

T.C.
ESKİŞEHİR OSMANGAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**ÇENE YÜZ PROTEZLERİNDE KULLANILAN SİLİKON
ELASTOMERİNE İLAVE EDİLEN
NANOPARTİKÜLLERİN FİZİKSEL VE MEKANİK
ÖZELLİKLERE ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Naim Berker ALTUNTAŞ

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı
Doç. Dr. Canan AKAY**

**ESKİŞEHİR
2022**

T.C.
ESKİŞEHİR OSMANGAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**ÇENE YÜZ PROTEZLERİNDE KULLANILAN SİLİKON
ELASTOMERİNE İLAVE EDİLEN
NANOPARTİKÜLLERİN FİZİKSEL VE MEKANİK
ÖZELLİKLERE ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Naim Berker ALTUNTAŞ

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı
Doç. Dr. Canan AKAY**

Bu tez, Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu tarafından 20211690 proje numarası ile desteklenmiştir

ESKİŞEHİR
2022

T.C.
ESKİŞEHİR OSMANGAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ÇENE YÜZ PROTEZLERİNDE KULLANILAN SİLİKON
ELASTOMERİNE İLAVE EDİLEN NANOPARTİKÜLLERİN
FİZİKSEL VE MEKANİK ÖZELLİKLERE ETKİSİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ

Naim Berker Altuntaş

Tez Savunma Tarihi : 16.08.2022

Tez Danışmanı : Doç. Dr. Canan AKAY (Eskişehir Osmangazi Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Emre MUMCU (Eskişehir Osmangazi Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Dr. Öğr. Üyesi Fulya BASMACI (Ankara Yıldırım Beyazıt Ü.)

Onay

Bu çalışma yukarıdaki jüri tarafından Uzmanlık tezi olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Batu Can YAMAN

Dekan

Uzmanlık Tezi
ESKİŞEHİR-2022

UZMANLIK TEZİ BEYANNAMESİ

Uzmanlık tezi olarak sunduğum “**ÇENE YÜZ PROTEZLERİNDE KULLANILAN SİLİKON ELASTOMERİNE İLAVE EDİLEN NANOPARTİKÜLLERİN FİZİKSEL VE MEKANİK ÖZELLİKLERE ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ**” başlıklı araştırmaı danışmanım **Doç. Dr. Canan AKAY**’ın rehberlik ve sorumluluğunda tamamladığımı; çalışma protokolü ve hazırlık süresince bilimsel araştırma ve etik kurallara uygun davrandığımı, verilerin tarafımdan toplandığını, örneklerin tarafımda hazırlandığını; deney, analiz ve görüntüleme işlemlerinin ilgili laboratuvar ve görüntüleme merkezinde tarafımda yapıldığını/yaptırıldığını, tez metnini hazırlarken kaynakçanın eksiksiz olarak gösterildiğini, tezin yazım kılavuzu kurallarına uygun olarak hazırlandığını ve belirtilen hususların aksinin ortaya çıkması durumunda her türlü yasal sonucu kabul ettiğimi beyan ederim.

Naim Berker ALTUNTAŞ

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	III
ÖZET	IV
ABSTRACT.....	VI
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	VIII
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	IX
TABLolar DİZİNİ.....	XI
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. Çene Yüz Protezlerinin Tarihçesi.....	4
2.2. Çene Yüz Protezlerinde Kullanılan Materyaller.....	7
2.2.1. Akrilik Rezinler	8
2.2.2. Akrilik Kopolimerler	9
2.2.3. PVC ve Kopolimerleri	9
2.2.4. Poliüretanlar.....	10
2.2.5. Silikon Elastomerler	11
2.2.5.1. Yüksek Sıcaklıkta Vulkanize (HTV) Silikonlar	11
2.2.5.2. Oda Sıcaklığında Vulkanize (RTV) Silikonlar.....	12
2.3. Çene Yüz Protezinde Bulunması Gereken Özellikler.....	13
2.4. Silikon Elastomerde Mekanik Dayanım Testleri.....	13
2.4.1. Mekanik ve Fiziksel Özellikler.....	14
2.4.2. Sertlik.....	14
2.4.3. Çekme Dayanımı	15
2.4.4. Yırtılma Dayanımı	15

2.4.5. Uzama Yüzdesi	16
2.5. Çene Yüz Protezlerinde Kullanılan Nanopartiküller	17
3. MATERYAL VE METOT	21
3.1. Metal Kalıp Hazırlama.....	22
3.2. Sertlik, Çekme ve Yırtılma Testleri için Örnek Hazırlama	24
3.3. Çalışma Grupları.....	25
3.3.1. Kontrol Grupları	25
3.3.2. %1'lik Bor Nanopartikülü İlave Edilmiş Gruplar.....	27
3.3.3. %3'lik Bor Nanopartikülü İlave Edilmiş Gruplar.....	28
3.4. Testlerin Uygulanması	29
3.4.1. Sertlik (Shore A) Testi.....	29
3.4.2. Çekme Dayanımı Testi	30
3.4.3. Yırtılma Dayanımı Testi	31
3.4.4. Uzama Yüzdesi.....	32
4. BULGULAR.....	33
4.1. Sertlik Testi Bulguları.....	33
4.2. Çekme Dayanımı Testi Bulguları	34
4.3. Yırtılma Dayanımı Testi Bulguları.....	36
4.4. Uzama Yüzdesi Bulguları.....	37
5. TARTIŞMA.....	41
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	55
KAYNAKLAR.....	57
EKLER	73
EK-1. ÖZGEÇMİŞ	73

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince ve tez çalışmam boyunca akademik bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan; sabrı, hoşgörüsü ve güler yüzünü esirgemeyen, çok kıymetli danışman hocam ve Anabilim Dalı başkanımız Sayın Doç. Dr. Canan AKAY'a,

Uzmanlık eğitim hayatım boyunca bilgi ve tecrübelerini esirgemeyen Sayın Prof. Dr. Emre MUMCU'ya,

Uzmanlık eğitim sürem boyunca birlikte çalışmaktan keyif aldığım meslektaşım, arkadaşım Uzm. Dt. Ülvi RZAYEV'e,

Uzmanlık eğitimim süresince beraber çalıştığımız Protetik Diş Tedavi Anabilim Dalı bünyesindeki değerli araştırma görevlisi arkadaşlarım, hemşirelerimiz ve personelimize,

Çalışma sürecimde, laboratuvar ve malzeme desteği veren Cdt. Saim GÜLER'e, Beni bu günlere getiren ve desteklerini esirgemeyen, annem Songül ALTUNTAŞ, babam Mehmet Nuri ALTUNTAŞ, kardeşim Betül ALTUNTAŞ ve Kamil TEKİN'e,

Sonsuz teşekkürlerimle...

ÖZET

Çene Yüz Protezlerinde Kullanılan Silikon Elastomerine İlave Edilen Nanopartiküllerin Fiziksel ve Mekanik Özelliklere Etkisinin Değerlendirilmesi

Amaç: Çene yüz protezlerinde sık kullanılan iki farklı silikon elastomer materyaline bor nanopartikülü ilave edilerek, fiziksel ve mekanik özelliklere olan etkisinin değerlendirilmesidir.

Materyal ve Metot: Bu çalışma; Eskişehir Organize Sanayi Bölgesi (Solpro Danışmanlık Kimya San. ve Tic. Ltd. Şti.), Osmangazi Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Osmangazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı'nda gerçekleştirilmiştir. Çalışmamızda test edilmek üzere iki farklı silikon elastomer; A-2000 ve A-2006 (Factor 2 Inc. Lakeside; AZ, ABD) seçilmiştir. Seçilen silikon elastomerler düşük ısıda ve ilave tipte polimerize olan silikonlardır. Silikonlar üretici firmadan temin edilerek, üretici firmanın önerileri doğrultusunda hazırlanmıştır. Örneklerin standardizasyonunun sağlanabilmesi için ASTM'nin (American Society for Testing and Materials) ve ISO'nun (Uluslararası Standart Kurulu) belirlediği standartlara uygun metal kalıplar hazırlanmıştır. Çekme dayanımı testi için ASTM D 412 ISO 37-1 standardında halter şekilli kalıp, yırtılma dayanımı için ASTM D624 ISO 34-1 standardında 90 derece açılı kalıp, sertlik testi için ASTM D2240-68 standardında 10 mm kalınlığında ve 30 mm çapında yuvarlak kalıp kullanılmıştır. Her bir testin uygulanması için 10'ar adet örnek içeren (n=10) gruplar oluşturulmuştur. Her tip silikon elastomer; kontrol grubu ile ağırlıkça %1 ve 3 bor nanopartikülü içeren gruplar olmak üzere toplam 60 adet ve 3 farklı test metodu (çekme, yırtılma, sertlik) için toplam 180 adet örnek hazırlanmıştır. Örneklerin fiziksel ve mekanik özellikleri, testlerden elde edilen sonuçlar üzerinden yorumlanmıştır.

Bulgular: Sertlik, çekme dayanımı, uzama yüzdesi ve yırtılma dayanımı testlerinde istatistiksel olarak tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ve Tukey HSD testleri uygulanmıştır. Sertlik testine ait yorumlar $p<0.001$; uzama yüzdesi, çekme ve yırtılma dayanımına ait yorumlar $p<0.05$ anlamlılık düzeyinde gerçekleştirilmiştir. Araştırma sonucunda çekme dayanımı, uzama yüzdesi ve sertlik testlerinde materyaller ve silikon çeşitleri arasında anlamlı bir fark bulunmuştur. Yırtılma dayanımı ve sertlik testi sonucunda en yüksek değerler %3 bor ilave edilmiş A-2000 silikon elastomerde ($15,16\pm 1,58$; $30,66\pm 0,27$) görülürken en düşük değerler A-2006 silikon elastomerin kontrol grubunda ($10,06\pm 1,41$; $16,36\pm 0,49$) görülmüştür. Çekme dayanımı testi sonucuna göre en yüksek değer A-2000 silikon elastomerin kontrol grubunda ($5,48\pm 0,84$), en düşük değer %1 bor ilave edilen A-2006 silikon elastomerde ($2,97\pm 0,41$) görülmüştür. Uzama yüzdesinde ise en yüksek değer A-2006 silikon elastomerin kontrol grubunda ($373,05\pm 35,12$), en düşük değer %3 bor ilave edilen A-2000 silikon elastomer grubunda ($222,80\pm 59,48$) görülmüştür.

Sonuç: A-2000 silikon elastomerin yüksek mekanik dayanım değerleri vermesi ile çene yüz protezlerinde A-2000 silikon elastomerin daha çok tercih edilmesi gerektiği düşünülmektedir. Ancak ene yüz protezinde materyalin, kolay deforme olmaması için yüksek uzama yüzdesi göstermesi gerekmektedir. Bu durumda çene yüz protezleri için, yüksek uzama değerleri veren A-2006 silikonunun kullanılması gereken durumlar olabilir.

Silikonların mekanik dayanımlarını artırmaya yönelik çalışmalar, doldurucu materyal ve farklı oranlarda ilavesi üzerine yapılmalıdır. İlave doldurucular hakkında daha fazla in vitro çalışmaya ihtiyaç vardır.

Anahtar Kelimeler: Bor Nanopartikülü, ene Yz Protezi, Fiziksel zellikler, Mekanik zellikler, Silikon Elastomer



ABSTRACT

Evaluation of the Effect of Nanoparticles Added to Silicone Elastomer Used in Maxillofacial Prosthesis on Physical and Mechanical Properties

Aim: The aim of the present study is to evaluate the effect of adding boron nanoparticles on the physical and mechanical properties of two different silicone elastomer materials most commonly used in maxillofacial prostheses.

Material and Method: This study; it was carried out in Eskişehir Organized Industrial Zone (Solpro Danışmanlık Kimya San. ve Tic. Ltd. Şti.), Osmangazi University Faculty of Engineering, Osmangazi University Faculty of Dentistry, Department of Prosthetic Dentistry. Two different silicone elastomers to be tested in our study; A-2000 and A-2006 (Factor 2 Inc. Lakeside; AZ, USA) were selected. The silicone elastomers chosen are low temperature and additive polymerized silicones. Silicones were procured from the manufacturer and prepared in line with the manufacturer's recommendations. In order to ensure the standardization of the samples, metal molds were prepared in accordance with the standards determined by ASTM (American Society for Testing and Materials) and ISO (International Standards Board). Barbell shaped mold in ASTM D 412 ISO 37-1 standard was used for tensile strength test, 90 degree angled mold in ASTM D624 ISO 34-1 standard for tear strength, round mold with 10 mm thickness and 30 mm diameter in ASTM D2240-68 standard was used for hardness test. For the application of each test, groups containing 10 samples (n=10) were formed. Each type of silicone elastomer; A total of 180 samples were prepared for 3 different test methods (tensile, tearing, hardness) and 60 samples, including the control group and the groups containing 1 wt% and 3 boron nanoparticles. The physical and mechanical properties of the samples were interpreted based on the results obtained from the tests.

Results: One-way analysis of variance (ANOVA) and Tukey HSD tests were applied statistically in hardness, tensile strength, percent elongation and tear strength tests. Comments on the hardness test $p < 0.001$; The interpretations of percent elongation, tensile and tear strength were performed at $p < 0.05$ significance level. As a result of the research, a significant difference was found between materials and silicone types in tensile strength, elongation percentage and hardness tests. As a result of the tear strength and hardness test, the highest values were observed in A-2000 silicone elastomer with 3% boron added (15.16 ± 1.58 ; 30.66 ± 0.27), while the lowest values were observed in the control group of A-2006 silicone elastomer (10.06 ± 1.41 ; 16.36 ± 0.49). According to the tensile strength test results, the highest value was seen in the control group (5.48 ± 0.84) of A-2000 silicone elastomer, and the lowest value was observed in A-2006 silicone elastomer (2.97 ± 0.41) with 1% boron added. In percent elongation, the highest value was observed in the control group of A-2006 silicone elastomer (373.05 ± 35.12), the lowest value was observed in the group of A-2000 silicone elastomer with 3% boron added (222.80 ± 59.48).

Conclusion: It is thought that A-2000 silicone elastomer should be preferred more in maxillofacial prostheses, as A-2000 silicone elastomer gives high mechanical strength values. However, in maxillofacial prosthesis, the material must show a high percentage of elongation so that it is not easily deformed. In this case, there may be cases where A-2006 silicone with high elongation values should be used for maxillofacial prostheses.

Studies to increase the mechanical strength of silicones should be done on the filler material and its addition at different rates. More in vitro studies on additional fillers are needed.

Keywords: Boron Nanoparticle, Maxillofacial Prosthesis, Mechanical Properties, Physical Properties, Silicone Elastomer



SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

ABD	: Amerika Birleşik Devletleri
ASTM	: Amerikan Test ve Materyalleri Topluluğu
BaSO ₄	: Baryum Sülfat
CeO ₂	: Seryum Oksit
FDA	: Amerika Birleşik Devletleri Gıda ve İlaç Dairesi
HTV	: Yüksek sıcaklıkta vulkanize
ISO	: Uluslararası Standartlar Organizasyonu
MPa	: Megapascal
N	: Newton
Nm	: Nanometre
PMMA	: Polimetilmetakrilat
PVC	: Polivinil klorit
RTV	: Oda sıcaklığında vulkanize
SiO ₂	: Silisyum dioksit
TiO ₂	: Titanyum dioksit
UV	: Ultraviyole
ZnO	: Çinko Oksit
WHO	: Dünya Sağlık Örgütü

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 3.1. A-2000 RTV silikon part A ve part B	21
Şekil 3.2. A-2006 RTV silikon part A ve part B	22
Şekil 3.3. Bor Nanopartikülü	22
Şekil 3.4. Çekme dayanımı testi numune boyutu	23
Şekil 3.5. Yırtılma dayanımı testi numune boyutu	23
Şekil 3.6. Sertlik testi için hazırlanan paslanmaz çelik kalıp	23
Şekil 3.7. Çekme ve yırtılma testi için hazırlanan paslanmaz çelik kalıp	24
Şekil 3.8. Çalışmamızda kullanılan hassas tartı	25
Şekil 3.9. Vakumlu karıştırıcı	26
Şekil 3.10. Karıştırılmış silikonun vibratör yardımıyla paslanmaz çelik kalıba yerleştirilmesi	26
Şekil 3.11. Sertlik testi için kullanılacak numuneler	27
Şekil 3.12. Çekme ve yırtılma testi için kullanılacak numuneler	27
Şekil 3.13. Ağırlıkça %1 bor ilave edilmiş sertlik testi numuneleri	28
Şekil 3.14. Ağırlıkça %1 bor ilave edilmiş çekme ve yırtılma testi numuneleri ..	28
Şekil 3.15. Ağırlıkça %3 bor ilave edilmiş sertlik testi numuneleri	28
Şekil 3.16. Ağırlıkça %3 bor ilave edilmiş çekme ve yırtılma testi numuneleri ..	29
Şekil 3.17. Shore A sertlik cihazı	30
Şekil 3.18. Çekme dayanımı testi	31
Şekil 3.19. Yırtılma dayanımı testi	32
Şekil 4.1. Grupların ortalama sertlik değerleri	34

<u>Şekil No</u>	<u>Sayfa No</u>
Şekil 4.2. Grupların ortalama çekme dayanımı değerleri.....	35
Şekil 4.3. Grupların ortalama yırtılma dayanımı değerleri.....	37
Şekil 4.4. Grupların ortalama uzama yüzdesi değerleri.....	38



TABLolar DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller	21
Tablo 3.2. Çalışma grupları.....	25
Tablo 3.1. Sertlik testi sonuçları	33
Tablo 3.1. Çekme dayanımı test sonuçları	35
Tablo 3.1. Yırtılma dayanımı test sonuçları.....	36
Tablo 3.1. Uzama yüzdesi sonuçları	37
Tablo 4.5. Tüm çalışma grupları ve test sonuçları	39

1. GİRİŞ

Cerrahi operasyon, enfeksiyon, travma ve konjenital hastalıklara bağlı oluşan; sert ve yumuşak dokuları, dudak, burun göz, kulak gibi organları etkileyen defektlere çene yüz defekti denir.^{1, 2} Çene yüz bölgesinde meydana gelen bu defektlerin; anatomik, fonksiyonel ve estetik restorasyonu maksillofasiyal prostodontinin çalışma alanıdır.^{3, 4}

Maksillofasiyal defekte sahip hastaların rehabilitasyonu, defektin tipine, büyüklüğüne, lokalizasyonuna bağlı olarak zor ve karmaşıktır. Defektlerin tedavisinde çene yüz protezlerinden yararlanılmaktadır. Bu protezlerin amacı, kaybedilen doku ve organları yerine koymakla birlikte ağız ve diş sağlığını iyileştirip hastanın yaşam kalitesini yükseltmektir.⁵

