Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2013.
8. Brent B. A personal approach to total auricular construction: case study. Clin Plast Surg. 1981;8 (2):211-221.
9. Goiato MC, Pesqueira AA, da Silva CR, Gennari Filho H, dos Santos DMJJOP, Reconstructive, Surgery A. Patient satisfaction with maxillofacial prosthesis. Literature review. J Plast Reconstr Aesthet Surg 2009;62 (2):175-180.
10. 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 (5):438-41.
11. Wilkes GH, Wolfaardt JF. Osseointegrated alloplastic versus autogenous ear reconstruction: criteria for treatment selection. Plast Reconstr Surg. 1994;93 (5):967-79.
12. Wolfaardt JF, Cleaton-Jones P, Lownie J, Ackermann G. BiocoMPatibility testing of a silicone maxillofacial prosthetic elastomer: soft tissue study in primates. J Prosthet Dent. 1992;68 (2):331-8.
13. Hatamleh MM, Watts DC, Esthetic, Dentistry R. Effects of Bond Primers on Bending Strength and Bonding of Glass Fibers in Fiber-Embedded Maxillofacial Silicone Prostheses. 2011;20 (2):113-9.
14. Wolfaardt JF, Chandler HD, Smith BA. Mechanical properties of a new facial prosthetic material. J Prosthet Dent. 1985;53 (2):228-34.

15. Mohite UH, Sandrik JL, Land MF, Byrne G. Environmental factors affecting mechanical properties of facial prosthetic elastomers. *Int J Prosthodont.* 1994;7 (5):479-86
16. Beumer J, Curtis TA, Marunick MT. Maxillofacial rehabilitation: prosthodontic and surgical considerations: Ishiyaku Euroamerica; 1996.
17. Andreopoulos AG, Evangelatou M, Tarantili PA. Properties of maxillofacial silicone elastomers reinforced with silica powder. *J Biomater Appl.* 1998;13 (1):66-73.
18. 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 Nov;27 (6):775-779.
19. 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 Dec;100 (6):465-473.
20. Boucher LJ, Adisman IK, Rahn AO. Education in maxillofacial prosthetics. *J Prosthet Dent.* 1970 Jul;24 (1):94-99.
21. Bulbulian AH. Facial prosthesis: Saunders; 1945.
22. McKinstry RE. Fundamentals of facial prosthetics: ABI Professional publications; 1995.
23. Andres CJ, Haug SP, Munoz CA, Bernal G. Effects of environmental factors on maxillofacial elastomers: part I—literature review *J Prosthet Dent.* 1992;68 (2):327-30.
24. Bulbulian AH. Problems of facial prosthesis. *Surg Clin North Am.* 1946; 26:846-58
25. Barnhart GW. A new material and technic in the art of somato-prosthesis. *J Dent Res.* 1960;39 (4):836-844.
26. Bulbulian AH. Maxillofacial prosthetics: Evolution and practical application in patient rehabilitation. *J Prosthet Dent.* 1965;15 (3):554-69.
27. Khindria S, Bansal S, Kansal M. Maxillofacial prosthetic materials. *Indian J Dent* 2009;9 (1):2.
28. Beatty MW, Mahanna GK, Dick K, Jia W. Color changes in dry-pigmented maxillofacial elastomer resulting from ultraviolet light exposure *J Prosthet Dent.* 1995
29. Bulbulian AH. Charles C Facial prosthetics: Thomas Publisher; 1973.
30. Bercowitsch GG. Facial restoration. *Dental Cosmos* 1928;70:167-70.
31. Kazanjian V, Rowe AT, Harry A. Prosthesis of the mouth and face: a symposium. *J Dent Res* 1932;12 (5):651-93.
32. Dilek U. Yüz Protezleri Yapımında Kullanılan İki Farklı Tip Silikon Elastomerin İn Vivo İmplantasyon Tekniği İle Biyolojik Uyumluluk Açısından Kıyaslanması, Doktora tezi, İstanbul: İstanbul Üniversitesi, 2006.