Maksillofasiyal protezler; travma, tümör, gelişimsel bozukluk, konjenital anomali gibi sebeplerden dolayı kaybedilen yüz bölgelerinin rehabilitasyonunda kullanılır.⁶ Maksillofasiyal protezler, hastaların psikolojik durumunu düzeltmenin yanı sıra estetik ve fonksiyonel bütünlüğü de sağlayarak sosyal yaşama entegre olabilmelerine yardımcı olur.⁷

Çene yüz bölgesindeki defektler; fonksiyonel, psikolojik ve estetik açıdan yıkıcı etkilere sahip olup, tedavisi hem cerrah hem de prostodontist için zorlu prosedür içermektedir.³ Çene yüz protezlerinde başarı; hekim tecrübesi, materyal kalitesi, defekt bölgesi ve büyüklüğüne bağlıdır. Maksillofasiyal protezin üretim süreci; geleneksel prosedür, zaman, maliyet, materyalin kalitesi, hekim ve teknisyen becerisi gibi zorlu adımlar içermektedir. Bu süreçte prova seansları, fonksiyonel ve estetik düzenlemeler için hastanın birçok kez kliniği ziyaret etmesi gerekmektedir.⁸

Çene yüz bölgesindeki defektlerin tedavisinde cerrahi yaklaşımlar önceliğe sahiptir.^{9, 10} Defektlerin cerrahi rehabilitasyonu; vasküler bozukluklar, yetersiz yumuşak

ve sert doku gibi kısıtlayıcı faktörlerden etkilenip kontrendike olabilir.¹¹ Estetik ve plastik cerrahi dalında önemli gelişmeler sağlanmış olmasına rağmen maksillofasiyal protezler, çene yüz bölgesinde gerçekleşen kayıplarda önemli bir tedavi seçeneğidir.¹² Protetik rehabilitasyonun en önemli avantajı karışık anatomik alanlara sağladığı uyumdur.¹³ Radyoterapi sonucu doku vaskülarizasyonunun bozulduğu, eksizyonel cerrahi yapıldıktan sonra doku yataklarının muayene edilmesi gerektiği, estetik ve fonksiyonel taleplere lokal rekonstrüktif tedavilerin yetersiz kaldığı vakalarda, çene yüz protezleri uygun alternatiftir.^{3, 4, 14-16}

Orofasiyal defektlerin rehabilitasyonu için çene yüz protezinde kullanılacak materyal üzerine yapılan çalışmalar devam etmektedir. Maksillofasiyal protezde başarı, kullanılan materyalin ideal özelliklere sahip olması ile sağlanabilir.¹⁷

Çene yüz protezi yapımında kullanılan materyalin; yırtılma ve gerilme dayanımı, sertlik değeri, renk stabilitesi, su emilimi ve biyouyumluluk gibi özellikler açısından ideal veya ideale yakın olması gerekmektedir.¹⁸ Yeterli fiziksel ve mekanik özelliklere sahip olmasının yanında cilt rengi ile uyumlu olması da doğal görünüm açısından önemlidir.¹⁹

Çene yüz protezi üretiminde; polimetilmetakrilat (PMMA), polivinil klorit (PVC), poliüretan ve silikon gibi materyaller tercih edilmektedir.²⁰⁻²² Çene yüz protezinde kullanılan materyal; yerini aldığı dokunun özelliklerine yakın olmalı, yabancı cisim reaksiyonu başlatmamalı, fiziksel ve mekanik gereklilikleri sağlamalı, adezivler ile uyum içinde olmalıdır.²³ Bu ideal özelliklere ek olarak, protetik materyal insan dokuları ile uyumlu olup irritasyona sebep olmamalıdır.²⁴ 1980 yılında Lewis ve Castleberry, çene yüz protezlerinde kullanılacak materyaller hakkında önerilerde bulunmuştur.¹⁷

Silikon elastomerler ilk olarak Barnhartl tarafından 1960 yılında kullanılmış olup günümüzde de tercih edilen bir materyaldir.¹⁷ Maksillofasiyal silikon elastomerlerin klinik olarak en önemli özellikleri ile protez materyali olarak tavsiye edilen değerleri

literatürde şu şekilde değerlendirilmiştir: Gerilme dayanımı 6.90-13.8 megapascal (MPa); yırtılma dayanımı 5.25-17.51 N/mm; sertlik değeri 25-35 shore A; kopma dayanımı %400-800 olmalıdır.^{17, 25}

Silikon elastomerde dayanıklılık; hasta kullanımı ve ortam şartlarına bağlı olduğu için klinik ömrü kısıtlamaktadır.¹¹ Bu problemleri gidermek için silikon elastomere çeşitli organik ve inorganik partiküller, farklı tip ve boyutlar halinde ilave edilmiştir.²⁶ Amaç silikon elastomeri güçlendirerek, mekanik özellikleri geliştirip, çevre şartlarına daha iyi uyum sağlamasına yardımcı olmaktır.^{17, 26}

Yapılan araştırmalar, nanoteknolojinin insanların oral sağlığını ve yaşam kalitesini iyileştirmeyi başarabileceğini göstermiştir.²⁷ Nanobilim çalışmaları, 1-100 nm partikül boyutlarını içermektedir.²⁸ Sayılarının fazla ve boyutlarının küçük olması nedeniyle benzersiz fiziksel ve kimyasal özelliklere sahiptir.²⁹⁻³¹ Materyalin; karakteristik, biyolojik, mekanik ve optik özelliklerinin optimize edilmesi üzerine birçok çalışma yapılmıştır.¹¹ Nanoteknoloji ve nanopartikül ilave edilmesi bu konuda popüler yaklaşımlar olmuştur. Nanopartiküllerin ultraviyole (UV) ışınları bloke ederek renk stabilitesi sağlayabildiği, mekanik ve fiziksel özellikleri artırdığına dair doğrulayıcı sonuçlar elde edilmiştir.⁶

Bu çalışmanın amacı; çene yüz protezi yapımında sık tercih edilen A-2000 ve A-2006 silikon elastomerlerine, bor nanopartikülünün farklı konsantrasyonlarda ilave edilmesiyle silikon elastomerlerde fiziksel ve mekanik özelliklerde değişimin araştırılmasıdır.

2. GENEL BİLGİLER

Travma, tümoral oluşum, konjenital malformasyon gibi sebeplerden dolayı maksillofasiyal defektler meydana gelmektedir. Doğuştan, gelişimsel veya kazanılmış defektlerin restorasyonunda çene yüz protezlerinden yararlanır.³² Defekt bölgelerine cerrahi yaklaşım kontrendike olduğunda protetik rehabilitasyon düşünülür. Bu protezlerin, hastalara çiğneme, konuşma, yutkunma ve estetik özellikleri iade etmesinin yanı sıra sosyal ve psikolojik etkileri de mevcuttur.³³⁻³⁵

2.1. Çene Yüz Protezlerinin Tarihçesi

Çene yüz protezlerinin kökeni ile alakalı kesin bilgiler mevcut olmamakla birlikte, Conroy'a göre, oklüzyon ve fasiyal görünümün restore edilmesi ile ilgili çalışmalar Hipokrat dönemine uzanmaktadır.^{36, 37}

Sanat açısından ileri seviye olarak görülen Etrüsk topluluğunun antik mezar kalıntılarında, ağız içi protez kalıntlarına ve bu protezlerin yapımında kullanılan materyallere rastlanmıştır.³⁷ Mısırlıların mumyalanmış kalıntılarında, gümüş kaplı göz, kulak ve burun yapımında kullanılan materyaller keşfedilmiştir.^{36, 38}

Yapılan araştırmalarda, Romalılarda yapay üretilen gözlerin canlılar üzerinde kullanıldığı, ayrıca Mısırlılara benzer olarak Yunan toplumunun antik kalıntılarında, gümüşten yapılan gözlerin heykellere yerleştirildiği görülmüştür.³⁹ Popp'un 1939 yılında yaptığı çalışmaya atıfta bulunan Bulbulian, antik dönemlerde bulunan Çin ve Hint kalıntılarında yapay burun ve göz bulunduğunu belirtmiştir.³⁹

Milattan sonra 200'lü yıllarda Çin'de okülofasiyal yüz protezi kullanıldığına dair kalıntılar bulunmuştur. Bu kalıntılarda; metal iskelet yapının üzeri cilalanıp kaplanarak

yüz ve cilt tonları taklit edilmiştir.³⁶ Kulak, burun ve el gibi organları taklit eden bu protezler, eski dönemlerde insanların karıştıkları suçlar sonrası ampute edilen organlarını restore etmek amacıyla kullanılmıştır.³⁹

Milattan sonra 200 ile 1000 yılları arasında maksillofasiyal rekonstrüksiyon ile ilgili kaydedilen tek vaka, hapsedildikten sonra altından burun protezi yapılan Bizans imparatoru II. Justinian'dır.³⁶

1576'da kılıç darbesiyle burnunu kaybeden Tycho Brahe, onun yerine gümüş veya altından yapılmış yapay bir burun, kaplama olarak da balmumundan desen kullanmıştır.⁴⁰ Maksillofasiyal protezlerin belgelenmiş olan ilk kullanımı, 16.yüzyılda Ambroise Pare tarafından. Fransız cerrah yapay kulak, burun ve göz kullanımından bahsetmiş, obturatör protez yapımını açıklayıp, bu protezlerin üretiminde; fildişi, altın, gümüş ve deri kullanıldığını belirtmiştir.³⁹ Burun protezleri, hastanın başını çevreleyen üç tane şerit veya yapışkan bantlar yardımıyla; kulak protezleri hastanın kafasına yerleştirilen metal bant ile; göz protezleri direkt olarak orbital bölgenin içine veya eksternal olarak kulak protezlerine benzer şekilde yerleştirilmiştir.^{36, 37} Obturatör protezlerde ise; protezin obturatör bölgesine yerleştirilen kuru spanç, palatinal boşluğa girip nemlenip genişleyerek protezi yerinde tutmuştur.³⁹

16. yüzyılda Avrupa'da, çene yüz protezi yapımında cam ve ahşap materyal kullanımının yaygınlaşmasıyla birlikte 17. yüzyılda Pierre Fauchard isimli araştırmacı, çene yüz protezlerinin çiğneme fonksiyonuna yardımcı olmasının yanı sıra estetiği geliştirme ve palatinal defektleri kapatmada da etkili olduğunu belirtmiştir. Fauchard, palatinal defektlere kanatları yardımıyla yerleşen palatinal obturatör dizaynı geliştirip, ek olarak ince metal tabaka kullanarak ürettiği yapay dişleri mine ile kaplayarak doğal görünüm kazandırmıştır.³⁸

19. yüzyılın başlarında, William Morton, obturatör protez yapımında altın tabaka kullanıp, porselen malzemeden yapay burun üreterek bunu gözlüğe adapte etmiştir.³⁹ Aynı yüzyılda Fransa'da nitrat selülozdan yapılan protezlerin tütün kullanan bireylerde renk değişimi göstermesinden dolayı, selüloz asetat tercih edilmiş ve daha iyi klinik sonuçlara ulaşılmıştır.³⁶

1832 yılında Alphonse Louis isiminde genç bir Fransız askerin yaralanması sonucunda, çene yüz bölgesindeki yapılara yerleşip mandibular dişleri taklit eden, ona maskeli savaşçı lakabı verilmesini sağlayan gümüşten bir protez üretilmiştir.⁴¹

1900 yılında Upham tarafından tanıtılan vulkanit kauçuk, kulak ve burun protezlerinin üretimi amacıyla tanıtılarak; metal, selüloz ve porselen gibi protez yapımında kullanılan materyallerin yerini almış ve 19. yüzyılın sonlarına doğru çene yüz protezi yapımında kullanımı yaygınlaşmıştır. Tylman, I. Dünya Savaşı döneminde çene yüz protezi yapımında sıklıkla kullanılan esnek bir vinil kopolimer akrilik reçinenin kullanılabilirliği ile ilgili bilgiler vermiş,⁴⁰ yine aynı dönemde bazı protez uzmanları, jelatin ve gliserin içerikli materyaller tercih edip memnuniyet verici sonuçlar elde etmiştir. Ancak bu materyallerin birkaç gün veya hafta olan ömürleri kullanımlarını kısıtlamıştır.³⁹

600.000'den fazla askerin kafa ve yüz travması geçirdiği I. Dünya Savaşı sırasında, oküler protez ihtiyacına rağmen, hükümet uygulamaları cam içerikli oküler protezlerin üretimini engellemiştir.^{36,38}

20. yüzyılın ilk yarısında, damak yarıklarının rekonstrüksiyonunda çene yüz protezleri tercih edilirken, I. ve II. Dünya Savaşları arasında, araştırmacılar daha iyi özelliklere sahip materyal arayışına girerek, prevulkanize lateks üzerine yoğunlaşmışlardır. Bu dönemden sonra geliştirilen yeni malzemeler günümüzde de kullanılmaktadır.³⁹

Günümüzde çene yüz protezi yapımında; PVC, PMMA bazlı akrilik reçineler, lateks ve silikon elastomerler kullanılırken,⁴² bunlar arasında en çok tercih edilenler akrilik reçineler ve silikon elastomerlerdir.^{14, 43, 44}

50 yılı aşkın süredir, çene yüz protezi üretiminde en sık kullanılan materyal silikon elastomerlerdir.⁴⁵ Silikon elastomerler iki tip olarak sınıflandırılmıştır: Oda sıcaklığında vulkanize olanlar (RTV) ve yüksek sıcaklıkta vulkanize olanlar (HTV).¹⁴ Silikon polimerleri; kimyasal olarak inert olma, cilt rengine benzerlik, kolay manipülasyon, güç, dayanıklılık, kalıplanabilirlik gibi bazı avantajlı özelliklere sahiptir.^{43, 45} Bu polimerlerin en önemli iki dezavantajı ise; hava kirliliği, sıcaklık değişimleri, nem, UV ışınlar gibi çevre koşullarından etkilenip, kararsız yapı ve renk değişimi göstermesidir.⁴⁶

Silikon elastomerler çok geniş kullanım alanına sahip olsa da; kısa kullanım ömrü ve sık yenilenme ihtiyacından dolayı bazı fiziksel ve mekanik özellikler açısından geliştirilmeye muhtaçtır.¹⁷

2.2. Çene Yüz Protezlerinde Kullanılan Materyaller

Vücutta özellikle baş-boyun bölgesinde bir kusur meydana gelmesi hastanın görünüşünü, sosyal hayata kabulünü, psikolojisini ve fonksiyonunu önemli derecede etkilemektedir. Bu defektlerin rehabilitasyonunda kullanılan protezler ile, anatomiye ve görüntüyü geri kazandırmak amaçlanmaktadır. Tercih edilecek materyalin tipi ve kalitesi, protezin sonucuna etki eden kritik bir faktördür. İdeal çene yüz protez materyali, optimum fiziksel ve kimyasal özelliklere sahip olmalıdır. Yüksek yırtılma ve çekme dayanımı, biyouyumluluk, defekt bölgesine benzerlik, renk ve uygun sertlik değeri bu özellikler arasında sayılmaktadır.⁴⁷ Maksillofasiyal protezlerin üretimi için yaygın olarak kullanılan malzemeler; akrilik rezin, akrilik kopolimer, vinil polimer, poliüretan elastomer ve silikon elastomerdir.⁴¹

2.2.1. Akrilik Rezinler

Akrilik rezinler, ağız içi ve ağız dışı protezlerin yapımında kullanılmıştır. Bu materyal farklı formlarda bulunur. Toz formunda olanlar, enjeksiyon veya basınç ile kalıplanırken, hamur formunda olanlar alçı kalıplarda dökülür. Akrilik reçineler etilenin türevidir. Polimerizasyon derecesi; aktivasyon yöntemi, sıcaklık, saflık, başlatıcı tipine göre değişkenlik göstermektedir. PMMA çok yüksek şeffaflığa sahiptir. Bilinen sertlik değeri 18-20 Shore A civarındadır.⁴⁸

Akrilik reçineler, fonksiyon sırasında hareketin az olduğu baş-boyun bölgesi kusurlarında başarıyla kullanılmıştır.⁴¹ Bu malzemenin avantajları; kolay temin edilebilmesi ve astarlanabilmesi, adezivlerle uyumlu olması, kimyasal özelliklerinin iyi olması, kolay hazırlanabilirlik, işleme tekniklerinin diş hekimleri tarafından iyi bilinmesidir.^{41, 49, 50} İç ve dış renklendirme işlemlerine uygundur. Malzemenin yeterli mikrosertliğe sahip olması nedeniyle, saklama süresi ve dezenfeksiyondan etkilenmediği belirtilmiştir. Kenar bölgeleri çok ince üretilebilir, yaklaşık 2 yıllık kullanım ömrüne sahiptir.^{41, 51} Akrilik rezinlerin en temel sorunu sertlik değerinin çok yüksek olmasıdır. Bu durum, hareketli doku bölgelerinde kullanımının rahatsızlık vermesine ve marjın alanlarında açılmalara neden olmaktadır.⁴¹ Bu bölgelerde kullanılacak protez, gözlük çerçevesi veya klips yardımıyla daha sabit hale getirilebilir.⁵⁰ Diğer problemler ise; yüksek ısı iletkenliği, su emmesi sonucu ağırlığının artması ve işlendikten sonra kalıp imha edildiğinden dolayı duplike edilememesidir.^{48, 50, 51} Molekül ağırlığı ne kadar büyükse, su absorpsiyonu sebebiyle gerçekleşecek ağırlık artışı o kadar küçüktür.⁵⁰

Akrilik reçinelerin; sıcak, soğuk ve ışık ile aktive olan 3 farklı tipi mevcuttur.⁵⁰ Işıkla sertleşen akrilik reçineler, farklı boyutlarda akrilik reçine tanelerinden yapılmış organik doldurucuya sahiptir. Bu yapı kütleme sırasında polimer ağ yapısının parçası haline gelir.⁵¹

Isı ile polimerize olan akrilik; artık monomer olmaması, renk açısından daha stabil olması ve üçüncül amin aktivatörü içermemesinden dolayı tercih edilmektedir.⁴⁸

2.2.2. Akrilik Kopolimerler

Akrilik kopolimer yumuşak ve elastik olmasına rağmen çene yüz protezi üretiminde geniş kabul gören bir materyal değildir. Bunun sebepleri; marjin bölgelerinde direnç ve dayanıklılığın az olması, ultraviyole ışınlar karşı kolay bozulma, renk verme işleminde zorluk, kolay lekelenme ve bitmiş restorasyonun yapışkan hale gelmesidir.^{41,52}

Yeni nesil akrilik monomerlerin, makromerler ve oligomerler olduğu bildirilmiştir. Bu yaklaşımın amacı; yüksek ağırlıklı akrilik polimerleri diğer polimer türlerinin molekül bloğu ile birleştirerek, geleneksel akrilik kopolimerlerin dezavantajlarını ortadan kaldırmaktır. Reaksiyonları; termal, kimyasal ve ışıkla başlatılabilir. Geleneksel akrilik kopolimerlerin eksiklerini ortadan kaldırabilir.^{41,48}