33. Koran A, Yu R, Powers JM, Craig RG. Color stability of a pigmented elastomer for maxillofacial appliances. *J Dent Res* 1979;58 (5):1450-4.
34. Jani RM, Schaaf NG. An evaluation of facial prostheses *J Prosthet Dent*. 1978;39 (5):546-50.
35. Yu R, Koran A. Dimensional stability of elastomers for maxillofacial applications. *J Dent Res*. 1979;58 (9):1908-1909.
36. Lewis DH, Castleberry DJ. An assessment of recent advances in external maxillofacial materials. *J Prosthet Dent*. 1980;43 (4):426-432.
37. Craig R, Powers J. Restorative dental materials. *J Biomed Mater Res*. 2002:126-53.
38. Lontz JF. State-of-the-art materials used for maxillofacial prosthetic reconstruction *Dent Clin North Am*. 1990;34 (2):307-25.
39. Chalian VA, Drane JB, Standish SM. Maxillofacial prosthetics: multidisciplinary practice: Williams & Wilkins CoMPany, 1972.
40. Maller US, Karthik K, Maller SV Maxillofacial prosthetic materials—past and present trends. *JJIADS*. 2010;1 (2):42-4.
41. Powers JM, Sakaguchi RL, Craig RG. Craig's restorative dental materials/edited by Ronald L. Sakaguchi, John M. Powers: Philadelphia, PA: Elsevier/Mosby, 2012.
42. Beumer J, Curtis T, Firtell D. Maxillofacial rehabilitation. Mosby 1979:90-169.
43. Cantor R, Webber RL, Stroud L, Ryge G. Methods for evaluating prosthetic facial materials *J Prosthet Dent*. 1969;21 (3):324-32.
44. Jani R, Schaaf N. An evaluation of facial prostheses *J Prosthet Dent*. 1978;39 (5):546 50.
45. Gonzalez J. Polyurethane elastomers for facial prostheses. *J Prosthet Dent*. 1978;39 (2):179-87.
46. Powers J, Sakaguchi RJSL. Craig's Restorative Dental Materials 12th ed Mosby. 2006:198-199.
47. Goldberg AJ, Craig RG, Filisko F. Polyurethane elastomers as maxillofacial prosthetic materials. *J Dent Res*. 1978;57 (4):563-9.
48. Polyzois GL, Dent M. Dynamic mechanical properties of silicone maxillofacial prosthetic materials and the influence of frequency and temperature on their properties *Int J Prosthodont*. 2003;16 (4):369.
49. Patel M, Skinner AR, Maxwell RS. Sensitivity of condensation cured polysiloxane rubbers to sealed and open-to air thermal ageing regimes. *Polymer Testing* 2005;24 (5):663-8.
50. İspir E, Serin S. Polisiloksanlar ve kullanım alanları. *Fen ve Mühendislik Dergisi* 2006;9 (2):46-52.
51. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L, Ankara. *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi* A.Ü. Basım Evi, 1993;515.

52. Aziz T, Waters M, Jagger R, Biomaterials TASf, Biomaterials tKSf. Development of a new poly (dimethylsiloxane) maxillofacial prosthetic material. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2003;65 (2):252-261.
53. Aziz T, Waters M, Jagger R. Analysis of the properties of silicone rubber maxillofacial prosthetic materials. *J Dent* 2003;31 (1):67-74.
54. Chalian VA, Majid AA, Leckrone W. Milling machine for coloring heat-vulcanizing silicone materials in maxillofacial prosthetics. 1974;31 (1):78-82.
55. Ahmet H. Craig's. Restorative dental materials. *Br J* 2019
56. Koran A, Yu R, Powers JM, Craig R. Color stability of a pigmented elastomer for maxillofacial appliances *J Dent Res*. 1979;58 (5):1450-1454.
57. O'Brien W, IL, USA. Dental Materials and Their Selection. Quintessence Pub. 2002;23.
58. Craig RG, Powers JM. Restorative dental materials. *St*. 2002;480:552-3.
59. KJ A. Phillips' science of dental materials. 2003;596.
60. Nayır E. Dişhekimliği Maddeler Bilgisi. 1999 (4019):120-50.
61. Phillips R. Anusavice KJ Phillips' Science of Dental Materials. St. Louis, Mo: Saunders, 2003.
62. Abdelnabi MM, Moore DJ, Sakumura J In vitro coMParison study of MDX-4-4210 and polydimethyl siloxane silicone material *J Prosthet Dent* 1984;51 (4):523-6.
63. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' science of dental materials: Elsevier Health Sciences, 2012.
64. Young RJ, Lovell PA. Introduction to polymers: CRC press, 2011.
65. Ratner BD, Hoffman AS, Schoen FJ, Lemons JE. Biomaterials science: an introduction to materials in medicine: Elsevier, 2004.
66. Owen M. Why silicones behave funny. *Citeseer* 1981;11 (5):288-92.
67. Morris-Jones R, Robertson S, Ross J. Dermatitis caused by physical irritants. *Br J Dermatol*. 2002;147 (2):270-5.
68. Leow M, Kour A, Inglis T. international o. Fungal colonisation in digital silicone rubber prostheses. *Prosthet Orthot Int*.1997;21 (3):195-198.
69. Busscher H, De Boer C, Verkerke G, Kalicharan R. In vitro ingrowth of yeasts into medical grade silicone rubber. *Int Biodeter* 1994;33 (4):383-90.
70. Kurtulmus H, Kumbuloglu O, Özcan M. Candida albicans adherence on silicone elastomers: effect of polymerisation duration and exposure to simulated saliva and nasal secretion. *Dent Mater*. 2010;26 (1):76-82.
71. Deng H-Y, Zwetchkenbaum S, Noone A. Bond strength of silicone to polyurethane following immersion of silicone in cleaning solutions *J Prosthet Dent*. 2004;91 (6):582-585.

72. Kiat-amnuay S, Johnston DA, Powers JM, Jacob RF. Color stability of dry earth pigmented maxillofacial silicone A-2186 subjected to microwave energy exposure. *J Prosthodont*. 2005;14 (2):91-96.
73. Ramage G, Tomsett K, Wickes BL, López-Ribot JL, Redding S, Denture stomatitis: a role for *Candida* biofilms. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2004;98 (1):53-59.
74. Douglas LJ. *Candida* biofilms and their role in infection. *Trends Microbiol*. 2003;11 (1):30-6.
75. Korting HC, Braun O The effect of detergents on skin pH and its consequences. *Clin Dermatol*. 1996;14 (1):23-28.
76. Spielmann N, Wong DT. Saliva: diagnostics and therapeutic perspectives. *Oral Dis*. 2011;17 (4):345-54.
77. Steinberg D, Eyal S. Early formation of *Streptococcus sobrinus* biofilm on various dental restorative materials. *J Dent*. 2002;30 (1):47-51.
78. Citeau A, Guicheux J, Vinatier C, Layrolle P, Nguyen TP, Pilet P, Daculsi G. In vitro biological effects of titanium rough surface obtained by calcium phosphate grid blasting. *Biomaterials*. 2005;26 (2):157-65.
79. Patel VB, Singh R, Connolly C. CoMParison of a clinical prediction rule and a LAM antigen-detection assay for the rapid diagnosis of TBM in a high HIV prevalence setting. *PloS one*. 2010;5 (12):e15664.
80. Barcs I, Vályi-Nagy T, Panovics J. Clinical occurrence and virulence testing of coagulase-negative staphylococci. *Acta Microbiol Hung*. 1989;36 (4):415.
81. Goldmann DA. Coagulase-negative staphylococci: interplay of epidemiology and bench research. *Am J Infect Control*. 1990;18 (3):211-221.
82. Duggirala A, Kenchappa P, Sharma S, Peeters JK, Ahmed N, Garg P, Das T, Hasnain SE. High-resolution genome profiling differentiated *Staphylococcus epidermidis* isolated from patients with ocular infections and normal individuals. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2007; 48 (7): 3239-3245.
83. Behlau I, Gilmore MS. Microbial biofilms in ophthalmology and infectious disease. *Arch Ophthalmol* 2008;126 (11):1572-81.
84. Khosla R Nanotechnology in dentistry *Famdent Practical Dentistry Handbook*, 2009;9:69-84.
85. Çıracı S, Özbay E, Gülseren O. Türkiye’de Nanoteknoloji. *Tubitak*. 2005.
86. Singh R, Pandey H, Sundar S. Visceral leishmaniasis (kala-azar): challenges ahead *Indian J Med Res* 2006;123 (3):331.
87. Suri SS, Fenniri H, Singh B, toxicology. Nanotechnology-based drug delivery systems. *J Occup Med Toxicol* 2007;2 (1):16.