2.2.3. PVC ve Kopolimerleri

Geçmişte vinil polimer ve kopolimer, çene yüz bölgesi rehabilitasyonunda yaygın kullanıma sahip olmuştur.⁴⁸ Phillips R.W ve Chalian V.A, çene yüz protezlerinde PVC kullanımını tanıtmıştır.⁴¹ Bu bileşik geçmiş zamanda, polivinil klorür ve plastikleştirmeye yarayan ajanın kombine edilmesiyle üretilmiştir.⁵¹ Polivinil klorür kokusuz, tatsız, sert bir reçinedir. Plastikleştirici ise düşük sıcaklıkta işlem yapılmasını sağlayan ajandır.⁴¹ Ancak günümüzde %5-20'lik vinil asetat ilave edilerek kopolimer meydana getirildi.⁵¹ Bu kopolimer daha elastik olmasına rağmen kimyasal olarak daha düşük dayanıklılık değerleri göstermiştir.⁴⁰

İstenilen rengin kolay verilebilmesi, esneklik ve kabul edilebilir görünüm gibi avantajlara sahiptir. En önemli dezavantajlar, zamanla plastikleştirici ajanın kaybolması ile protezde sertliğin artması, yağ bezleri salgılarını absorbe etmesi, düşük yırtılma dayanımı, kütleme için metal kalıp gereksinimi ve renk değişimi görülmesidir.^{41, 51, 53}

2.2.4. Poliüretanlar

Edmund Y.S. Chao, Juan B. Gonzalez, Kai Nan-An. gibi araştırmacılar poliüretan ile ilgili bilgiler vermiştir.⁵⁴ Bu bileşikler üretan zincirlerinden oluştuğu için poliüretan adını almıştır.⁵⁵ Alifatik diizosiyanat ve poliöl olarak iki ana bileşenden meydana gelmiştir.⁵⁰ İzosiyanatla biten polimer, hidroksille biten diğer polimer ile katalizör organotin varlığında birleştirilmiştir.⁵⁶ Diizosiyanat sert ve toksik özellikler gösterirken, poliester karışımı olan poliöl bileşeni yumuşak yapı gösterir.⁵⁵

Kolay renklendirilme, elastikiyet, kenar bölge dayanıklılığı ve iyi kozmetik sonuç verebilmesi gibi avantajlı özelliklere sahiptir.^{51, 56} Esnekliği sayesinde hareketli doku bölgelerinde kullanımı uygun görülmüştür.⁵⁵ Ek olarak, yüksek çekme dayanımı ve uzama gösterir.⁵⁰ Kürlenmesi, izosiyanatın duyarlılığı sebebiyle hassasiyet gerektirir.⁴¹ Su ile kontamine olduğunda gaz kabarcıkları meydana gelip, temas ettiği bazı dokularda lokal tahrişe neden olabilir.⁵¹ Kısa kullanım ömrü, zayıf renk stabilitesi, adezivlerle yetersiz bağlantı ve toksik olma gibi özelliklere sahiptir.⁵⁰ Protez yüzeyinden adeziv yapıştırıcıyı temizleme işlemi hasta için zahmetlidir.⁵⁵ Ayrıca, işlem gördüğü esnada iyi bir dehidratasyon şarttır.⁵⁶

2.2.5. Silikon Elastomerler

Silikon elastomerler 1946 yılında tanıtılıp piyasaya sürülmüştür. İlk olarak 1960 yılında Barnhart tarafından protez materyali olarak kullanılmış ancak yakın dönemde daha popüler bir hale gelmiştir.^{4,57} Silikon elastomerler, silikon atomlarına çeşitli organik yan grupların eklenmesiyle veya moleküler zincirlerin çapraz bağlanmasıyla değiştirilebilen, silikon ve oksijen zincirlerinden oluşur. Polimer zincirlerin uzunluğu viskoziteyi belirler. Bu polimerlerin gücünü arttırmak için dolgu maddeleri eklenmektedir.⁵⁵ Belirli sıcaklık aralığında iyi fiziksel özellik gösterir.⁵⁸

Silikon, organik ve inorganik bileşiklerin bir kombinasyonudur. Silikon üretiminde ilk adım, silikanın elementel silikona indirgenmesidir. Bu silikon, metil klorit ile reaksiyona girerek dimetil dikloro siloksanı oluşturur. Dimetil dikloro siloksan ise su ile karıştırılınca saydam ve sulu özellik gösteren poli dimetil siloksan meydana gelir.⁵⁹

Silikonun, bakteri üremesine yol açan organik maddelerin absorpsiyonuna karşı dirençli bir yapı gösterdiği, diğer malzemelere göre daha basit ve güvenli temizleme yöntemlerine sahip olduğu belirtilmiştir.⁵⁸ Silikonlar ortam koşullarına dayanıklılık gösterir ve belli sıcaklık aralıklarında fiziksel özelliklerini muhafaza eder.⁴⁸

Silikona, çevresel faktörlere maruz kaldığında daha dirençli hale gelmesi için çapraz bağlanma ajanları eklenmiştir. Bu çapraz bağlanma işlemine vulkanizasyon denir.⁵⁵ Vulkanizasyon, materyali UV ışığa karşı dirençli hale getirir.⁴¹ Vulkanize etme işleminde ısı işlem kullanıp kullanılmamasına bağlı olarak HTV ve RTV olmak üzere iki çeşit silikon tanıtılmıştır. Her ikisinin de bazı avantaj ve dezavantajları mevcuttur.⁶⁰

2.2.5.1. Yüksek Sıcaklıkta Vulkanize (HTV) Silikonlar

HTV silikonlar; macun kıvamına benzer olup visküz, beyaz ve opak malzemelerdir. HTV'nin vulkanize ajanı platin tuzu, katalizörü ise dikloro benzil

peroksittir. Sertlik, dayanıklılık ve uzama değerlerine göre çeşitli doldurucular belli oranlarda ilave edilebilir.^{41, 59}

HTV silikon kauçuğu, benzol peroksit ile ısıtılan poli dimetil siloksan gibi bir diorganopolisiloksanın kullanımıyla oluşmaktadır.⁶¹ Vulkanizasyon yani çapraz bağlanma işlemi, serbest radikallerin eklenmesiyle gerçekleşir. Bu prosedür metal kalıp kullanılarak, 180-220 °C arasında ve yaklaşık 30 dakika boyunca yapılır. Sonuç olarak mekanik ve fiziksel özelliklerde yükselme beklenir. Yüksek gerilme dayanımı, yırtılma dayanımı ve uzama yüzdesine, renk stabilitesine, kimyasal ve termal stabiliteye sahiptir. Bu özellikler materyali kimyasal olarak inert hale getirmiştir.^{59, 62} Marjin bölgelerinde dayanıklı ve düşük elastisite modülüne sahiptir.⁶²

HTV silikonlar uygun fiziksel ve mekanik özellikler göstermektedir. Yırtılma dayanımı değerleri RTV silikonlara göre daha yüksektir. Sıcak ve nemli iklim koşullarında mekanik özellikleri ve renk değişimi incelendiğinde, RTV silikona göre daha iyi sonuçlar elde edilmiştir.⁶² RTV silikonlar kadar esnek olmamasından dolayı, yumuşak doku bölgelerinde kullanımı uygun değildir.⁶³

2.2.5.2. Oda Sıcaklığında Vulkanize (RTV) Silikonlar

RTV silikonlar reaksiyon tipine göre; kondenzasyon reaksiyonu ile çapraz bağlanmanın gerçekleştiği ve ilave tip reaksiyon ile çapraz bağlanmanın gerçekleştiği olmak üzere iki çeşittir.

İlk grup; silariol (hidroksil sonlu polisiloksan), çapraz bağlanma ajanı (tetra etil silikat), katalizör (triasetoksi silan) gibi reaktif gruplar içerir. Kullanımları, protez yüzeyine uygulanan ekstrinsik renklendirici taşıyıcı ile sınırlandırılmıştır.⁶⁴

İkinci tip ise; silil hidrit gruplarının vinile, katalizör (platin) yardımıyla bağlanmasını içerir. Bu silikon tam anlamıyla oda sıcaklığında vulkanize değildir çünkü

150°C sıcaklıkta 1 saat boyunca kürlenmesi gerekmektedir. Protezler çoklu işlem yöntemiyle, paslanmaz çelik kalıp kullanılarak polimerize edilir.¹⁴

RTV silikonların avantajları; renklendirme işlemlerinin kolaylığı, manipülasyonunun rahat olması, adezivlerle uyumu, estetik açıdan tatmin etmesi ve ince kenar uyumu verilebilmesidir.¹⁴

RTV silikonların dezavantajları; teknik hassasiyet gerektirmesi, tamirinin zor olması, kullanım ömrünün uzun olmaması, dış yüzeyinde soyulmalar gerçekleşmesi sebebiyle kolay renk değiştirmesidir.⁵⁵

2.3. Çene Yüz Protezinde Bulunması Gereken Özellikler

Beumer ve ark., çene yüz protezlerinde olması gereken özellikleri şu şekilde açıklamıştır.⁵⁹

Çene yüz protezlerinde fiziksel ve mekanik özelliklere bakıldığında, uzama katsayısı, yırtılma ve çekme dayanımı, kenar ve abrazyon direnci yüksek olmalıdır. Isı iletkenliği, yüzey gerilimi, sürtünme katsayısı ve ağırlık ise düşük olmalıdır. Buna ek olarak materyal su absorbe etmemeli, yanmamalı ve kokusuz olmalıdır.

Biyolojik özellikler; toksik olmamalı, doku yataklarına uyumlu olmalı, alerjik reaksiyon oluşturmamalı, adezivlere karşı inert olmalı, renk değişikliklerine dirençli ve mikroorganizma üremesine engel olmalıdır.⁵⁹

2.4. Silikon Elastomerde Mekanik Dayanım Testleri

Uzun yıllardır, uygun materyalin bulunması amacıyla araştırmalar yapılırken, maksillofasiyal silikonlar konusunda önemli ilerlemeler kaydedilmiştir. Yapılan çalışmaların karşılaştırılıp değerlendirilmesi, test metotları ve materyaller arası

farklılıklardan dolayı çeşitli zorluklar içermektedir. Çene yüz protezinde kullanılan materyal, uygun fiziksel ve mekanik özelliklere sahip olmalıdır. Bu özellikler: sertlik, çekme dayanımı, yırtılma dayanımı, uzama yüzdesi ve renk stabilitesidir.⁴³

2.4.1. Mekanik ve Fiziksel Özellikler

Silikon elastomerler ilk defa 1960'lı yıllarda protez materyali olarak tanıtılıp, maksillofasiyal protez materyali olarak önemli yere sahip olmuştur.⁶⁵ Silikon elastomerler; dayanıklılık, kolay manipülasyon, renklendirilebilme, kimyasal ve mekanik özellikleri nedeniyle baş boyun bölgesindeki defektleri restore etmek için kullanılmaktadır. İnsan dokusuyla uyumlu olmalı ve tahriş etmemelidir. Çene yüz protezi malzemelerinde son yıllarda gelişmeler olmasına rağmen, klinik ömrü azaltan bazı eksiklikler mevcuttur. Maksillofasiyal protezlerde mekanik problemlerin başlıca nedeni çekme ve yırtılma kuvvetleridir. Bu protezlerde çekme ve yırtılma dayanımı değerleri yüksek olmalı, sertlik değerleri insan cilt yapısına ve esnekliğine uygun olmalıdır.^{17, 43, 65}

2.4.2. Sertlik

Maksillofasiyal protezlerde sertlik, protezin dokunsal tepkisini ve esnekliğini gösterirken, delici kuvvetlere ve aşınmaya karşı direnç olarak tanımlanmaktadır.^{66, 67} Sertlik ölçümünde; Brinnell, Rockwell, Knoop, Vickers ve Shore A gibi test yöntemleri kullanılmaktadır.⁶⁸ Çene yüz protezi materyali olarak tercih edilen silikon elastomerlerde sertlik değerlerinin ölçülmesinde sadece Shore A testi kullanılmaktadır. Test cihazında 0-100 arası değerler bulunmakla birlikte bu değer delici ucun penetrasyonu ile ters orantılıdır. Delici uç; silindir, konik gibi farklı şekillerde olmaktadır.⁶⁷ Cihazın delici ucu materyale tam anlamıyla gömülürse sıfır değeri oluşurken, gömülme gerçekleşmezse 100

değeri elde edilir.^{68, 69} Çene yüz protezlerinin, kaybedilen yüz bölgesi ile yakın sertlik değerlerine sahip olması istenir. Yüz hareketlerine cevap verecek reziliens ve yumuşaklık için Shore A değeri'nin 25-35 arası olması gerekmektedir.⁶⁶

2.4.3. Çekme Dayanımı

Çekme dayanımı testi, bir örneğin kopması veya kırılması için gereken kuvvet hakkında bilgi vermektedir.⁷⁰ Dambıl veya halter şeklindeki test numuneleri sabit bir hızda gerilir, uzamaya karşılık gelen kuvvet kaydedilir. Gerilme konsantrasyonu numunelerin orta kısmı boyunca uniform olup stresin hesaplanması sırasında zorluk göstermemelidir.⁷¹ Bu numunelerde kesit alanının doğru ölçümü önemlidir. Kauçuk bir malzeme için gerilme/gerinim grafiğinde, gerilme-gerinim eğrisine çizilen teğet çizgi, Young modülü değerini vermektedir. Çekme dayanımı ve uzama yüzdesi, grafik değerleri üzerinden hesaplanmaktadır. Numunenin kalınlığı, merkez ve iki ucu olmak üzere üç noktadan ölçülüp bu noktaların medyan değeri alınarak hesaplanır. %2'den fazla kalınlık farkı bulunmamalıdır.⁷¹

2.4.4. Yırtılma Dayanımı

Yırtılma mukavemeti, yırtılmaya sebep olan kuvvetlere karşı direnç yani yırtılan birim alan başına bir çatlak yaymak için gereken enerji miktarı olup; test koşullarına, materyalin yapısına, sıcaklığa ve çatlakın ilerleme hızına bağlıdır.⁷² Yırtılmanın başlaması ve ilerlemesi, kauçuk materyalin başarısında önemli bir faktördür. Yırtılma dayanımı testinde eşit kuvvet uygulaması yoktur. Testin önemli olduğu nokta keskin bir yırtılmanın olması ve bu başarısızlığın gerçekleşmesini sağlayan kuvvettir.⁷⁰

Yırtılma dayanımı testinde yırtılmayı başlatmak ve sürdürmek için gereken kuvvet, numunenin geometrisine ve doğal yapısına bağlıdır. Yırtılma testi sırasında, yırtılmayı başlatan kuvvet ile yayan kuvvet farklı olduğundan dolayı kuvvetler konusunda belirsizlik mevcuttur. Bazı kaynaklarda, yırtılma başladıktan sonra numunenin o noktada başarısız olduğu, yırtılmayı devam ettiren kuvvet veya enerjinin bir önemi olmadığı savunulmuştur. Açılı numuneler için maksimum kuvvet hesaplanırken pantolon şeklindeki numunelerde medyan kuvvet hesaplanır.⁷³

Çene yüz protezinde yırtılma ve çekme dayanımı önemli fiziksel özellikler olup, test sonucu elde edilen değerlerin yüksek olması gerekmektedir. Bu özellikler, burun ve göz bölgelerini restore eden protezin kenar kısımları için önem arz etmektedir. Göz ve burun defekti olan hastalarda, protez kenarları bu bölgelerde ince yapılmalıdır. Bu durum hastanın protezi takıp çıkarması sırasında protezin kalıcı zarar görmesine sebep olmaktadır.^{60, 66} Maksillofasiyal protez materyallerinde olduğu gibi silikon ölçü ve yumuşak astar gibi diş hekimliği materyallerinde de yırtılma dayanımı değeri yüksek olmalıdır.⁷⁴

2.4.5. Uzama Yüzdesi

Çekme kuvveti uygulanan materyalde, ilk boyuta göre gerçekleşen değişimin yüzde olarak ifade edilmesidir.⁷⁵

$$\text{Uzama yüzdesi} = \text{Uzama miktarı} / \text{İlk uzunluk} \times 100$$

Çene yüz protezi yapımında kullanılacak materyal yüksek uzama yüzdesi göstermelidir. Literatürde ideal uzama yüzdesi %400-800 olarak belirtilmiştir.²⁶

2.5. Çene Yüz Protezlerinde Kullanılan Nanopartiküller

Nanoteknoloji; materyalin fiziksel, kimyasal, mekanik özelliklerini geliştirmek ve ideale ulaşmak amacıyla, farklı boyutsal yapıdaki atom veya moleküllerin kullanıldığı bilimsel uygulamalardır. Nanotıp ise bu teknolojinin kontrollü şekilde, hastalıkların teşhis ve tedavisinde kullanımınıdır.⁷⁶

Nanopartiküller günlük hayatımızda büyük ölçüde kullanılmaktadır. Örnek olarak; diş macunu (silikat, titanyum dioksit), güneş kremi (UV ışın filtresi olarak titanyum dioksit ve çinko oksit), kozmetik ürün, gıda takviyeleri, temizlik ürünleri gösterilebilir. Silikon dioksit, magnezyum oksit gibi nanopartiküller test edilerek gıda katkı maddesi lisansı almıştır.^{76, 77}

Nanopartiküller, diş hekimliğinde önemli rol oynamaktadır. Rezin bazlı kompozit, ölçü maddesi ve siman gibi sık kullanılan malzemelerin yapısında bulunan nanopartiküllerin, yaklaşık 3500 dental materyalde bulunduğu tahmin edilmektedir.⁷⁸

Nanoteknoloji kullanımı günlük yaşam için büyük potansiyele sahiptir. Dünya çapında araştırma grupları ve uluslararası kuruluşlar, umut verici olan bu teknolojiye yatırım yapmaktadır. WHO, ISO, FDA gibi kurumlar nanomalzemeler ve güvenilirliği ile ilgili araştırmalara devam etmektedir.⁷⁸

Nanomateryaller; etkinlik ve biyouyumlulukları sebebiyle çeşitli diş hekimliği alanlarında kullanılmaktadır. Bunlar;

- Prostodontide, hastalara yapılan protezlerdeki metal alaşımlar,
- Periodontolojide, periodontitis hastalarına verilen tetrasiklin destekli patlar,
- Cerrahide, kemik defektleri veya oral kanser tedavileri,
- Endodontide, gümüş nanopartikülü içeren sealer uygulamaları,
- Restoratif diş hekimliğinde, dolgu materyallerinin mekanik özelliklerinin artırılması,

- Ortodontide, tel ve braketlerin kaplanması olarak sıralanabilir.⁷⁹

Silikon elastomer uygun özellikleri nedeniyle çene yüz protezlerinde en çok kullanılan materyal olsa da fiziksel ve mekanik özelliklerini ideal hale getirmek için içerisine çeşitli nanopartiküller ilave edilmiştir. Materyale eklenen bu nanopartiküller; titanyum dioksit (TiO₂), çinko oksit (ZnO), silikon dioksit, gümüş, silika, seryum oksit (CeO₂) ve zirkonyadır.

Mohammed Abdalqadir ve ark. yaptığı çalışmada, Cosmesil M511 HTV tip silikon elastomere ağırlıkça %1, 2, 3 ve 5'lik oranlarda ZnO nanopartikülü ilave edilmiştir. Uzama yüzdesi, çekme ve yırtılma dayanımı testlerinde %3'lük ZnO içeren grup en yüksek değerlere ulaşmıştır. Sertlik değeri ise nanopartikül miktarı ile doğru orantılı olarak artmıştır.³³

Başka bir araştırmada; Cosmesil M511 ve VST50F silikon elastomerlerine, TiO₂ nanopartikülü ve intrinsik pigment ilave edilip, materyalin yırtılma dayanımı ve sertliği incelenmiştir. Ağırlıkça %0.2 nano-TiO₂ + ağırlıkça %0.25 intrinsik pigment ve ağırlıkça %0.25 nano-TiO₂ + ağırlıkça %0.25 intrinsik pigment karışımlarının sırasıyla HTV ve RTV tip silikon elastomerlerine eklenmesi, her iki malzemenin de yırtılma dayanımı ve sertlik değerini yükseltmiştir.⁸⁰

Chowdhary R. ve ark., gümüş nanopartikülü üzerine yaptığı çalışmada, 20 ppm konsantrasyonda kullanılan nanopartikülün sertlik değerinde azalmaya sebep olmasına rağmen Shore A değeri uygun olan 25-35 aralığında kalmıştır. Yırtılma dayanımı değerlerinde istatistiksel olarak fark bulunamamıştır. Renk stabilitesinde ise herhangi bir değişiklik gözlenmemiştir.⁶

Ağırlıkça %2-2,5 konsantrasyonlarda TiO₂ ve ZnO nanopartikülü ilave edilmesi, elastomerin çekme ve yırtılma dayanımında artış meydana getirmiştir. %3'lük CeO₂

ilavesi ise çekme ve yırtılma dayanımı değerini düşürürken sertlik değerini yükseltmiştir.²⁶

Silikon elastomer içerisine ilave edilen nanopartikül, uygun miktarda olduğunda güçlendirici etkiye sahiptir. Aksi takdirde, kimyasal aktivitesi ve yüzey enerjisi yüksek olan bu partiküller, silikonun içinde çökerek, stres yükseltici etki gösterip mekanik dayanımda azalmaya sebep olur.^{81, 82} Hacimce %10'luk TiO₂ nanopartikülü eklenmiş silikonlarda görülen mekanik özelliklerde zayıflama bu şekilde açıklanabilir.⁸³

Tütsülenmiş silika, yüzeyindeki hidroksil grupları sebebiyle hidrofobik özellik göstermektedir.⁸⁷ Bellamy ve ark. yaptığı çalışmada, hidrofobik tütsülenmiş silikaya yüzey işlemi uygulanıp farklı tip silikon elastomer elde edilmiştir. Bu platin bazlı A-2196 RTV tip silikon, kontrol grubuna göre daha düşük sertlik değeri ve yüksek yırtılma dayanımı göstermiştir.⁸⁴

Çevik ve ark. yaptığı çalışmada; silanlanmış hidrofobik silika, A-2000 ve A-2006 silikon elastomerlerde farklı reaksiyon göstermiştir. Bu durum, fonksiyonel olan vinil grubu ile silikanın metoksi grubu arasındaki kimyasal bağlantının, her iki elastomerde farklı olması ile açıklanmıştır. Çalışmada bulunan sertlik değerlerinin, Veres ve ark. tarafından yapılan çalışma ile benzer sonuçlara sahip olduğu, A-2000 silikon elastomerin tüm çalışma gruplarında en iyi mekanik dayanım değerini vermesinden dolayı daha tercih edilebilir olduğu belirtilmiştir.³²

Bor elementi, çeşitli dental materyallere ilave edilerek; fiziksel, mekanik, biyoyumluluk, sitotoksisite ve antibakteriyel özellikler analiz edilmiştir. PMMA; 70 ve 800 nm boyutlu, ağırlıkça %0.5-1-3 ve 5'lik bor nitrür nanopartikülü ile güçlendirilerek; sertlik, bükülme dayanımı, elastisite modülü özelliklerine bakılmıştır. Ultrasonik karıştırma ve el ile karıştırma yöntemleri kullanılmıştır. En yüksek sertlik, bükülme dayanımı ve elastisite modülü değerleri ağırlıkça %3 ve 800nm partikül boyutlu bor

nitürün olduğu grupta ultrasonik karıştırma ile tespit edilmiştir. En düşük sertlik, bükülme dayanımı ve elastisite modülü değerleri, el ile karıştırma yönteminin kullanıldığı kontrol grubunda görülmüştür.⁸⁵

Yapılan araştırmada, dolgu materyali olarak kullanılan kompozite ağırlıkça %1, 5 ve 10'luk sodyum pentaborat pentahidrat ilave edilmiştir. Borun; biyoyumluluk, antibakteriyel ve mekanik özelliklere etkisine bakılmıştır. En yüksek bükülme ve baskı dayanımı bor katılmayan kontrol grubunda iken, en düşük bükülme ve baskı dayanımı %10'luk bor içeren grupta görülmüştür. Bor ilavesi çekme dayanımı değerini düşürmüştür. En yüksek çekme dayanımı değeri kontrol grubunda görülmüştür. Antibakteriyel özellik S.Mutans'lar üzerinden incelenmiş olup %10'luk bor içeren grubun en yüksek değere ulaştığı görülmüştür. Ancak ağırlıkça %10'luk bor fiziksel ve mekanik özellikleri negatif etkilediği için, biyoyumluluk testleri %1 ve 5'lik gruplar üzerinden incelenmiştir. Bu iki grup arasında anlamlı fark görülmemiştir. Genel özelliklere etkisi göz önüne alındığında en ideal miktarın ağırlıkça %1'lik bor ilavesi olduğu sonucuna varılmıştır.⁸⁶

3. MATERYAL VE METOT

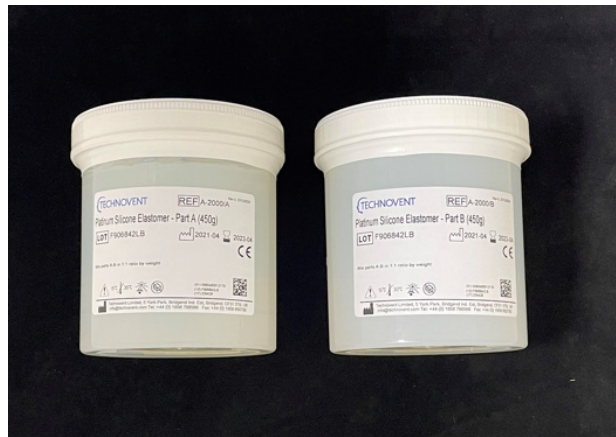
Bu çalışma; Eskişehir Organize Sanayi Bölgesi (Solpro Danışmanlık Kimya San. ve Tic. Ltd. Şti.), Osmangazi Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Osmangazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı'nda gerçekleştirilmiş ve Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından 20211690 kodlu projeye desteklenmiştir.

Çalışmada kullanılan materyallerin; isim, marka, üretici firma ve lot numaraları Tablo 3.1'de belirtilmiştir.

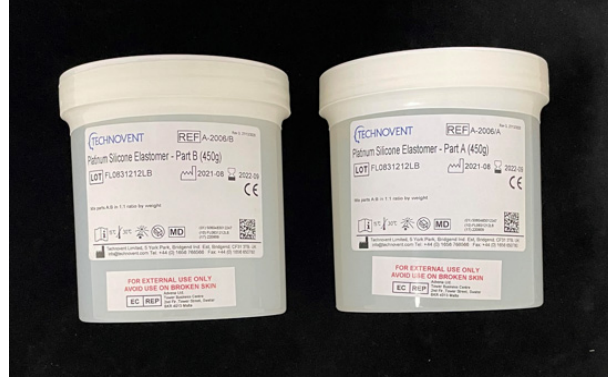
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan materyaller

Materyal	Marka	Üretici Firma	Lot Numarası
RTV Silikon	A-2000	(Factor II Inc. Lakeside; AZ, ABD)	F906842LB
RTV Silikon	A-2006	(Factor II Inc. Lakeside; AZ, ABD)	FL0831212LB
Bor nanopartikülü	Boron	Nanografi Nano Technology	NG04EO0502

Çalışmamızda kullandığımız A-2000 silikon elastomer, A-2006 silikon elastomer ve bor nanopartikülü Şekil 3.1, 3.2 ve 3.3'te verilmiştir.



Şekil 3.1. A-2000 RTV silikon part A ve part B



Şekil 3.2. A-2006 RTV silikon part A ve part B

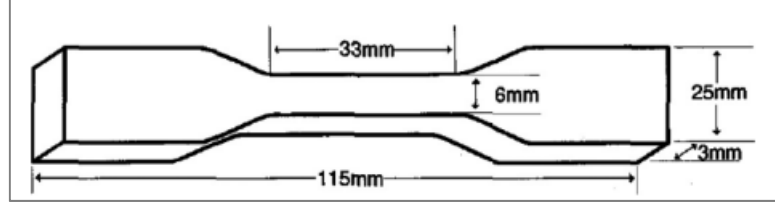


Şekil 3.3. Bor Nanopartikülü

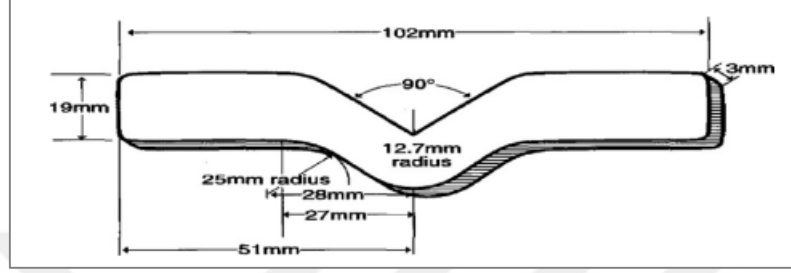
3.1. Metal Kalıp Hazırlama

Numunelerde standardizasyon sağlanabilmesi için Eskişehir Organize Sanayi Bölgesi'nde ASTM ve ISO standartlarına uygun paslanmaz çelik kalıplar üretilmiştir. Çekme dayanımı için ASTM D 412 ISO 37-1 standardında halter şekilli kalıp. Yırtılma dayanımı için ASTM D624 ISO 34-1 standardında 90 derece açılı kalıp. Sertlik testi için ASTM D2240-68 standardında 10 mm kalınlığında ve 30 mm çapında yuvarlak kalıp.

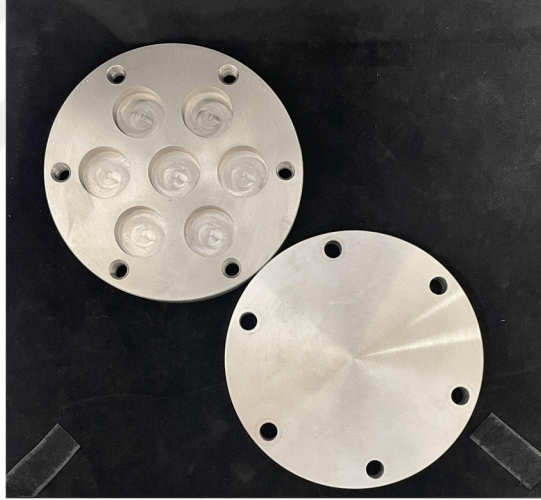
Metal kalıp boyutları Şekil 3.4 ve 3.5'te, kalıplar ise Şekil 3.6 ve 3.7'de gösterilmiştir.



Şekil 3.4. Çekme dayanımı testi numune boyutu



Şekil 3.5. Yırtılma dayanımı testi numune boyutu



Şekil 3.6. Sertlik testi için hazırlanan paslanmaz çelik kalıp



Şekil 3.7. Çekme ve yırtılma testi için hazırlanan paslanmaz çelik kalıp

3.2. Sertlik, Çekme ve Yırtılma Testleri için Örnek Hazırlama

Çalışmamızda RTV ilave tip polimerize olan platin içerikli A-2000 ve A-2006 silikon (Factor II Inc., Lakeside, AZ, ABD) kullanılmıştır. Numuneler, ISO 471 standardında belirtilmiş olan oda sıcaklığında saklanmıştır.

Kalıplar alkol ile temizlendikten sonra numuneler için hazır hale getirilmiştir. Testler için 10'ar adet numune içeren (n=10) gruplar oluşturulmuştur. Silikon elastomerler; kontrol grubu, ağırlıkça %1 ve 3 bor nanopartikülü içeren gruplar olmak üzere 60 adet ve 3 farklı test için toplam 180 tane numune üretilmiştir.

A-2000 ve A-2006 silikon elastomer için, her iki kısımdan 1:1 oranındaki karışım tavsiye edilmektedir. Silikon elastomer ve ilave edilecek nanopartikül miktarı dijital bir hassas tartı aleti (Şekil 3.8) kullanılarak hazırlanmıştır.



Şekil 3.8. Dijital hassas tartı

3.3. Çalışma Grupları

Çalışma grupları Tablo 3.1’de gösterilmiştir.

Tablo 3.2. Çalışma grupları

A-2000 RTV Silikon	A-2006 RTV Silikon
Kontrol grubu (n=10)	Kontrol grubu (n=10)
Ağırlıkça % 1’lik Bor grubu (n=10)	Ağırlıkça % 1’lik Bor grubu (n=10)
Ağırlıkça % 3’lik Bor grubu (n=10)	Ağırlıkça % 3’lik Bor grubu (n=10)

3.3.1. Kontrol Grupları

Kontrol grubunda silikon elastomerler, dijital tartı kullanılarak, 1:1 oranında karıştırılmıştır. Çalışmamızda; sertlik, çekme ve yırtılma testleri için 125 gram A ve 125 gram B kısımdan olacak şekilde toplam 250 gram silikon elastomer kullanılmıştır. Bu karışım, hava kabarcığı oluşmasını engellemek için vakumlu karıştırıcıda (Şekil 3.9) iki dakika karıştırılmış, daha sonra vibratör (Şekil 3.10) yardımıyla metal kalıba aktarılmıştır.



Şekil 3.9. Vakumlu karıştırıcı



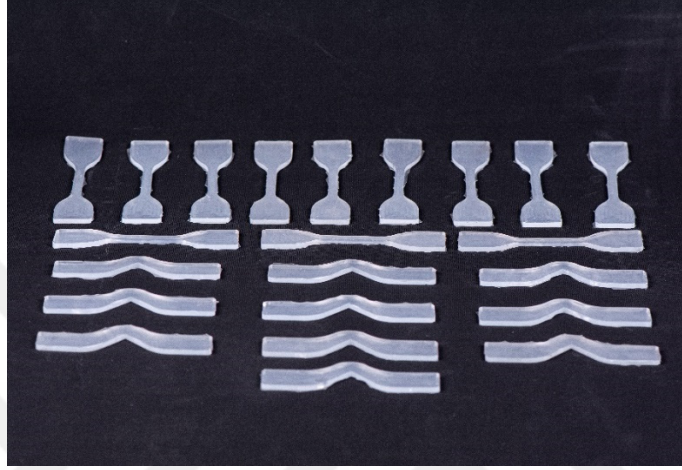
Şekil 3.10. Karıştırılmış silikonun vibratör yardımıyla paslanmaz çelik kalıba yerleştirilmesi

Metal kalıbın parçaları kapatılıp, polimerizasyon fırınında (AS CD-105) 60 °C sıcaklık ayarı ile 6 dakika bekletilip, numunelerin polimerize olması sağlanmıştır.

Polimerizasyon tamamlandıktan sonra numuneler metal kalıptan çıkarılıp, dış yüzeyinde defekt varlığı incelenmiş, defeksiz numunelerdeki fazlalıklar bistüri kullanılarak elimine edilmiştir. Sertlik testi numuneleri Şekil 3.11’de, yırtılma ve çekme testi numuneleri Şekil 3.12’de belirtilmiştir.



Şekil 3.11. Sertlik testi için kullanılacak numuneler



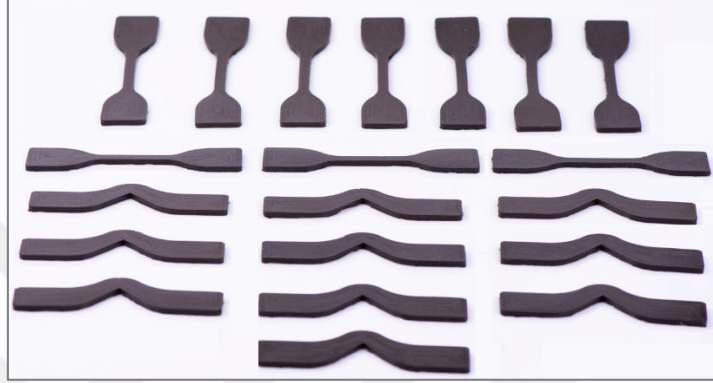
Şekil 3.12. Çekme ve yırtılma testi için kullanılacak numuneler

3.3.2. %1'lik Bor Nanopartikülü İlave Edilmiş Gruplar

Bu grupta silikon elastomerler; A ve B kısımları eşit olacak şekilde toplamda 250 gr kullanılmıştır. Silikon elastomere ağırlıkça %1 oranında bor nanopartikülü ilave edilmiştir. Bu karışım, vakumlu karıştırıcı yardımı ile 2 dakika karıştırılmıştır. Kontrol grubuna uygulanan prosedürler bu grup için de gerçekleştirilmiştir. Sertlik testi numuneleri Şekil 3.13'te, yırtılma ve çekme testi numuneleri Şekil 3.14'te belirtilmiştir.



Şekil 3.13. Ağırlıkça %1 bor ilave edilmiş sertlik testi numuneleri



Şekil 3.14. Ağırlıkça %1 bor ilave edilmiş çekme ve yırtılma testi numuneleri

3.3.3. %3'lik Bor Nanopartikülü İlave Edilmiş Gruplar

Bu grupta silikon elastomerler, A ve B kısımları eşit olacak şekilde toplamda 250 gr kullanılmıştır. Silikon elastomere ağırlıkça %3 oranında bor nanopartikülü ilave edilmiştir. Bu karışım, vakumlu karıştırıcı yardımı ile 2 dakika karıştırılmıştır. Sonra kontrol grubuna uygulanan prosedürler bu grup için de gerçekleştirilmiştir. Sertlik testi numuneleri Şekil 3.15'te, yırtılma ve çekme testi numuneleri Şekil 3.16'da gösterilmiştir.