88. Allahverdiyev AM, Abamor ES, Bagirova M, Rafailovich M. Antimicrobial effects of TiO₂ and Ag₂O nanoparticles against drug-resistant bacteria and leishmania parasites. *Future Microbiol.* 2011;6 (8):933-40.
89. Shrivastava S, Bera T, Roy A. Characterization of enhanced antibacterial effects of novel silver nanoparticles. *IOP Publishing* 2007;18 (22):225103.
90. Uzel İ, Kesim B. Güncel Restoratif ve Profitez Çalışmaları I. *Researchgate.net* 2019.
91. Yang J, Mei S, Ferreira J. Hydrothermal synthesis of nanosized titania powders: influence of tetraalkyl ammonium hydroxides on particle characteristics. *Journal of the American Ceramic* 2001;84 (8):1696-702.
92. Abamor EŞ. Gümüş (Ag) ve Titanyum Dioksit (TiO₂) Nanopartiküllerinin Kütanöz Leishmaniasis Etkeni *L. tropica* Parazitleri Üzerindeki Antileishmanial Etkilerinin İncelenmesi. Yıldız Teknik Üniversitesi, Kimya-Metalurji Fakültesi, Biyomühendislik Böl. İstanbul. 2010.
93. Welch K, Cai Y, Engqvist H, Strømme M. Dental adhesives with bioactive and on-demand bactericidal properties. *Dent Mater* 2010;26 (5):491-9.
94. Saraçoğlu BK. Silika İle Güçlendirilmiş Maksillofasiyal Silikon Elastomerlerin Fiziksel Özelliklerinin Değerlendirilmesi. *Cumhuriyet Dental Journal* 2010; 13 (1):34-9.
95. Safi IN. Evaluation the effect of nano-fillers (TiO₂, AL₂O₃, SiO₂) addition on glass transition temperature, E-Modulus and coefficient of thermal expansion of acrylic denture base material. *J Baghdad Coll Dent* 2014;325 (2212):1-10.
96. Da Silva LH, Feitosa SA, Valera MC et al. Effect of the addition of silanated silica on the mechanical properties of microwave heat-cured acrylic resin. *J. Baghdad Coll.* 2012;29 (2): 1019-1023.
97. Cevik P, Yildirim-Bicer AZ. The effect of silica and prepolymer nanoparticles on the mechanical properties of denture base acrylic resin. *J Prosthodont* 2018;27 (8):763-70.
98. Aladpoosh R, Montazer M. The role of cellulosic chains of cotton in biosynthesis of ZnO nanorods producing multifunctional properties: mechanism, characterizations and features. *Carbohydr Polym.* 2015;126:122-9.
99. Ong CB, Ng LY, Mohammad AW, Reviews SE. A review of ZnO nanoparticles as solar photocatalysts: synthesis, mechanisms and applications. *Renew. Sustain. Energy Rev* 2018;81:536-51.
100. Lakshmi Prasanna V, Vijayaraghavan R. Insight into the mechanism of antibacterial activity of ZnO: surface defects mediated reactive oxygen species even in the dark. *Langmuir.* 2015;31 (33):9155-9162.
101. Antoine TE, Mishra YK, Trigilio J, Tiwari V, Adelung R, Shukla D. Prophylactic, therapeutic and neutralizing effects of zinc oxide tetrapod structures against herpes simplex virus type-2 infection. *Antiviral Res.* 2012;96 (3):363-75.

102. Tamuly C, Saikia I, Hazarika M. Bio-derived ZnO nanoflower: a highly efficient catalyst for the synthesis of chalcone derivatives. *RSC Advances* 2015;5 (12):8604-8608.
103. Pulit-Prociak J, Chwastowski J, Kucharski A, Banach M. Functionalization of textiles with silver and zinc oxide nanoparticles. *Appl Surface Sci* 2016;385:543-553.
104. Dagdeviren C, Hwang SW, Su Y. Transient, biocompatible electronics and energy harvesters based on ZnO. *Small* 2013;9 (20):3398-404.
105. Cross SE, Innes B, Roberts MS. Human skin penetration of sunscreen nanoparticles: in-vitro assessment of a novel micronized zinc oxide formulation. *Skin Pharmacol Physiol*. 2007;20 (3):148-154.
106. Rasmussen JW, Martinez E, Louka P, Wingett DG. Zinc oxide nanoparticles for selective destruction of tumor cells and potential for drug delivery applications *Expert Opin Drug Deliv*. 2010;7 (9):1063-1077.
107. Khan ST, Musarrat J, Al-Khedhairi A, Biointerfaces SB. Countering drug resistance, infectious diseases, and sepsis using metal and metal oxides nanoparticles: current status. *Colloids Surf B Biointerfaces* 2016;146:70-83.
108. Raghupathi KR, Koodali RT, Manna AC. Size-dependent bacterial growth inhibition and mechanism of antibacterial activity of zinc oxide nanoparticles. *Langmuir* 2011;27 (7):4020-4028.
109. Fowsiya J, Madhumitha G, Al-Dhabi NA, Arasu MV, Photocatalytic degradation of Congo red using *Carissa edulis* extract capped zinc oxide nanoparticles. *J Photochem Photobiol B*. 2016;162:395-401.
110. Kiat-Amnuay S, Waters PJ, Roberts D, Gettleman L. Adhesive retention of silicone and chlorinated polyethylene for maxillofacial prostheses. *J Prosthet Dent*. 2008 Jun;99 (6):483-488.
111. McCabe JF. *Diş Hekimliği Maddeler Bilgisi*. İÜ Basımevi ve Film Merkezi, 1999.
112. International ASTM. D412-06 A Standard test methods for vulcanized rubber and thermoplastic elastomers-tension. ASTM International, 2013.
113. Astm D.624-00: Standard test method for tear strength of conventional vulcanized rubber and thermoplastic elastomers. ASTM International, 2007.
114. 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;9:85.
115. 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):465-473.
116. Hatamleh MM, Haylock C, Watson J, Watts DC. Maxillofacial prosthetic rehabilitation in the UK: a survey of maxillofacial prosthetists' and technologists' attitudes and opinions. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2010;39 (12):1186-92.

117. 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):1867-1871.
118. Kantola R, Lassila LV, Tolvanen M, Valittu PK. Color stability of thermochromic pigment in maxillofacial silicone. *J Adv Prosthodont.* 2013;5 (2):75-83.
119. Hatamleh MM, Watts DC. Effects of accelerated artificial daylight aging on bending strength and bonding of glass fibers in fiber-embedded maxillofacial silicone prostheses. *J Prosthodont.* 2010;19 (5):357-363.
120. 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):193-197.
121. Clarson SJ, Fitzgerald JJ, Owen MJ, Smith SD, Van Dyke ME, Synthesis and properties of silicones and silicone-modified materials ACS Publications (San Diego CA, 1-5 April 2001).
122. Clarke RL. Dynamic mechanical thermal analysis of dental polymers. I. Heat-cured poly (methyl methacrylate)-based materials. *Biomaterials.* 1989;10 (7):494-8.
123. Hatamleh MM, Polyzois GL, Nuseir A, Hatamleh K, Alnazzawi A Mechanical properties and simulated aging of silicone maxillofacial elastomers: advancements in the past 45 years. *J Prosthodont.* 2016;25 (5):418-426.
124. Moore DJ, Glaser ZR, Tabacco MJ, Linebaugh MG. Evaluation of polymeric materials for maxillofacial prosthetics. *J Prosthet Dent.* 1977;38 (3):319-326.
125. Sanchez RA, Moore DJ, Cruz DL, Chappell R. CoMParison of the physical properties of two types of polydimethyl siloxane for fabrication of facial prostheses. *J Prosthet Dent.* 1992;67 (5):679-682.
126. Li XN, Zhao YM, Li SB, Liu XC, Wu GF, Zhen LL, et al. CoMParison of mechanical properties of Cosmesil M511 and A-2186 maxillofacial silicone elastomers. *Journal of US-China* 2007;4 (1):34-7.
127. Rai SY, Guttal S. Effect of intrinsic pigmentation on the tear strength and water sorption of two commercially available silicone elastomers. *J Indian Prosthodont Soc.* 2013;13 (1):30-35.
128. Haug SP, Andres CJ, Munoz CA, Okamura M. Effects of environmental factors on maxillofacial elastomers: part III—physical properties. *J Prosthet Dent* 1992; 68 (4):644-51.
129. Udagama A. Urethane-lined silicone facial prostheses. *J Prosthet Dent.* 1987;58 (3):351-354.
130. Dootz E, Koran Ar, Craig RG. Physical properties of three maxillofacial materials as a function of accelerated aging *J Prosthet Dent.* 1994;71 (4):379-383.
131. Polyzois GL. Mechanical properties of 2 new addition-vulcanizing silicone prosthetic elastomers. *Int J Prosthodont.* 1999;12 (4).

132. Sonnahalli NK, Chowdhary R. Effect of adding silver nanoparticle on physical and mechanical properties of maxillofacial silicone elastomer material-an in-vitro study. *J Prosthodont Res.* 2020 Oct;64 (4):431-435
133. Abdul-Ameer FMH. Effect of plant-extract disinfectant solutions on the specific properties of reinforced maxillofacial silicone elastomers with nanofiller and intrinsic pigment. *Eur J Gen Dent* 2020;9 (2):55-61.
134. Zuluaga-Parra JD, Sanchez-Valdes S, Ramos-de Valle LF, et al. Effect of magnetite nanoparticles and their surface modification on the mechanical and magnetic properties of silicon-based magnetic elastomer nanocomposite. *Polymer* 2019;40 (10):3981-3988.
135. Mohammad SA, Wee AG, Rumsey DJ, Schricker SR. Maxillofacial materials reinforced with various concentrations of polyhedral silsesquioxanes. *J Dent Biomech.* 2010 Jul 20;2010:701845.
136. Fatihallah AA, Alsamaraay ME Effect of Polyamide (Nylon 6) Micro-Particles Incorporation into RTV Maxillofacial Silicone Elastomer on Tear and Tensile Strength. *J Bagh Coll Dent* 2017;325 (5593):1-6.
137. Goiato MC, Nobrega AS, Freitas da Silva EV. Tear Strength Analysis of MDX4-4210 and A-2186 Silicones with Different Intrinsic Pigments Incorporated by Mechanical and Industrial Methods. *Int J Dent.* 2019;2019.
138. Bellamy K, Limbert G, Waters MG, Middleton J. An elastomeric material for facial prostheses: synthesis, experimental and numerical testing aspects. *Biomaterials.* 2003;24 (27):5061-6.
139. Sweeney W, Fischer T, Castleberry D, Cowperthwaite GF. Evaluation of improved maxillofacial prosthetic materials. *J Prosthet Dent.* 1972;27 (3):297-305.
140. Khan AA, Alam MM, Polymers F. Synthesis, characterization 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. *Reactive and Functional Polymers*, 2003;55 (3):277-290.
141. Tsubokawa N, Hayashi S, Nishimura J. Grafting of hyperbranched polymers onto ultrafine silica: postgraft polymerization of vinyl monomers initiated by pendant azo groups of grafted polymer chains on the surface. *Reactive and Functional Polymers* 2002;44 (1):69-74.
142. Watson S, Beydoun D, Scott J, Amal R. Preparation of nanosized crystalline TiO₂ particles at low temperature for photocatalysis. *Journal of Nanoparticle Research*, 2004;6 (2):193-207.
143. Kim JJ, Moon HJ, Lim BS, et al. The effect of nanofiller on the opacity of experimental composites. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2007;80 (2):332-8.
144. Garcia-Contreras R, Scougall-Vilchis RJ, Contreras-Bulnes R, et al. Mechanical, antibacterial and bond strength properties of nano-titanium-enriched glass ionomer cement. *J Appl Oral Sci* 2015;23 (3):321-8.