Şekil 3.15. Ağırlıkça %3 bor ilave edilmiş sertlik testi numuneleri

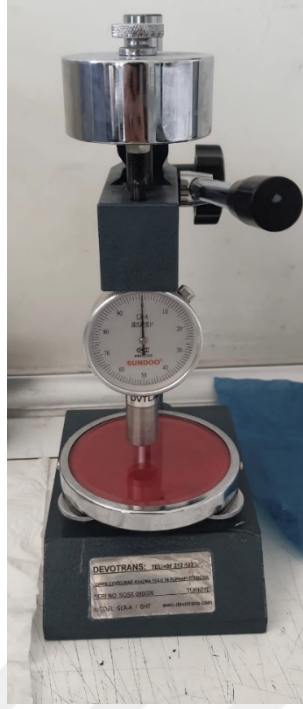


Şekil 3.16. Ağırlıkça %3 bor ilave edilmiş çekme ve yırtılma testi numuneleri

3.4. Testlerin Uygulanması

3.4.1. Sertlik Testi

10 mm kalınlık ve 30 mm çapında yuvarlak örneklere sertlik testi uygulanmıştır. Numunelerin yüzeyinde birbirine eşit mesafede beş nokta belirlenmiş olup, bu noktalarda yüzey sertliği ölçümleri Shore A test cihazı (Devotrans SLX-A/SHT, İstanbul, Türkiye) yardımı ile gerçekleştirilmiştir. Shore A sertlik değeri (Şekil 3.17), verilerin aritmetik ortalaması alınarak kaydedilmiştir.



Şekil 3.17. Shore A sertlik cihazı

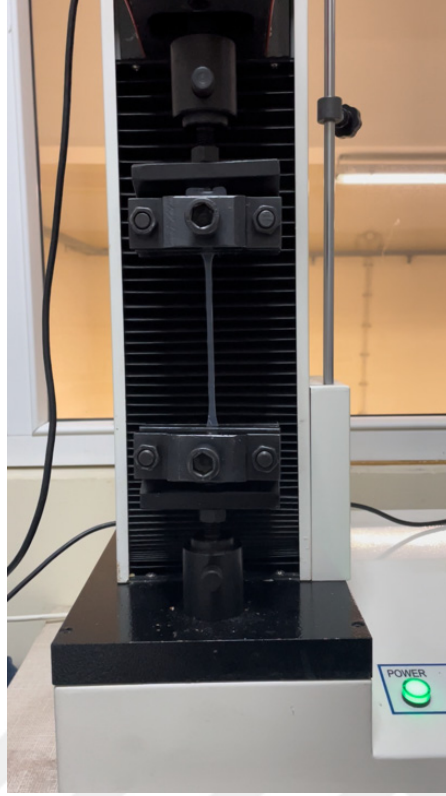
3.4.2. Çekme Dayanımı Testi

Numuneler ,1 kN kapasiteli çekme test cihazına (Jinan Hensgrand Instrument Co., Ltd., Çin) (Şekil 3.18), ekstansometre uçlarının arasında 25 mm aralık olacak biçimde yerleştirilmiştir. Numunelere 100 mm/dk sabit hız ile çekme kuvveti uygulanıp, veriler kayıt edilmiştir.

Yük: Uygulanan çekme kuvveti

Alan: Numune kalınlığı

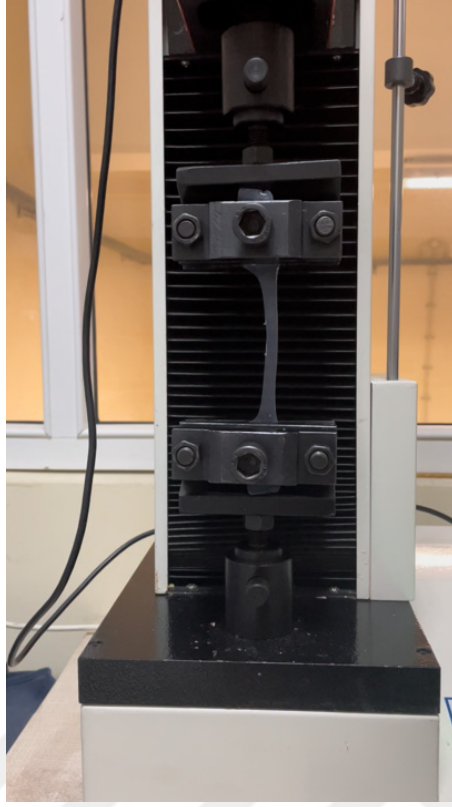
Çekme=Yük(N) / Alan (mm²)



Şekil 3.18. Çekme dayanımı testi

3.4.3. Yırtılma Dayanımı Testi

ASTM D624 ISO 34-1 standardına göre hazırlanan numunelere yırtılma dayanımı testi yapılmıştır. Numuneler, 1 kN kapasiteli çekme test cihazına (Jinan Hensgrand Instrument Co. Ltd., Çin) (Şekil 3.19) yerleştirilmiştir. Cihazın ekstansometre uçları arasındaki mesafe 25 mm, hızı ise 100 mm/dakika olacak şekilde ayarlanıp, veriler N/mm cinsinden hesaplanmıştır.



Şekil 3.19. Yırtılma dayanımı testi

3.4.4. Uzama Yüzdesi

Çekme dayanımı testi sonrası, numunede gerçekleşen kopmanın ardından ilk boyuta göre gerçekleşen uzama yüzdesi, test cihazında hesaplanmıştır.

4. BULGULAR

Yaptığımız çalışmada iki silikon elastomere, ağırlıkça %1 ve 3 oranlarında bor nanopartikülü eklenerek çalışma grupları oluşturulmuştur. Bu çalışma gruplarında; sertlik, uzama yüzdesi, yırtılma ve çekme dayanımı değerlendirilmiştir. Test sonuçları tek yönlü varyans analizi ile incelenmiştir.

4.1. Sertlik Testi Bulguları

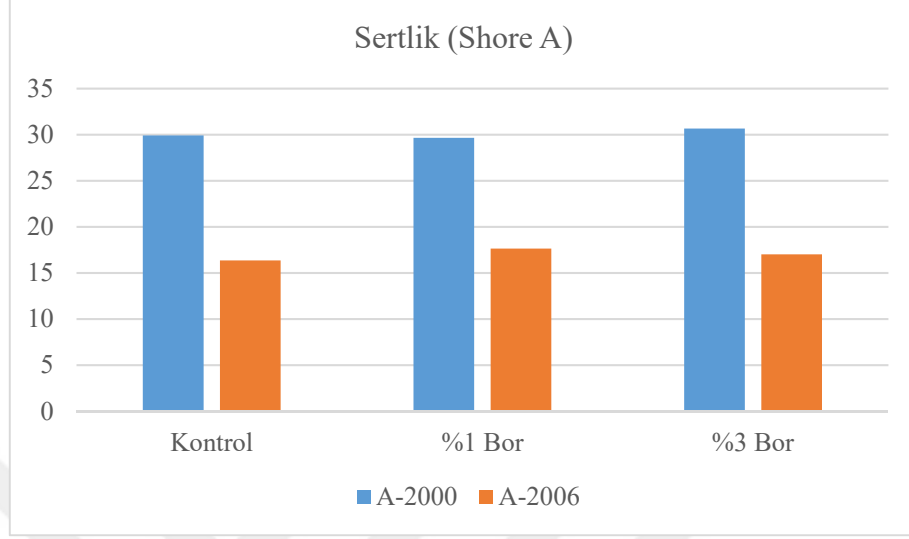
Sertlik testinin tek yönlü varyans analizi sonuçları Tablo 4.1’de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Sertlik testi sonuçları

Sertlik Testi	A-2000					A-2006					p
	Ortalama	Standart Sapma	Min.	Ortanca	Max.	Ortalama	Standart Sapma	Min.	Ortanca	Max.	
Kontrol	29,92 ^a	0,53	29,40	29,80	31,0	16,36 ^c	0,49	15,60	16,40	17,00	0,000*
%1 Bor	29,66 ^a	0,19	29,40	29,60	30,0	17,64 ^d	0,60	17,0	17,40	18,60	0,000*
%3 Bor	30,66 ^b	0,27	30,20	30,70	31,0	17,02 ^d	0,50	16,40	16,90	18,20	0,000*
Test	p=0,000*					p=0,000*					

Verilerden elde edilen sonuçlara göre, A-2000 silikona ağırlıkça %3’lük bor nanopartikülü ilavesi (30,66±0,27), kontrol (29,92±0,53) ve %1 bor içeren (29,66±0,19) gruplara göre istatistiksel açıdan anlamlı düzeyde farklı sonuç vermiştir (p<0,001). A-2006 silikon elastomerde ise en yüksek sertlik değeri %1 bor içeren grupta (17,64±0,60) görülmüş (p<0,001) olup kontrol grubuna (16,36±0,49) göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklıdır. %1 ve %3’lük bor (17,02±0,50) grupları karşılaştırıldığında anlamlı fark elde edilmemiştir (p<0,001).

İki tip silikon ve üç farklı çalışma grubuna ait ortalama sertlik değerleri Şekil 4.1’de gösterilmiştir.



Şekil 4.1. Grupların ortalama sertlik değerleri

Çalışma gruplarında ölçümlerin A-2000 ve A-2006 silikon elastomer karşılaştırması, bağımlı gruplarda t testi ile incelenmiştir. Kontrol, %1 ve 3'lük bor grupların sertlik testi değerleri, A-2000 silikon elastomerde anlamlı derecede daha farklı ve yüksektir ($p < 0,001$).

4.2. Çekme Dayanımı Testi Bulguları

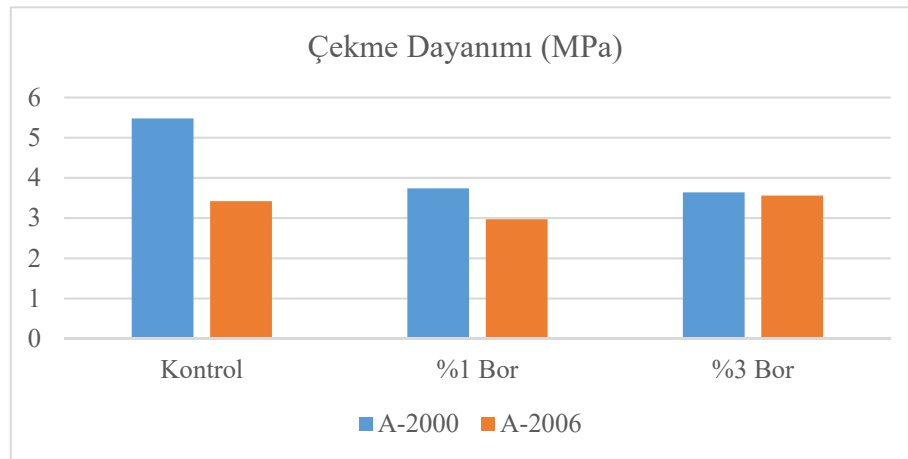
Tek yönlü varyans analizi sonuçları Tablo 4.2’de belirtilmiştir.

Tablo 4.2. Çekme dayanımı test sonuçları

Çekme Testi	A-2000					A-2006					p
	Ortalama	Standart Sapma	Min.	Ortanca	Max.	Ortalama	Standart Sapma	Min.	Ortanca	Max.	
Kontrol	5,48 ^a	0,84	4,78	5,12	7,4	3,42 ^b	0,32	2,87	3,48	3,82	0,000*
%1 Bor	3,74 ^b	0,82	2,82	3,31	4,98	2,97 ^c	0,41	2,07	3,01	3,60	0,022*
%3 Bor	3,64 ^b	1,19	1,64	3,96	4,93	3,56 ^b	0,41	3,02	3,57	4,16	0,842
Test	p=0,000*					p=0,005*					

A-2000 silikonda kontrol grubu değeri ($5,48 \pm 0,84$), ağırlıkça %1 bor ($3,74 \pm 0,82$) ve %3 bor ($3,64 \pm 1,19$) içeren gruba göre istatistiksel açıdan anlamlı derecede farklıdır ($p < 0,05$). A-2006 silikonda ise, kontrol ($3,42 \pm 0,32$) ve %3'lük bor ($3,56 \pm 0,41$) gruplarının, %1'lik bor grubuna ($2,97 \pm 0,41$) göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklı olduğu görülmüştür ($p < 0,05$).

İki tip silikon ve üç farklı çalışma grubuna ait ortalama çekme dayanımı değerleri Şekil 4.2'de gösterilmiştir.

**Şekil 4.2.** Grupların ortalama çekme dayanımı değerleri

Çalışma gruplarında ölçümlerin A-2000 ve A-2006 silikon elastomer karşılaştırması, bağımlı gruplarda t testi ile incelenmiştir. Kontrol ve %1 bor içeren grupların çekme dayanımı değerleri, A-2000 silikon elastomerde istatistiksel olarak

anlamli düzeyde farklıdır ($p < 0,05$). %3 bor içeren A-2000 ve A-2006 silikon elastomer grupları arasında anlamli düzeyde fark bulunamamıştır ($p > 0,05$).

4.3. Yırtılma Dayanımı Testi Bulguları

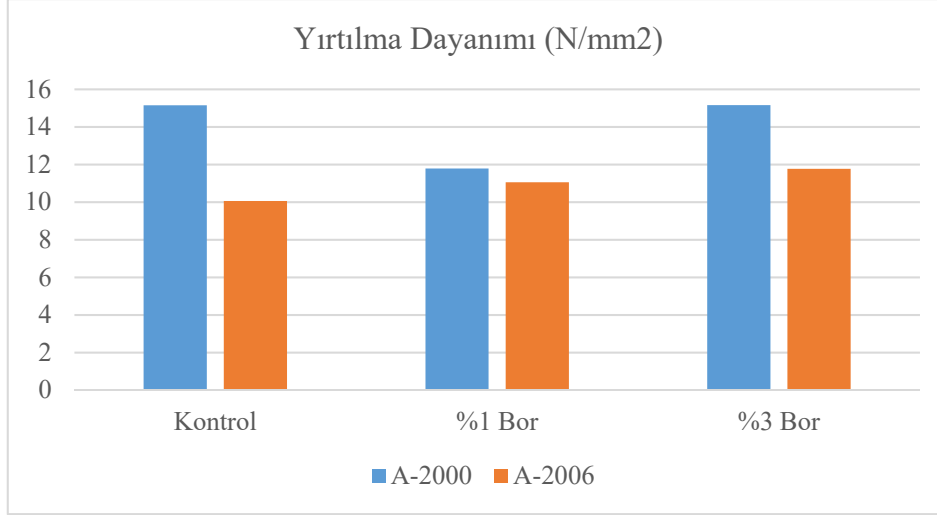
Yırtılma testi sonuçları Tablo 4.3'te gösterilmiştir.

Tablo 4.3. Yırtılma dayanımı test sonuçları

Yırtılma Testi	A-2000					A-2006					p
	Ortalama	Standart Sapma	Min.	Ortanca	Max.	Ortalama	Standart Sapma	Min.	Ortanca	Max.	
Kontrol	15,15 ^a	1,31	13,27	15,10	17,40	10,06 ^c	1,41	7,87	10,07	12,20	0,000*
1% Bor	11,79 ^b	1,89	9,80	11,50	15,33	11,05 ^b	0,77	9,73	11,07	12,60	0,256
3% Bor	15,16 ^a	1,58	12,67	15,05	17,47	11,77 ^b	2,18	8,67	11,73	14,80	0,004*
Test	p=0,000*					p=0,067					

Verilerden elde edilen sonuçlara göre, A-2000 elastomerde kontrol grubu ($15,15 \pm 1,31$) ve %3'lük bor içeren ($15,16 \pm 1,58$) grubun değeri, %1'lik gruba ($11,79 \pm 1,89$) göre anlamli düzeyde farklıdır ($p < 0,05$). A-2006 silikon elastomerde %1 bor ($11,05 \pm 0,77$) ve %3 bor ($11,77 \pm 2,18$) içeren gruplar, kontrol grubuna ($10,06 \pm 1,41$) göre istatistiksel olarak anlamli derecede farklılık görülmüştür ($p < 0,05$).

İki tip silikon ile üç farklı çalışma grubuna ait ortalama yırtılma dayanımı değerleri Şekil 4.3'te gösterilmiştir.



Şekil 4.3. Grupların ortalama yırtılma dayanımı değerleri

Çalışma gruplarında ölçümlerin A-2000 ve A-2006 silikon elastomer karşılaştırması, bağımlı gruplarda t testi ile incelenmiştir. Kontrol ve %3 bor içeren grupların yırtılma dayanımı değerleri, A-2000 ve A-2006 silikon elastomer karşılaştırmasında anlamlı düzeyde farklıdır ($p < 0,05$). %1 bor içeren A-2000 ve A-2006 silikon elastomer grupları arasında anlamlı fark görülmemiştir ($p > 0,05$).

4.4. Uzama Yüzdesi Bulguları

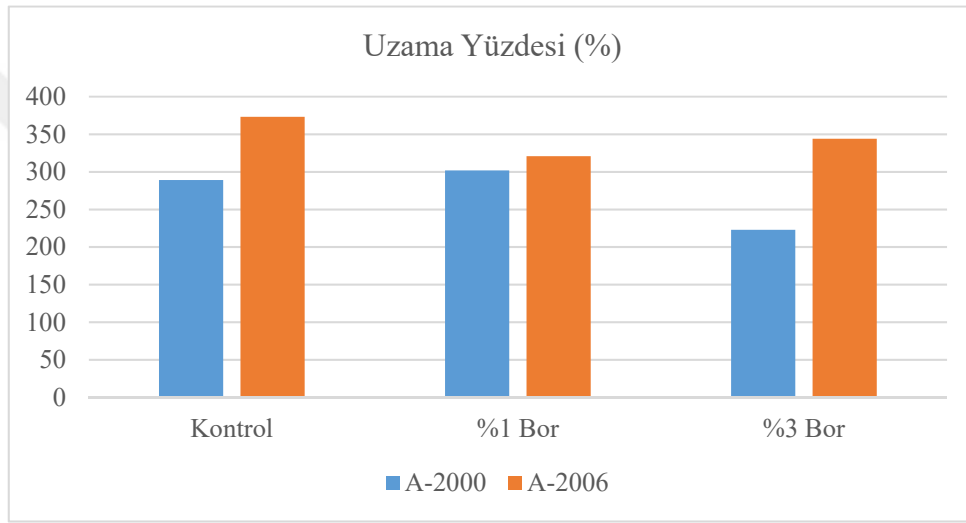
Uzama yüzdesinin tek yönlü varyans analizi sonuçları Tablo 4.4'te gösterilmiştir.