145. Xia Y, Zhang F, Xie H, Gu N. Nanoparticle-reinforced resin-based dental composites. *J Dent.* 2008;36 (6):450-455.
146. Al-Turaif HA Effect of nano TiO₂ particle size on mechanical properties of cured epoxy resin. *Progress in Organic Coatings* 2010;69 (3):241-246.
147. Wang L, Liu Q, Jing D, Zhou S, Shao L. Biomechanical properties of nano-TiO₂ addition to a medical silicone elastomer: the effect of artificial ageing. *J Dent.* 2014;42 (4):475-83.
148. Shakir DA, Abdul-Ameer FM. Effect of nano-titanium oxide addition on some mechanical properties of silicone elastomers for maxillofacial prostheses. *J Taibah Univ Med Sci.* 2018 Apr 3;13 (3):281-290.
149. Alsmael MA, Ali M, Science D. The Effect of Nano Titanium Silicate Addition on Some Properties of Maxillofacial Silicone Material. 2018;6 (5):127-32.
150. Tukmachi M, Moudhaffer M. Effect of nano silicon dioxide addition on some properties of heat vulcanized maxillofacial silicone elastomer. *IOSR Journal of Pharmacy and Biological Sciences (IOSR-JPBS)* 2017;12 (3):37-43.
151. Alanssari BF, Khalaf BS Toxicology. Effect of addition of composite polyamide micro particles and silicone dioxide nanoparticle on some mechanical properties of room temperature vulcanized maxillofacial silicone elastomer before and after artificial aging. In *J Forensic Med & Toxicol*, 2020;14 (1):1013-1019.
152. Zayed SM, Alshimy AM, Fahmy AE. Effect of surface treated silicon dioxide nanoparticles on some mechanical properties of maxillofacial silicone elastomer. *Int J Biomater.* 2014;2014:750398.
153. 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 Nov;21 (6):1867-71.
154. Nobrega AS, Andreotti AM, Moreno A, Sinhoreti MA, Dos Santos DM, Goiato MC. Influence of adding nanoparticles on the hardness, tear strength, and permanent deformation of facial silicone subjected to accelerated aging. *J Prosthet Dent.* 2016 Oct;116 (4):623-629.
155. Jebur A, Fatalla A, Aljudy H. The Effect of Polyester Fibers Addition on Some Mechanical Properties of Room Temperature Vulcanized Maxillofacial Silicon Elastomers. *JJPAM* 2018;12:165-76.
156. Azeez ZA, Tukmachi MS, Mohammed DH, Sciences H. Effect of Silver-Zinc Zeolite Addition on Mechanical Properties of Maxillofacial Silicone. *Int J Med Res & Health Sci* 2018;7 (9):19-29.
157. Guiotti AM, Cunha BG, Paulini MB, Goiato MC, Dos Santos DM, Duque C, Caiaffa KS, Brandini DA, Narciso de Oliveira DT, Brizzotti NS, Gottardo de Almeida MT. Antimicrobial activity of conventional and plant-extract disinfectant solutions on microbial biofilms on a maxillofacial polymer surface. *J Prosthet Dent.* 2016;116 (1):136-43.

158. Bridier A, Briandet R, Thomas V, Dubois-Brissonnet F. Resistance of bacterial biofilms to disinfectants: a review. *Biofouling*. 2011 Oct;27 (9):1017-32.
159. Soll DR. Candida biofilms: is adhesion sexy *Curr Biol*. 2008 Aug 26;18 (16):717-720.
160. Eleni PN, Krokida MK, Polyzois GL, Gettleman L. Effect of different disinfecting procedures on the hardness and color stability of two maxillofacial elastomers over time. *J Appl Oral Sci*. 2013;21 (3):278-83.
161. Barnabé W, de Mendonça Neto T, Pimenta FC, Pegoraro LF, Sclaro JM. Efficacy of sodium hypochlorite and coconut soap used as disinfecting agents in the reduction of denture stomatitis, *Streptococcus mutans* and *Candida albicans*. *J Oral Rehabil*. 2004 May;31 (5):453-459.
162. Masella RP, Dolan CT, Laney WR. The prevention of the growth of *Candida* on silastic 390 soft liner for dentures. *J Prosthet Dent*. 1975;33 (3):250-257
163. Pigno MA, Goldschmidt MC, Lemon JC. The efficacy of antifungal agents incorporated into a facial prosthetic silicone elastomer. *J Prosthet Dent*. 1994 ;71 (3):295-300.
164. Magalhães AP, Moreira FC, Alves DR, Estrela CR, Estrela C, Carrião MS, Bakuzis AF, Lopes LG. Silver nanoparticles in resin luting cements: Antibacterial and physiochemical properties. *J Clin Exp Dent*. 2016;8 (4): 415-422.
165. Cao W, Zhang Y, Wang X, Li Q, Xiao Y, Li P, Wang L, Ye Z, Xing X. Novel resin-based dental material with anti-biofilm activity and improved mechanical property by incorporating hydrophilic cationic copolymer functionalized nanodiamond. *J Mater Sci Mater Med*. 2018;29 (11):162.
166. Kasraei S, Sami L, Hendi S, Alikhani MY, Rezaei-Soufi L, Khamverdi Z. Antibacterial properties of composite resins incorporating silver and zinc oxide nanoparticles on *Streptococcus mutans* and *Lactobacillus*. *Restor Dent Endod*. 2014 ;39 (2):109-14.
167. Fernandes GL, Delbem ACB, do Amaral JG, Gorup LF, Fernandes RA, de Souza Neto FN, Souza JAS, Monteiro DR, Hunt AMA, Camargo ER, Barbosa DB. Nanosynthesis of Silver-Calcium Glycerophosphate: Promising Association against Oral Pathogens. *Antibiotics (Basel)*. 2018;7 (3):52.
168. Cao W, Zhang Y, Wang X, Chen Y, Li Q, Xing X, Xiao Y, Peng X, Ye Z. Development of a novel resin-based dental material with dual biocidal modes and sustained release of Ag⁺ ions based on photocurable core-shell AgBr/cationic polymer nanocomposites. *J Mater Sci Mater Med*. 2017 Jul;28 (7):103.
169. Azam A, Ahmed AS, Oves M, Khan MS, Habib SS, Memic A. Antimicrobial activity of metal oxide nanoparticles against Gram-positive and Gram-negative bacteria: a coMParative study. *Int J Nanomedicine*. 2012;7:6003-6009.
170. Arora B, Murar M, Dhumale V. Antimicrobial potential of TiO₂ nanoparticles against MDR *Pseudomonas aeruginosa*. *J Exper Nanosci* 2015;10 (11):819-27.

171. Dyshlyuk L, Babich O, Ivanova S, Vasilchenko N, Atuchin V, Korolkov I, et al. Antimicrobial potential of ZnO, TiO₂ and SiO₂ nanoparticles in protecting building materials from biodegradation. *Int Biodeteriorat Biodegradation* 2020;146:104821.
172. Alrahlah A, Fouad H, Hashem M, Niazy AA, AlBadah A. Titanium Oxide (TiO₂)/Polymethylmethacrylate (PMMA) Denture Base Nanocomposites: Mechanical, Viscoelastic and Antibacterial Behavior. *Materials (Basel)*. 2018 Jun 27;11 (7):1096.
173. El Shafie SY, El Shimy AM, El Sheredy AG, EL Mousafa MJ. Antifungal effect of photocatalytic nano-titanium dioxide incorporated in silicone elastomer. *Alexandria Dental J* 2019;44 (2):52-60.
174. Ginpalli K, Alla RK, Tellapragada C, Gupta L, Upadhya PeraMPalli N. Antimicrobial activity and properties of irreversible hydrocolloid impression materials incorporated with silver nanoparticles. *J Prosthet Dent*. 2016;115 (6):722-728.

8. EKLER

Ek 1: Etik kurul kararı



T.C.
FIRAT ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU KARARLARI

Oturum Tarihi
31.12.2020

Oturum Saati
14:00

Oturum Sayısı
2020/17 - 29

Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu 31.12.2020 tarihinde saat 14:00'da Kurul Başkanı Prof. Dr. Mustafa KAPLAN başkanlığında, aşağıda imzaları bulunan kurul üyelerinin katılımlarıyla toplanarak gündemdeki konuları görüşmüş ve aşağıdaki kararları almıştır.