Tablo 4.4. Uzama yüzdesi sonuçları

Uzama (%)	A-2000					A-2006					p
	Ortalama	Standart Sapma	Min.	Ortanca	Max.	Ortalama	Standart Sapma	Min.	Ortanca	Max.	
Kontrol	289,05 ^a	30,32	241,0	288,96	353,52	373,05 ^c	35,12	305,66	383,11	409,45	0,000*
%1 Bor	301,75 ^a	75,24	173,72	306,36	383,95	320,78 ^d	34,34	254,26	317,98	371,91	0,530
%3 Bor	222,80 ^b	59,48	113,68	228,31	289,52	344,07 ^{c,d}	45,19	273,29	349,36	409,77	0,000*
Test	p=0,011*					p=0,019*					

A-2000 silikon elastomerde, kontrol ($289,05 \pm 30,32$) ve %1'lik bor ($301,75 \pm 75,24$) gruplarının ortalaması, %3 bor ($222,80 \pm 59,48$) içeren gruba göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklıdır ($p < 0,05$). A-2006 elastomerde ise kontrol grubu ($373,05 \pm 35,12$) değeri, %1 bor ($320,78 \pm 34,34$) içeren gruba göre anlamlı düzeyde farklıdır ($p < 0,05$).

İki tip silikon ile üç farklı çalışma grubuna ait ortalama uzama yüzdesi değerleri Şekil 4.4'te gösterilmiştir.



Şekil 4.4. Grupların ortalama uzama yüzdesi değerleri

Çalışma gruplarında ölçümlerin A-2000 ve A-2006 silikon elastomer karşılaştırması, bağımlı gruplarda t testi ile incelenmiştir. Kontrol ve %3 bor içeren grupların uzama yüzdesi değerleri, A-2006 silikon elastomerde anlamlı derecede farklıdır ($p < 0,05$).

Tek yönlü varyans analizi sonuçlarına göre A-2000 ve A-2006 silikon elastomerin ölçümleri gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklılık göstermektedir ($p < 0,05$). Farklılığı analiz etmek amacıyla Tukey testi yapılmıştır. Ölçümlerin A-2000 silikon elastomer ve A-2006 silikon elastomer karşılaştırılması bağımlı gruplarda t testi ile incelenmiştir. Tüm çalışma grupları ve test sonuçları Tablo 4.5'te gösterilmiştir.

Tablo 4.5. Tüm çalışma grupları ve test sonuçları

	N	A2000		A2006		t	p	
		Ortalama	Standard Sapma	Ortalama	Standard Sapma			
0%	Sertlik	10	29,92	0,53	16,36	0,49	63,812	0,000*
	Yırtılma	10	15,15	1,31	10,06	1,41	7,845	0,000*
	Çekme	10	5,48	0,84	3,42	0,32	6,943	0,000*
	Uzama	10	289,05	30,32	373,05	35,12	-6,478	0,000*
1%	Sertlik	10	29,66	0,19	17,64	0,60	56,207	0,000*
	Yırtılma	10	11,79	1,89	11,05	0,77	1,212	0,256
	Çekme	10	3,74	0,82	2,97	0,41	2,767	0,022*
	Uzama	10	301,75	75,24	320,78	34,34	-0,653	0,530
3%	Sertlik	10	30,66	0,27	17,02	0,50	72,519	0,000*
	Yırtılma	10	15,16	1,58	11,77	2,18	3,807	0,004*
	Çekme	10	3,64	1,19	3,56	0,41	0,206	0,842
	Uzama	10	222,80	59,48	344,07	45,19	-5,336	0,000*

*p<0,05

Kontrol grupları için; sertlik, uzama yüzdesi, yırtılma ve çekme dayanımı değerlerinde, A-2000 ve A-2006 silikon elastomerler arasında anlamlı farklılık olduğu görülmüştür ($p<0,05$). Sertlik, yırtılma ve çekme dayanımında; A-2000 silikon elastomerin verdiği değerler, A2006 silikon elastomerden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek, uzama yüzdesinde ise A-2006 silikon elastomerin ortalaması istatistiksel olarak anlamlı derece yüksek sonuç vermiştir.

%1'lik bor gruplarında sertlik ve çekme dayanımı parametreleri A-2000 ve A-2006 silikon elastomerler arasında anlamlı fark elde edilmiştir($p<0,05$). Sertlik ve çekme dayanımı parametreleri için A-2000 silikon elastomerin ulaştığı değerler, A-2006 silikon elastomerden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ($p<0,05$).

%3 bor içeren gruplarda; sertlik, yırtılma dayanımı ve uzama yüzdesi değerlerinde A-2000 ve A-2006 silikon elastomer ölçümleri arasında istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Sertlik ve yırtılma dayanımı için A-2000 silikon elastomer değerleri, A-2006 silikondan anlamlı derecede yüksektir. Uzama

yüzdesinde ise, A-2006 silikon elastomer istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek sonuç vermiştir.



5. TARTIŞMA

Bu çalışmada, iki farklı maksillofasiyal silikon elastomere (A-2000 ve A-2006), ağırlıkça %1 ve 3 oranlarında bor nanopartikülü ilave edilmesinin mekanik özelliklere etkisi incelendi. Sertlik değerinde, A-2000 silikonda %3'lük bor grubu, A-2006 silikonda ise %1 ve 3 bor içeren gruplar diğerlerine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede farklı ve yüksek sonuç vermiştir. Çekme dayanımında, A-2000 silikonda kontrol grubu, A-2006 silikonda ise kontrol ve %3'lük bor grubunda istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklılık görülmüştür. Uzama yüzdesinde, A-2000 silikonda kontrol ve %1'lik gruplar, A-2006 silikonda ise kontrol grubu istatistiksel olarak anlamlı sonuç vermiştir. Yırtılma dayanımında A-2000 silikon elastomerde kontrol ve %3 bor içeren gruplar istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklılık göstermiştir.

Travma, enfeksiyon, tümoral oluşum, konjenital malformasyon ve cerrahi tedavi sebebiyle maksillofasiyal defektler meydana gelmektedir.^{87, 88} Bu defektler; kişilerde fiziksel, sosyal ve psikolojik problemlere sebep olur.⁸⁹ Defektlerin cerrahi tedavisi mümkün olmadığında protetik rehabilitasyona başvurulur. Bu rehabilitasyon; defektin genişliği, kişinin yaşı, hasta tercihi, sistemik durum, maliyet gibi faktörler göz önünde bulundurularak çene yüz protezleri ile sağlanmaktadır.^{90, 91} Çene yüz protezi; hastaya yutkunma, çiğneme, konuşma gibi hayati işlevleri kazandırıp yaşam kalitesini yükseltir, kaybolan estetiği ve olumsuz etkilenen mental durumu iyileştirerek sosyal hayata entegre olmasına yardımcı olur.⁹²⁻⁹⁴

Maksillofasiyal prostodonti alanında son yıllarda önemli gelişmeler kaydedilmiştir. Yapılan birçok araştırma sonucunda, yeni teknik ve materyaller tanıtılmıştır.¹⁴ Protezler; polimetilmetakrilat, poliüretan ve silikon elastomer gibi çeşitli malzemelerden üretilmiştir.⁹⁵ Maksillofasiyal protezlere talep arttıkça; tedavilerin

periyodik olarak değerlendirilmesi, başarıyı artırıp azaltan faktörlerin net olarak belirlenmesi gerekmektedir. Çene yüz protezini sınırlayan faktörleri anlamak; kabul edilebilir, dayanıklı, estetik ve kullanımı rahat bir protez yapımı için anahtar rol oynamaktadır.⁹⁶ Çene yüz protezleri, kullanan hastalar ve üretimini yapan kişiler tarafından değerlendirilmelidir.^{96,97} Yapılan anket çalışmaları sıklıkla, hastaların protezi kabul etme ve reddetme konusundaki görüşleri üzerine olmuştur. Bu faktörler arasında; protez konforu, renk, uyum, bakım kolaylığı ve maliyet yer almaktadır.^{16,98}

Çene yüz protezi; hasta kullanımı, üretim prosedürleri ve çevresel faktörlerden etkilenmektedir. Silikon karışımlarda gözenek oluşması, fiziksel dayanıklılığı ve protezin kullanılabilirliğini azaltmaktadır. Silikon ile katalizörün karıştırılması veya renk pigmenti eklenmesi sırasında gözenek meydana gelebilir.⁹⁹ Bu gözenekler, yırtılma dayanımını düşürme ve cilt salgılarını biriktirme eğilimindedir.⁹⁵ Yırtılma, kenar bölge veya çentikte başladığında kademeli olarak devam eder.^{95,99} Gözenek varlığının olumsuz etkileri; estetik kayıp, artan bakteri kümelenmesi, renk kaybı ve protez kenarlarını bitirmede zorluk olarak sıralanabilir. Gözenek oluşumunu önlemek için, basınç altında vakumlu karıştırma veya çeşitli ajanların kullanımı önerilmiştir.^{3,100,101}

Çalışmamızda kullanılan silikon elastomerlerin üreticisi olan Factor II firması, hava kabarcığı oluşumunu engellemek için vakumlu karıştırıcı kullanımını önermiştir. Vakumlu karıştırıcı kullanılmıyor ise tiksotropik ajan tavsiye edilmiştir. Ekren yaptığı çalışmada, A-2000 ve VST-50 silikon elastomerlerine tiksotropik ajan ilave edilmesinin, mekanik özelliklerde azalmaya sebep olduğunu belirtmiştir.¹⁰² Yapılan başka bir araştırmada, üç farklı silikon elastomere (M-511, Z-004 ve A-2000), tiksotropik ajan ilave edilip mekanik özelliklerdeki değişim incelenmiştir. Tiksotropik ajan, tüm silikon elastomerlerin uzama yüzdesi ve yırtılma dayanımını düşürmüştür. Z-004 ve A-2000 silikon elastomerde sertlik değerinde azalma gözlemlenmiştir.¹⁰³ Bu sebeple

çalışmamızda tiksotropik ajan yerine vakumlu karıştırıcı üretici talimatlarına uygun olarak kullanılmıştır.

Çene yüz protezinde başarı; uygun endikasyon, doğru uygulama ve kullanılan malzemenin kalitesiyle orantılı olarak artar. Hassas bölgelerin restorasyonu için kullanılacak protezde materyal tercihi önemlidir. Çene yüz protezi üretiminde kullanılan materyal; yüksek yırtılma ve çekme dayanımı, sertlik bakımından uygulandığı doku ve organa benzer olması gibi özellikleri barındırmalıdır.¹⁰⁴ Ayrıca ince detaylara sahip olup doğal görünmelidir. Bu şartları sağlayan protez, fonksiyon ve estetiği tedavi etmenin yanı sıra kişinin psikolojisini de düzeltebilir.¹⁰⁵

Çene yüz protezi üretiminde; elastikiyet, konfor, cilt rengine uyum, biyolojik uyum, kimyasal ve fiziksel olarak inert olma gibi özelliklerinden dolayı silikon elastomer tercih edilmektedir.¹⁰⁴ Silikon ısıya maruz kaldığında kararlı özellik gösterip kan, su ve organik maddeleri geçirmez. Bu sebeple bakteri kümelenmesini elimine eder. Temizleme işlemlerine karşı dayanıklıdır.^{46, 94, 106} Silikon elastomerler zaman ilerledikçe yapısal bozulma gösterebilir. Bunlar, dış etkenler (hava kirliliği, UV ışınlar, sıcaklık değişimleri) ve hasta kullanımına bağlı olarak gerçekleşir.^{46, 107, 109}

Silikon elastomer üzerine yürütülen çalışmalarda en sık tercih edilen mekanik testler; sertlik, yırtılma ve çekme dayanımı üzerine olmuştur.⁵⁹ Testlerde kullanılan doldurucu materyallerin şekli, tipi, çapraz bağ dansitesi ve büyüklüğü, silikon elastomerin fiziksel ve mekanik özelliklerini etkilemektedir.^{19, 110}

Çene yüz protezinde ilk arzu edilen mekanik özellik yırtılma dayanımının iyi olmasıdır. Burun ve göz protezi gibi hassas bölgeleri rehabilite eden, ince kenarlara sahip protezlerde yırtılma dayanımı çok önemlidir. Adezivler yardımıyla kullanılan protezlerde kullanım ve temizlik işlemleri sonucu gerçekleşen kenar yırtılmaları önemli

dezavantajdır. Bu durumu engellemek için fiber, silika tozu gibi bazı doldurucular kullanılarak çekme ve yırtılma dayanımının geliştirilmesi amaçlanmıştır.^{111,112}

Han ve ark. yaptığı çalışmada; titanyum, çinko ve seryum içerikli nanopartiküllerin silikon elastomere ilave edilmesi ile mekanik özelliklerdeki değişim incelenmiştir. Ağırlıkça %2 ve 2.5 konsantrasyonda nanopartikül ilavesi sertlik, uzama yüzdesi, çekme ve yırtılma dayanımını artırmıştır. %3 konsantrasyonda ise uzama yüzdesi, çekme ve yırtılma dayanımı azalmış olup, sertlik değeri 25-35 Shore A aralığında kalmıştır. Önerilen konsantrasyonun %2.5 olduğu belirtilmiş olup daha yüksek konsantrasyonların, nanopartikülün silikon materyal içerisinde kümelenmesine sebep olabileceği belirtilmiştir.⁸²

Silikon elastomere naylon fiber eklenerek, mekanik özelliklere etkisinin araştırıldığı çalışmada, yırtılma ve çekme dayanımı test sonuçları kontrol grubuna göre daha yüksek çıkmıştır.¹¹¹ Yapılan başka bir çalışmanın sonuçlarına göre ise fiber eklenen silikon elastomerde yırtılma gerçekleşmediği belirtilmiştir.¹¹³

Elastomerde yeterli çekme dayanımı, iyi bir mekanik dayanım ile birlikte yeterli esnekliğin de olduğunu göstermektedir. Protezin doku yataklarına yerleşip çıkarılması sırasında deformasyona uğramaması için yüksek uzama yüzdesine sahip olması gerekmektedir.^{26,33}

Yaptığımız çalışmada; kontrol ve %1 bor içeren A-2000 silikon grupların uzama yüzdesi değerleri, %3'lük bor grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha farklı ve yüksektir. A-2006 için; kontrol grubu ortalaması %1'lik grubun ortalamasından istatistiksel olarak anlamlı derecede farklıdır.

Çalışmamızda çene yüz protezi üretiminde kullanılan RTV platin bazlı A-2000 ve A-2006 silikon elastomerler tercih edilmiştir. Üretici firmanın bilgilendirmesine göre, A-2006 silikon elastomer genellikle yüz bölgesinde kullanılırken, A-2000 silikon elastomer

yüksek fiziksel ve mekanik özelliklerinden ötürü diğer vücut bölgeleri için de uygundur. Bu silikonlar platin bazlı olup, uygun mekanik özelliklerinden dolayı çalışmamızda tercih edilmiştir.

Çene yüz protezi üretiminde alçı kalıp kullanılarak muflalama tercih edilebilir. Tekrarlayan muflalama sonrasında kalıplarda deformasyon gerçekleşme ihtimali yüksektir. Bu durumda, hazırlanan numunelerde standardizasyon sağlanamamış olur. Alçı kalıpların dezavantajları; temizleme problemi, kırılabilirlik ve kolay deformasyondur. Ayrıca alçı kalıpların yüzeyinde mikro büyüklükte düzensizlikler bulunduğu için numunelerin polimerizasyonu esnasında stres odakları oluşabilir. Bu durum fiziksel ve mekanik özelliklerde azalmaya sebep olur. Literatürde, silikon elastomerde fiziksel ve mekanik özelliklerin incelendiği çalışmalarda, paslanmaz çelik kalıplar kullanılarak numunelerin standardizasyonu sağlanmıştır.^{82, 102, 114-116}

A-2186 RTV tipi silikon elastomer kullanılarak yapılan bir çalışmada, fabrikasyon metal kalıp kullanılarak üretilen silikonun fiziksel ve mekanik dayanım değerlerinin, alçı kalıpta üretilenlere göre daha yüksek çıktığı bildirilmiştir.¹¹⁶ Bunun sebebi olarak; alçı kalıbın iç yüzeyine yerleştirilen tabakanın, silikonun yapısındaki platin ile reaksiyona girmesi gösterilmiştir.¹¹⁶ Başka bir çalışmada, metal kalıpta polimerizasyonu gerçekleştirilen RTV tip silikonun gerilme dayanımı değerinin, alçı kalıpta yapılanlara göre daha yüksek çıktığı bildirilmiştir.¹¹⁷

Çalışmamız materyal incelemesi üzerine olduğu için, numunelerin standardizasyonunda fabrike paslanmaz çelik kalıp tercih edilmiştir. Bu kalıplar ASTM ve ISO standartlarına göre hazırlanmış olup, polimerizasyon için 60°C sıcaklık ve 6 dakika süre ayarlanmıştır. Polimerizasyon şekli için ise basınç ile kalıplama uygulanmıştır.

Silikonun yapısı, restore edilecek anatomik bölgenin yüzey yapısıyla yani insan cildiyle uyum göstermelidir.³⁴ Sertlik değeri materyalin dokusunu etkilemektedir.¹¹⁸ Kulak, burun göz gibi bölgelerde deri ince olup kemik ve kıkırdağa yakındır.^{34, 118} Çene yüz protezinin bu bölgelere uyum gösterebilmesi için sertlik değerinin 25-35 Shore A arası olması gerekmektedir.¹¹⁹

Çalışmamızda, ağırlıkça %3'lük bor nanopartikülü ilave edilen A-2000 silikon elastomerin sertlik değeri, kontrol ve %1'lik gruba göre istatistiksel olarak anlamlı derecede farklıdır. Sonuçlar; ideal sertlik değeri için literatürde belirtilen 25-35 Shore A aralığında kalmıştır.