Sorumlu Araştırmacı : Dr. Öğr. Üyesi Eyyüp ALTINTAŞ
Diğer Araştırmacılar : Arş. Gör. Dt. Gamze KARAMAN

"Farklı Nanopartikül İlavelerinin, Çene Yüz Protezlerinde Kullanılan Silikon Elastomerin Mekanik, Fiziksel ve Mikrobiyolojik Özelliklerine Etkilerinin Araştırılması" başlıklı tez çalışma 23.01.2020 tarihinde 2020/02-14 nolu kararla tarafımızca onaylanmıştır.

Sorumlu araştırmacının 17.12.2020 tarih ve 430297 sayılı dilekçesinde belirtildiği üzere; Çalışma başlığının "Farklı Nanopartikül İlavelerinin, Çene Yüz Protezlerinde Kullanılan Silikon Elastomerin Mekanik ve Mikrobiyolojik Özelliklerine Etkilerinin Araştırılması" şeklinde değiştirilmesi isteğinin uygun olduğuna oy birliğiyle karar verilmiştir.

Kurul Üyeleri:

Prof. Dr. Mustafa KAPLAN, Prof. Dr. Engin ŞAHNA, Prof. Dr. Demet ÇİÇEK, Prof. Dr. Erdal TAŞKIN (Bulunmadı), Prof. Dr. Seval YILMAZ, Doç. Dr. Nevzat GÖZEL, Doç. Dr. Fazilet ERMAN, Doç. Dr. Burcu GÜL BAYKALIR (Bulunmadı), Dr. Öğr. Üyesi Turgay BÖRK, Dr. Öğr. Üyesi Adem GÖK

E-İmzalıdır
Prof. Dr. Mustafa KAPLAN
Kurul Başkanı

Prof. Dr. Engin ŞAHNA

Prof. Dr. Demet ÇİÇEK

Prof. Dr. Seval YILMAZ

Doç. Dr. Nevzat GÖZEL

Doç. Dr. Fazilet ERMAN

Dr. Öğr. Üyesi Turgay BÖRK

Dr. Öğr. Üyesi Adem GÖK



T.C.
FIRAT ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU
GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU KARARLARI

Oturum Tarihi
23/01/2020

Oturum Saati
13:30

Oturum Sayısı
2020/02-14

Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu 23/01/2020 tarihinde saat 13:30'da Kurul Başkanı Prof. Dr. Mustafa KAPLAN başkanlığında, aşağıda imzaları bulunan kurul üyelerinin katılımlarıyla toplanarak gündemdeki konuları görüşmüş ve aşağıdaki kararları almıştır.

Sorumlu Araştırmacı : Dr. Öğr. Üyesi Eyyüp ALTINTAŞ
Diğer Araştırmacılar : Arş. Gör. Dt. Gamze KARAMAN

"Farklı Nanopartikül İlavelerinin, Çene Yüz Protezlerinde Kullanılan Silikon Elastomerin Mekanik, Fiziksel ve Mikrobiyolojik Özelliklerine Etkilerinin Araştırılması" konulu tez çalışması kurulumuzda görüşülmüş olup; çalışmanın etik kurallara uygun olduğuna oybirliğiyle karar verilmiştir.

Kurul Üyeleri:

Prof. Dr. Mustafa KAPLAN, Prof. Dr. Demet ÇİÇEK, Prof. Dr. Engin ŞAHNA (Bulunmadı), Prof. Dr. Erdal TAŞKIN (Bulunmadı), Doç. Dr. Funda GÜLCÜ BULMUŞ, Doç. Dr. Fazilet ERMAN, Doç. Dr. Burcu GÜL BAYKALIR, Dr. Öğr. Üyesi Turgay BÖRK (Bulunmadı), Dr. Öğr. Üyesi Adem GÖK

E-İmzalıdır
Prof. Dr. Mustafa KAPLAN
Kurul Başkanı

Prof. Dr. Demet ÇİÇEK

Doç. Dr. Funda GÜLCÜ BULMUŞ

Doç. Dr. Fazilet ERMAN

Doç. Dr. Burcu GÜL BAYKALIR

Dr. Öğr. Üyesi ADEM GÖK

9. ÖZGEÇMİŞ

1991 yılında Kırşehir’ de doğdum. İlk ve orta öğrenimimi Kırşehir Cacabey İ.Ö.O’nda, lise öğrenimimi H.F.E Anadolu Lisesinde tamamladım. 2009 yılında Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesine Başladım, 2015 yılında mezun oldum. 2015-2017 yıllarında Ankara Sanatoryum Tıp Merkezi ve Elazığ ADSM’de görev yaptım. 2017 yılında DUS (Diş Hekimliğinde Uzmanlık Sınavı) ile Fırat Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi’nde Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı’nda uzmanlık eğitimime başladım. 2017 tarihinden itibaren aynı bölümde araştırma görevlisi olarak çalışmakta ve uzmanlık eğitimime devam etmekteyim.