Nano boyutlu partiküller, yüksek yüzey/hacim oranı sebebiyle makro boyuttakilere göre farklı fiziksel, kimyasal ve biyolojik özelliklere sahiptir. Nanopartiküllerin özellikleri boyut ve konsantrasyona bağlıdır.¹²⁰ ZnO, TiO₂, CeO₂ gibi nanopartiküller; UV ışınları emip saçabildikleri için esas olarak UV koruyucu olarak kullanılmıştır.³⁴ Nano boyutlu ZnO, TiO₂ ve silisyum dioksit (SiO₂); küçük boyutları, organik polimer ile güçlü ara yüzey etkileşimleri ve aktif fonksiyon görebilmeleriyle karakterizedir. Bu nedenle, organik polimerin fiziksel ve optik özelliklerini iyileştirip çevresel stresin neden olduğu yaşlanmaya karşı direnç sağlayabilirler.¹¹⁸

Doldurucunun, silikonun mekanik ve fiziksel özelliklerini geliştirmesinin yanı sıra antifungal etki göstermesi de amaçlanıyor ise gümüş nanopartiküllerinin 10-40 ppm konsantrasyon aralığında olması gerekmektedir.¹¹⁹ Chowdhary R. ve ark., gümüş nanopartikülü üzerine yaptığı çalışmada, 20 ppm konsantrasyonda kullanılan nanopartikülün sertlik değerini düşürmesine rağmen Shore A değerinin uygun olan 25-35 aralığında kaldığı görülmüştür. Yırtılma dayanımı değerlerinde istatistiksel olarak fark bulunamamıştır. Renk stabilitesinde ise herhangi bir değişiklik gözlenmemiştir.⁶ Gümüş

nanopartikülünde boyut, yüzey ve şekil; materyalin fiziksel özelliklerini etkilemektedir.¹²¹

Nanopartiküller küçük boyutlu olup kolay penetre olmasına rağmen birçok nanopartikülde yığılma ve kümelenme önemli problem olarak görülmektedir. Çevre şartları, nanopartiküllerin fiziksel ve kimyasal özellikleri; materyal içerisinde dağılma ve çözünmeye yardımcı faktörlerdir. Nanopartiküllerin aglomerasyonu sonucu oluşan yapı, polimer partiküllerinden daha büyük boyutlara gelip, malzemenin mekanik özelliklerine olumsuz etki edebilir. Bu durumda nanopartiküllere yüzey işlemi uygulanmalıdır.^{34, 121}

Mohammed Abdalqadir ve ark., Cosmesil M511 HTV silikon elastomere, ağırlıkça % 1, 2, 3 ve 5 oranlarında ZnO nanopartikülü ilave etmiştir. Konvansiyonel grup yalnızca silikon, kontrol grubu ise silikon ve etanol içerikli hazırlanmıştır. Etanol uygulanmış ZnO nanopartikülünün, uygulanmamış gruba göre daha az kümelenme gösterdiği belirtilmiştir. Sertlik testinde kontrol grubunda, konvansiyonel gruba göre düşüş görülse de, sertlik değeri nanopartikül miktarı ile doğru orantılı olarak artmıştır. En yüksek sertlik değeri %5 ZnO içeren grupta gözlenmiştir. Uzama yüzdesi, çekme ve yırtılma dayanımı testlerinde %3 ZnO içeren grup en yüksek değerlere ulaşmıştır.³³

Yaptığımız çalışmada; A-2006 silikon elastomerde, ortalama en yüksek çekme dayanımı değeri %3 bor nanopartikülü içeren grupta olup %1'lik gruba göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklıdır. A-2000 silikon elastomerde ise, kontrol grubu istatistiksel olarak anlamlı derecede farklı ve yüksek sonuca ulaşmıştır.

Adhara S. Nobrega ve ark., silikon elastomere %1 ve 2 konsantrasyonda ZnO, baryum sülfat (BaSO₄) ve TiO₂ ekleyip yapay yaşlandırma uygulayarak, sertlik ve yırtılma direncini incelemiştir. Nanopartikül ilave edilmiş tüm gruplarda, kontrol grubuna göre sertlik değerinde azalma görülmesine rağmen bu gruplara yapay yaşlandırma uygulandığında sertlik değerinde artış gözlenmiştir. En düşük sertlik ve

yırtilma dayanımı değeri yapay yaşlandırma uygulanmamış %1'lik TiO₂ nanopartikülü eklenen grupta, en yüksek sertlik değeri ise yapay yaşlandırma uygulanmış %2'lik ZnO ilave edilen gruptadır. Yırtilma dayanımı en iyi olan grup ise yapay yaşlandırma uygulanan %1'lik BaSO₄ grubudur. Yapay yaşlandırma işleminin, yırtilma dayanımı değerine etkisi incelendiğinde bütün gruplarda artışa sebep olduğu sonucuna varılmıştır.³⁴ Ayrıca ağırlıkça %2 ve 2.5 konsantrasyonlarda TiO₂, CeO₂ ve ZnO nanopartiküllerinin silikon elastomere eklenmesi sonucunda sertlik değerinin arttığı ancak %3'lük konsantrasyonda sertlik değerinde düşüş gerçekleştiği belirtilmiştir.³⁴ Yine başka bir çalışmada ise, A-2186 silikon elastomere ağırlıkça %3 konsantrasyona kadar SiO₂ eklenmesi sertlik değerinde artışa sebep olmuştur.²⁶

Dhuha A. Shakir ve ark. yaptığı çalışmada, iki farklı silikon elastomere (VST50F RTV ve Cosmesil M511 HTV), ağırlıkça % 0.2 ve 0.25'lik TiO₂ nanopartikülü ilave edilerek mekanik özellik incelenmiştir. VST50F (RTV) ve Cosmesil M511'e (HTV); TiO₂ nanopartikülü eklendiğinde yırtilma dayanımı istatistiksel olarak anlamlı artış göstermiştir. İki silikon materyalin yırtilma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur. Nanopartiküllerin, çapraz bağlı yapılarda artışa neden olup, malzemenin yırtilma dayanımı ve gücünü artırdığı görülmüştür. Sertlik testinin sonuçları istatistiksel olarak anlamlı olup, RTV tip silikonunun HTV tip silikondan daha sert olduğunu göstermiştir. Nanopartikül içeren grupların Shore A değerinin ortalaması, her iki silikon için de kontrol grubuna göre daha yüksektir. Elastomer içindeki nanopartikül dağılımı; çapraz bağ yoğunluğunu ve sertliği artırmıştır. RTV tip silikonun çekme dayanımı değerinin HTV tip silikondan daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir. Nanopartikül ilavesiyle birlikte her iki silikonda da çekme dayanımı ve uzama yüzdesi istatistiksel olarak anlamlı artış göstermiştir. İlave edilen nanopartikül miktarı fazla

olmamasına rağmen mekanik özelliklerdeki artış, nanopartikülün polimer zincirleri ile fiziksel ve kimyasal etkileşim gerçekleştirdiğine atfedilebilir.¹²²

Yapılan başka araştırmada; tütsülenmiş silika, silanlanmış silika ve TiO₂, iki farklı silikon elastomere ilave edilmiştir. Uzama yüzdesi sonuçlarına göre; A-2000 silikon elastomerde en yüksek değer silan ve silika gruplarında, A-2006 silikonda ise kontrol grubunda gözlemlenmiştir. Çekme dayanımı değerinde, silanlanmış ve tütsülenmiş silika grupları en yüksek değeri vermiştir. A-2006 elastomerde TiO₂ ilave edilen grup en yüksek yırtılma dayanımı değerine ulaşmıştır. A-2000 silikon elastomer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır. Sertlik testine bakıldığında ise; A-2000 silikon elastomer A-2006'ya göre daha yüksek değerlere ulaşmıştır.³²

Silikon elastomer içerisine ilave edilen nanopartikül, uygun miktarda olduğunda güçlendirici etkiye sahiptir. Aksi takdirde, kimyasal aktivitesi ve yüzey enerjisi yüksek olan bu partiküller silikonun içinde çökerek, stres yükseltici etki gösterip mekanik dayanımda azalmaya sebep olur.^{81, 82} Hacimce %10 TiO₂ nanopartikülü eklenmiş silikonlarda görülen mekanik özellikte zayıflama bu şekilde açıklanabilir. Tütsülenmiş silika nanopartikülü yüzeyindeki hidroksil grupları sebebiyle hidrofobik özellik göstermektedir.⁸³ Bellamy ve ark. hidrofobik tütsülenmiş silikaya yüzey işlemi uygulayıp, farklı silikon elastomer geliştirmişlerdir. Platin bazlı A-2196 RTV tipi silikon, kontrol grubuna göre daha düşük sertlik ve yüksek yırtılma dayanımına sahiptir. Bu çalışmada yüzey işlemi uygulamasında, metil ve vinil grupları arasındaki bağlantıyı sağlayan polimetilsiloksan ve trimetoksisilan kullanılmıştır. Silikon ile vinil grupları arasındaki mesafe kimyasal yapıyı belirler.⁸⁴ Çevik ve ark. yaptığı çalışmada; silanlanmış hidrofobik silika, A-2000 ve A-2006 silikon elastomerde farklı reaksiyon göstermiştir. Bu farklılık, vinil grubu ile hidrofobik silanlanmış silikanın metoksi grubu arasındaki kimyasal bağlantının, her iki elastomerde farklı olması ile açıklanmıştır. Çalışmada bulunan sertlik

değerlerinin, Veres ve ark. tarafından yapılan çalışma ile benzer sonuçlara sahip olduğu, A-2000 silikon elastomerin tüm çalışma gruplarında en iyi mekanik dayanım değerini vermesinden dolayı daha tercih edilebilir olduğu belirtilmiştir.³²

Çalışmamızda, kontrol ve %1'lik bor içeren grupların çekme dayanımı ve sertlik değerleri karşılaştırıldığında, A-2000 silikon elastomer A-2006'ya göre istatistiksel olarak anlamlı derecede farklı ve yüksek sonuca ulaşmıştır. Ağırlıkça %3'lük bor gruplarında sertlik ve yırtılma dayanımı incelendiğinde, A-2000 elastomerin istatistiksel anlamda daha farklı ve yüksek değere ulaştığı görülmüştür. Uzama yüzdesinde ise kontrol ve %3 bor içeren gruplarda, A-2006 silikon elastomer istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklı bulunmuştur.

Yüzey işlemi uygulanmış SiO₂ nanopartikülünün ağırlıkça %3 konsantrasyonda eklenmesi ve bu partiküllerin elastomer içerisinde iyi dağılması ile silikon elastomerin yırtılma dayanımı artmıştır. Ayrıca, nanopartiküllerin yüksek yüzey enerjisi ve kimyasal aktivasyonu, silikon elastomer matrisi ile etkileşime girmelerine izin vermiş ve yüzey işleminin de etkisiyle kimyasal bağları geliştirmiştir.¹²³

Çene yüz protezlerinde meydana gelen renk değişimi, protezin kullanımını 6 ay-1 yıl aralığında sınırlamaktadır.¹⁸ Renk bozulmasının sebepleri arasında; güneş ışını, nem, sıcaklık değişimi gibi çevresel faktörler yer almaktadır. UV radyasyonun renk stabilitesi üzerinde önemli etkileri bulunmaktadır.¹²⁴ TiO₂, BaSO₄, CeO₂ ve ZnO gibi nanopartiküllerin ultraviyole ışınları absorbe edici etkileri bulunmaktadır.¹²⁵ Nanopartiküller, ultraviyole ışınların dalga boyundan daha küçük olduğu için ışınların bir bölümünü absorbe ederken diğer bölümü yayar.¹²⁵ Yapılan birçok çalışmaya göre; ağırlıkça % 2-2,5 TiO₂ ve % 1 CeO₂ nanopartiküllerinin, A-2186 silikon elastomerde renk değişikliğini azalttığı görülmüştür.^{118, 125} TiO₂ ve ZnO nanopartiküllerinin, Cosmosil M511 elastomerde renk stabilitesini iyileştirdiği görülmüştür. Ancak karşılaştırma

yapıldığında, dış ortam koşullarına karşı en fazla renk kararlılığı gösteren nanopartikülün, ZnO nanopartikülü olduğu görülmüştür.¹¹⁸

Başka bir araştırmada; Cosmesil M511 ve VST50F silikon elastomerlerine, TiO₂ nanopartikülü ve intrinsik pigment ilave edilip, materyalin yırtılma dayanımı ve sertliği incelenmiştir. Ağırlıkça %0.2 TiO₂ + ağırlıkça %0.25 intrinsik pigment ve ağırlıkça %0.25 TiO₂ + ağırlıkça %0.25 intrinsik pigment karışımlarının sırasıyla HTV ve RTV tip silikon elastomere eklenmesi, her iki malzemenin de yırtılma dayanımı ve sertlik değerini yükseltmiştir.⁸⁰

Silikon elastomere; ağırlıkça %1, 2, 3 oranlarında zirkonya nanopartikülü ilave edilen çalışmada; %3 zirkonya grubu çekme dayanımı ve sertlik değerlerinde en yüksek sonuca ulaşırken, uzama yüzdesi bakımından en düşük değerde kalmıştır. En yüksek uzama yüzdesi ve en düşük sertlik değeri kontrol grubunun olmuştur. Yırtılma dayanımı en yüksek %2 zirkonya nanopartikülü ilave edilen grupta gözlenmiştir.¹²⁶

Yaptığımız çalışmada; kontrol ve %3 bor içeren A-2000 silikon grupların yırtılma dayanımı, %1'lik gruba göre istatistiksel olarak anlamlı derecede farklı ve yüksek çıkmıştır. A-2006 silikon elastomerde ise %1 ve 3 bor içeren gruplar, kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede farklı bulunmuştur.

Nanopartiküller günlük hayatımızda büyük ölçüde kullanılmaktadır. Örnek olarak; diş macunu (silikat, TiO₂), güneş kremi (ultraviyole ışın filtresi olarak TiO₂ ve ZnO), kozmetik ürün, gıda takviyeleri, temizlik ürünleri gösterilebilir. Nanopartiküller, diş hekimliğinde önemli rol oynamaktadır. Rezin bazlı kompozit, ölçü maddesi ve siman gibi sık kullanılan malzemelerin yapısında bulunan nanopartiküllerin, yaklaşık 3500 dental materyalde bulunduğu tahmin edilmektedir.⁷⁶⁻⁷⁸ Bor nanopartikülü dental materyallere ilave edilerek; fiziksel, mekanik, biyouyumluluk, sitotoksisite ve antibakteriyel özellikler analiz edilmiştir. PMMA; 70 ve 800 nm boyutlu, ağırlıkça %0.5-

1-3 ve 5'lik bor nitrür nanopartikülü ile güçlendirilerek; sertlik, bükülme dayanımı, elastisite modülü özelliklerine bakılmıştır. Materyallerin karıştırılmasında, ultrasonik veya el ile karıştırma tercih edilmiştir. En yüksek sertlik, bükülme dayanımı ve elastisite modülü değerleri ağırlıkça %3 ve 800nm partikül boyutlu bor nitrürün olduğu grupta ultrasonik karıştırma ile tespit edilmiştir. En düşük sertlik, bükülme dayanımı ve elastisite modülü değerleri, el ile karıştırma yönteminin kullanıldığı kontrol grubunda görülmüştür.⁸⁵

Bor nitrür nanotüpler; biyoaktivite, hidrofobi ve yüksek elastisite modülü gibi özelliklerinden ötürü biyomedikal araştırmalarda kullanılmıştır.^{127, 128} Protein gibi organik molekülleri yüzeylerinde taşımaları ve biyoyumlu olması gibi avantajlara sahiptir.¹²⁹ Bor nitrür nanotüpler, rezin bazlı materyallerde test edilip, fizikokimyasal açıdan değerlendirilmiştir.¹³⁰ Materyalin polimerizasyon derecesi sabit kalırken, temas açısında artış ve serbest yüzey enerjisinde azalma olduğu bildirilmiştir. Başka bir çalışmada ise, ağırlıkça %1'e kadar bor nanotüp ilave edilmiş ve 6 aylık yaşlandırma işlemi uygulanmış olup, mekanik özelliklerde artış gözlemlenmiştir.¹³¹

Geliştirilmiş nano boyutlu hegzagonal bor nitrürün, diş taşı oluşumunu engellediği bildirilmiştir.¹³² Bor nitrür nanotüpleri, dental adezivlerin özelliklerini geliştirmek amacıyla da kullanılmıştır.¹³⁰ Bor nitrürün sertlik değeri elmadan düşüktür. Mükemmel kimyasal ve termal kararlılığının etkisi ile mekanik uygulamalarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu uygulamaların sonuçları, ilave edilen materyalin boyutuna, şekline, tipine ve konsantrasyonuna bağlı olarak değişmektedir.¹³³

Bor nitrür partikülleri; tekstil, sanayi, cilt bakım malzemeleri, kozmetik ve bazı diş hekimliği materyallerinde kullanılmaktadır.¹³⁴ Bor nitrür nanopartikülleri, PMMA bazlı kompozitler ile çeşitli karıştırma yöntemleri kullanılarak birleştirilmiştir.^{135, 136} Bu kompozitlerin termal iletkenliğini güçlendirmek için, in-situ polimerizasyon işlemi

kullanılarak bor nitrür nanotüplerinden faydalanılmıştır.¹³⁷ Reaktan olarak bor nanotozları ve metal oksitin kimyasal vaporizasyon işlemi altında polimetilmetakrilat bazlı kompozite eklendiği çalışmada, kompozitin elastisite modülü %19'a kadar artırılmıştır.¹³⁸

Diş çürükleri, dünya nüfusunu etkileyen en yaygın ağız hastalığı olarak sınıflandırılmıştır.¹³⁹ Diş hekimleri, çürük kavitesini restore etmek için çeşitli materyaller kullanmaktadır. Günümüzde dental adeziv ve kompozitler bu amaca hizmet etmektedir.¹⁴⁰ Bununla birlikte adeziv ve kompozitlerin yapısı, diş restore edildikten sonra kaviteye tekrarlamasına yol açan plak birikimi için yüksek afiniteye sahiptir.¹⁴¹ Sonuç olarak adeziv ve kompozitler ile yapılan restorasyonlarda erken başarısızlığın en önemli sebepleri sekonder çürük ve restorasyon kırıklarıdır.^{142, 143} Restorasyonların yaklaşık 5-7 yıl içerisinde değiştirilmesi gerekmektedir.¹⁴⁴ Yapılan araştırmada, restoratif materyal olarak kullanılan kompozite ağırlıkça %1, 5 ve 10'luk konsantrasyonlarda sodyum pentaborat pentahidrat ilave edilmiştir. Borun; biyoyumluluk, antibakteriyel ve mekanik özelliklere etkisi incelenmiştir. En yüksek bükülme ve baskı dayanımı kontrol grubunda, en düşük değer %10'luk bor içeren grupta görülmüştür. Bor ilavesi çekme dayanımı değerini azaltmış ve en yüksek sonuca kontrol grubu ulaşmıştır. Antibakteriyel özellik S.Mutans'lar üzerinden incelenmiş olup %10 bor içeren grubun en etkili olduğu görülmüştür. Ancak ağırlıkça %10'luk bor fiziksel ve mekanik özellikleri negatif etkilediği için, biyoyumluluk testleri %1 ve %5'lik gruplar üzerinden incelenmiştir. Bu iki grup arasında anlamlı fark görülmemiştir. Genel özelliklere etkisi göz önüne alındığında en ideal miktarın ağırlıkça %1'lik bor ilavesi olduğu sonucuna varılmıştır.⁸⁶

Yaptığımız çalışmada ağırlıkça %1 bor ilavesi, A-2006 silikon elastomerde sertlik değerini artırmış olup, kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı sonuç vermiştir. Ancak literatürde belirtilen ideal sertlik aralığı olan 25-35 Shore A değeri, A-2000 silikon

gruplarında gözlemlenmiştir. %1'lik bor ilavesi A-2000 silikon elastomerde uzama yüzdesini artırmış ancak kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde fark bulunamamıştır, A-2006 silikonda ise kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede farklı ve düşük sonuç vermiştir. Çekme dayanımı değerleri incelendiğinde; %1'lik bor ilavesi kontrol gruplarına göre, her iki silikon elastomerde istatistiksel olarak anlamlı derecede düşüşe sebep olmuştur. Yırtılma dayanımı testi sonuçlarına göre, %1 bor içeren A-2000 silikon grubu istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük sonuç verirken, A-2006 silikon elastomerde %1 ve 3 bor içeren gruplar kontrol grubuna göre anlamlı düzeyde farklı ve yüksek bulunmuştur.

Çalışmamızda tercih edilen doldurucu materyalin çeşitli fiziksel ve kimyasal özelliklere sahip olup, ağırlıkça farklı oranlarda kullanılması test sonuçlarını etkilemiş olabilir. Saklama koşulları, polimerizasyon süreci ve test cihazlarının algılama kapasiteleri farklı sonuçlar elde edilmesine sebep olabilir. Yaptığımız çalışmada elastomere ağırlıkça %1 ve %3 nanopartikül ilave edilmiştir. Bu oranların değişmesi farklı sonuçlara varılmasına neden olabilir.

Yaptığımız çalışmada; yapay yaşlandırma, tiksotropik ajan ve renklendirici materyal kullanılmamış olup bor nitür yerine elementel bor tercih edilmiştir. Bu durum farklı sonuçlara varılmasına neden olabilir. Bunlar çalışmamızın limitasyonlarını oluşturmaktadır. Literatürde maksillofasiyal silikon elastomere nanopartikül eklenmesiyle ilgili araştırmalar mevcut olup bor nanopartikülü ilk defa çalışmamızda kullanılmıştır. Bu konuda daha fazla araştırma yapılmasına ihtiyaç vardır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızda A-2000 ve A-2006 RTV tip iki farklı silikon elastomer tercih edilmiş olup, ağırlıkça %1 ve 3'lük oranlarda bor nanopartikülü ilave edilmesinin, silikon elastomerlerin sertlik, uzama yüzdesi, çekme ve yırtılma dayanımı gibi mekanik özelliklerine etkisi incelenmiştir. Çalışmanın limitleri dahilinde elde edilen bilgiler ışığında şu sonuçlara ulaşılmıştır.

1. Silikon elastomerlere farklı konsantrasyonda ilave edilen nanopartikül, fiziksel ve mekanik özelliklerde değişime neden olmuştur.
2. Sertlik testinde; A-2000 silikon elastomer, A-2006 silikon elastomere göre tüm gruplarda anlamlı derecede yüksek sonuç vermiştir. Bor nanopartikülü, her iki silikon elastomerde sertlik değerini artırmış olup, A-2000 silikonun literatürde belirtilen 25-35 Shore A aralığında kaldığı görülmüştür.
3. A-2000 silikon elastomer, ortalama çekme ve yırtılma dayanımı değerlerinde A-2006 silikon elastomer gruplarına göre daha yüksek sonuçlara ulaşmıştır. A-2000 ile A-2006 silikon karşılaştırıldığında; çekme dayanımında kontrol ve %1 bor içeren gruplarda; yırtılma dayanımında ise kontrol ve %3'lük bor gruplarında istatistiksel olarak anlamlı fark görülmüştür.
4. A-2000 silikon elastomere bor nanopartikülü ilave edilmesi çekme dayanımı değerlerinde düşüşe sebep olmuştur. A-2006 silikon elastomer gruplarında ise istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yükseliş gözlenmemiştir.
5. A-2000 silikon elastomere bor nanoapartikülü ilave edilmesi yırtılma dayanımı değerinde anlamlı düzeyde yükselişe sebep olmamıştır. A-2006 silikonun yırtılma dayanımı değeri bor ilavesi ile anlamlı derecede yükselmiştir.

6. Sertlik, çekme ve yırtılma dayanımı testlerinde tüm gruplarda, A-2000 silikonunun daha yüksek mekanik dayanım değerlere ulaşması, çene yüz protezlerinde A-2000 silikonunun daha çok tercih edilmesi gerektiğini düşündürülebilir.
7. Uzama yüzdesi incelendiğinde, A-2006 silikon elastomer tüm çalışma gruplarında daha yüksek değerlere sahip olup, A-2000 silikon elastomere göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklıdır. Silikon elastomere bor nanopartikülü ilave edilmesi uzama yüzdesini düşürmüştür. Çene yüz protez materyali, doku bölgesinden çıkartılırken deforme olmaması için yüksek uzama yüzdesi göstermelidir. Bu durumda A-2006 silikon elastomer grupları daha uygun değerlere sahiptir.
8. Uzama yüzdesini düşürmeden fiziksel ve mekanik özellikleri artırması, tercih edilecek doldurucu materyalde arzu edilen özelliklerdir. Bu durumda, nanopartikülün farklı yapısal biçimlerde A-2000 ve A-2006 silikon elastomerler üzerine ilavesinin tiksotropik ajan, renklendirici materyal ve yapay yaşlandırma işlemleri ile birlikte yapılmasının mekanik dayanım değerlerine etkisi merak konusudur.

KAYNAKLAR

1. Hubálková H, Holakovský J, Brázda F, Diblík P, Mazanek J. Team approach in treatment of extensive maxillofacial defects—Five case report serie. Prague Med Rep 2010;111(2):148-57.
2. Vialka-Moser F, Crevenna R, Korpan M, Quittan M. Cancer rehabilitation. particularly with aspects on physical impairment. J Rehabil Med 2003;35(4):153-62.
3. Moh'd Hatamleh M. Studies on Maxillofacial Silicone Prostheses. In the Faculty of Medial and Human Sciences. School of Dentistry, Manchester: The University of Manchester, 2009.
4. Chalian V, Phillips R. Materials in maxillofacial prosthetics. J Biomed Mater Res 1974;8(4):349-63.
5. Farook TH, Jamayet NB, Abdullah JY, Asif JA, Rajion ZA, Alam MK. Designing 3D prosthetic templates for maxillofacial defect rehabilitation: A comparative analysis of different virtual workflows. Comput Biol Med 2020;118:103646.
6. 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;64(4):431-5.
7. Haug SP, Moore BK, Andres CJ. Color stability and colorant effect on maxillofacial elastomers. Part II: Weathering effect on physical properties. J Prosthet Dent 1999;81(4):423-30.
8. Elbashti M, Hattori M, Sumita Y, Aswehlee A, Yoshi S, Taniguchi H. Creating a digitized database of maxillofacial prostheses (obturators): A pilot study. J Adv Prosthodont 2016;8(3):219.

9. De Sousa A. Psychological issues in oral and maxillofacial reconstructive surgery. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2008;46(8):661-4.
10. Callahan C. Facial disfigurement and sense of self in head and neck cancer. *Social Work in Health Care* 2005;40(2):73-87.
11. Akay C, Cevik P, Karakis D, Sevim H. In vitro cytotoxicity of maxillofacial silicone elastomers: Effect of nanoparticles. *J Prosthodont* 2018;27(6):584-7.
12. 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.
13. Wilkes GH, Wolfaardt JF. Osseointegrated alloplastic versus autogenous ear reconstruction: Criteria for treatment selection. *Plast Reconstr Surg* 1994;93(5):967-79.
14. Huber H, Studer SP. Materials and techniques in maxillofacial prosthodontic rehabilitation. *Oral Maxillofac Surg Clinics* 2002;14(1):73-93.
15. Riaz N, Warriach RA. Quality of life in patients with obturator prostheses. *J Ayub Med Coll Abbottabad* 2010;22(2):121-5.
16. Chang T-L, Garrett N, Roumanas E, Beumer III J. Treatment satisfaction with facial prostheses. *J Prosthet Dent* 2005;94(3):275-80.
17. Rahman AM, Jamayet NB, Nizami MMUI, Johari Y, Husein A, Alam MK. Effect of aging and weathering on the physical properties of maxillofacial silicone elastomers: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Prosthodont* 2019;28(1):36-48.
18. Haug SP, Andres CJ, Moore BK. Color stability and colorant effect on maxillofacial elastomers. Part I: colorant effect on physical properties. *J Prosthet Dent* 1999;81(4):418-22.

19. Aziz T, Waters M, Jagger R. Analysis of the properties of silicone rubber maxillofacial prosthetic materials *J Dent* 2003;31(1):67-74.
20. Kiat-Amnuay S, Waters PJ, Roberts D, Gettleman L. Adhesive retention of silicone and chlorinated polyethylene for maxillofacial prostheses. *J Prosthet Dent* 2008;99(6):483-8.
21. Li X-N, Zhao Y-M, Li S-B, Liu X-C, Wu G-F, Zhen L-L, Wu N. Comparison of mechanical properties of Cosmesil M511 and A-2186 maxillofacial silicone elastomers. *J US-China Med Sci* 2007;4(1):34-7.
22. Bellamy KE, Waters MGJ. Designing a prosthesis to simulate the elastic properties of skin. *Biomed Mater Eng* 2005;15(1-2):21-7.
23. Craig RG, Koran A, Yu P-W. Elastomers for maxillofacial applications. *Elastomers* 1980;58(1):112-7
24. Bal BT, Yılmaz H, Aydın C, Karakoca S, Yılmaz Ş. In vitro cytotoxicity of maxillofacial silicone elastomers: effect of accelerated aging. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials* 2009;89(1):122-6.
25. Guiotti AM, Goiato MC, dos Santos DM. Evaluation of the shore a hardness of silicone for facial prosthesis as to the effect of storage period and chemical disinfection. *J Craniofac Surg* 2010;21(2):323-7.
26. Barman A, Rashid F, Farook TH, Jamayet NB, Dudley J, Yhaya MFB, Alam MK. The influence of filler particles on the mechanical properties of maxillofacial prosthetic silicone elastomers: a systematic review and meta-analysis. *Polymers* 2020;12(7):1536.

27. Fayaz AM, Balaji K, Girilal M, Yadav R, Kalaichelvan PT, Venketesan R. Biogenic synthesis of silver nanoparticles and their synergistic effect with antibiotics: A study against gram-positive and gram-negative bacteria. *Nanomedicine* 2010;6(1):103-9.
28. Bruins MR, Kapil S, Oehme FW. Microbial resistance to metals in the environment. *Ecotoxicol Environ Saf* 2000;45(3):198-207.
29. Dastjerdi R, Montazer M. A review on the application of inorganic nano-structured materials in the modification of textiles: focus on anti-microbial properties. *Colloids Surf B* 2010;79(1):5-18.
30. Khodashenas B, Ghorbani HR. Synthesis of silver nanoparticles with different shapes. *Arab J Chem* 2019;12(8):1823-38.
31. Khan I, Saeed K, Khan I. Nanoparticles: Properties, applications and toxicities. *Arab J Chem* 2019;12(7):908-31.
32. Cevik P, Eraslan O. Effects of the addition of titanium dioxide and silanated silica nanoparticles on the mechanical properties of maxillofacial silicones. *J Prosthodont* 2017;26(7):611-5.
33. Abdalqadir M, Faraj S, Azhdar B. An evaluation of a technique to improve the mechanical properties of maxillofacial silicone elastomers with zinc oxide nanoparticles. *J Prosthet Dent* 2021;S0022-3913(20)30706-X.
34. 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;116(4):623-9.

35. Bishal AK, Wee AG, Barão VA, Yuan JC-C, Landers R, Sukotjo C, Takoudis CG. Color stability of maxillofacial prosthetic silicone functionalized with oxide nanocoating. *J Prosthet Dent* 2019;121(3):538-43.
36. Conroy BF. A brief sortie into the history of cranio-oculofacial prosthetics. *Facial Plast Surg* 1993;9(02):89-115.
37. Bulbulian AH. Maxillofacial prosthetics: Evolution and practical application in patient rehabilitation. *J Prosthet Dent* 1965;15(3):554-69.
38. Roman F. The history of artificial eyes. *Br J Ophthalmol* 1994;78(3):222.
39. de Caxias FP, Dos Santos DM, Bannwart LC, de Moraes Melo Neto CL, Goiato MC. Classification, history, and future prospects of maxillofacial prosthesis. *J Dent* 2019;(18):8657619.
40. Maller US, Karthik K, Maller SV. Maxillofacial prosthetic materials-Past and present trends. *J Indian Acad Dent Spec* 2010;1(2):42-4.
41. Lanzara R, Viswambaran M, Kumar D. Maxillofacial prosthetic materials: Current status and recent advances: A comprehensive review. *Int J Appl Dent Sci* 2021;(21):20-1.
42. 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):418-26.
43. 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.
44. Goiato MC, Zucolotti BCR, Mancuso DN, dos Santos DM, Pellizzer EP, Verri FR. Care and cleaning of maxillofacial prostheses. *J Craniofac Surg* 2010;21(4):1270-3.

45. Güngör MB, Nemli SK, Inal CB, Bağkur M, Dilsiz N. Effect of plasma treatment on the peel bond strength between maxillofacial silicones and resins. *Dent Mater J* 2020;39(2):2018-259.
46. dos Santos DM, Goiato MC, Sinhoreti MAC, Fernandes AÚR, do Prado Ribeiro P, de Carvalho Dekon SF. Color stability of polymers for facial prosthesis. *J Craniofac Surg* 2010;21(1):54-8.
47. Eleni PN, Krokida M, Polyzois G, Gettleman L, Bisharat GI. Effects of outdoor weathering on facial prosthetic elastomers. *Odontology* 2011;99(1):68-76.
48. Alqutaibi AY. Materials of facial prosthesis: History and advance. *Int J Contemp Dent Med Rev* 2015;20(1):4.
49. Lewis D, Castleberry D. An assessment of recent advances in external maxillofacial materials. *J Prosthet Dent* 1980;43(4):426-32.
50. Barhate A, Gangadhar S, Bhandari A, Joshi A. Materials Used in Maxillofacial Prosthesis: A Review. *Pravara Medical Review* 2015;7(1):5-7.
51. Deb S. Maxillofacial Prosthetic Materials-An Overview. *Int J Preventive Clin Dent Res* 2018;5(2):63-5.
52. Mahajan H, Gupta K. Maxillofacial prosthetic materials: A literature review. *J Orofac Res* 2012;87-90.
53. Lemon JC, Kiat-Amnuay S, Gettleman L, Martin JW, Chambers MS. Facial prosthetic rehabilitation: Preprosthetic surgical techniques and biomaterials. *Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg* 2005;13(4):255-62.
54. Gonzalez JB, Chao EY, An K-N. Physical and mechanical behavior of polyurethane elastomer formulations used for facial prostheses. *J Prosthet Dent* 1978;39(3):307-18.

55. Deepthi V. Maxillofacial Prosthetic Materials-An Update. *J Int Med Dent* 2016;3(1):2-11.
56. Gonzalez JB. Polyurethane elastomers for facial prostheses. *J Prosthet Dent* 1978;39(2):179-87.
57. Khindria S, Bansal S, Kansal M. Maxillofacial prosthetic materials. *J Indian Prosthodont Soc* 2009;9(1):2.
58. Mohammad SA, Wee AG, Rumsey DJ, Schricker SR. Maxillofacial materials reinforced with various concentrations of polyhedral silsesquioxanes. *J Dent Biomech* 2010:701845.
59. Beumer III J, Curtis TA, Marunick MT. Maxillofacial rehabilitation: Prosthodontic and surgical considerations. 1st ed. Washington: The CV Mosby Company; 1979. p.145-76.
60. Mitra A, Choudhary S, Garg H, HG J. Maxillofacial prosthetic materials-an inclination towards silicones. *J Clin Diagnostic Res* 2014;8(12):ZE08.
61. Ahmed B, Butt AM, Hussain M, Amin M, Yazdanie N. Rehabilitation of nose using silicone based maxillofacial prosthesis. *J Coll Physicians Surg Pak* 2010;20(1):65-7.
62. Al-Harbi FA, Ayad NM, Saber MA, ArRejaie AS, Morgano SM. Mechanical behavior and color change of facial prosthetic elastomers after outdoor weathering in a hot and humid climate. *J Prosthet Dent* 2015;113(2):146-51.
63. Reddy JR, Kumar BM, Ahila S, Rajendiran S, Gangadaran V, Palaniswamy M, Balasubramanian M, Sam JE, Kumar AA, Maheswari SU. Materials in maxillofacial prosthesis. *J Indian Acad Dent Spec Res* 2015;2(1):2.
64. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR, Phillips'. *Science of dental materials*. Elsevier Health Sciences. 12th ed. St. Louis: Saunders; 2012. p.87-110.

65. Çevik P, Eraslan O. Çene Yüz Protezlerinde Kullanılan Materyaller ve Bu Konudaki Gelişmeler. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg 2015;25:141-7.
66. Sakaguchi RL, Powers JM. Craig's restorative dental materials-e-book. 13th ed. Philadelphia: Elsevier Health Sciences; 2012. p.176-87.
67. Brown R. Physical testing of rubber. 4th ed. New York: Springer Science & Business Media; 2006. p.213-29.
68. Craig R. Biocompatibility of dental materials. Restorative Dent Mater 2002;1(1):125-31.
69. Aziz T, Waters M, Jagger R. Development of a new poly (dimethylsiloxane) maxillofacial prosthetic material. Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of the Society for Biomaterials, the Japanese Society for Biomaterials, and the Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials 2003;65(2):252-61.
70. Raymond P. Some observations on silicone materials and their application in the maxillofacial field. Proc Inst Maxillofac Technol 1977;2(1):177-95.
71. Standard I, ISO B. Rubber, vulcanized or thermoplastic-Determination of tensile stress-strain properties. 6th ed. Geneva: International Organization for Standardization; 2005. p.11-9.
72. Kumudinie C, Mark JE. Tearing energies for in-situ reinforced poly (dimethylsiloxane) networks. Mater Sci Eng C 2000;11(1):61-6.
73. Standard I, ISO B. Rubber, vulcanized or thermoplastic determination of tear strength. 2010;34(1):1-7.
74. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. Department of Biologic and Materials Sciences. 4th ed. Michigan: Quintessence Publishing Co, Inc; 2002. p.12-23.

75. Öztürk E. Üç Farklı Çene Yüz Protezi Silikon Elastomerinin Fiziksel Özelliklerinin Karşılaştırılmalı Olarak İncelenmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Yüksek Lisans Tezi. Ankara: Gazi Üniversitesi, 2009.
76. Kohlhuber M, Winterhalter R, Dietrich S, Schenten J, Franz R, Kemmer D, Störmer A, Schmid W, Walther C, Fromme H. Nanomaterialien in Lebensmitteln und Verbraucherprodukten, Anwendungsbereiche, Analytik, rechtliche Rahmenbedingungen. der Schriftenreihe Gesundheit und Umwelt, Bd 2012;24(1):145-51.
77. Chaudhry Q, Scotter M, Blackburn J, Ross B, Boxall A, Castle L, Aitken R, Watkins R. Applications and implications of nanotechnologies for the food sector. Food additives and contaminants 2008;25(3):241-58.
78. Schmalz G, Hickel R, van Landuyt KL, Reichl F-X. Nanoparticles in dentistry. Dent Mater 2017;33(11):1298-314.
79. Barot T, Rawtani D, Kulkarni P. Nanotechnology-based materials as emerging trends for dental applications. Rev Adv Mater Sci 2021;60(1):173-89.
80. Abdul-Ameer FM. Impact of a mixture of nanofiller and intrinsic pigment on tear strength and hardness of two types of maxillofacial silicone elastomers. J Dent Res 2020;17(4):251.
81. Watson S, Beydoun D, Scott J, Amal R. Preparation of nanosized crystalline TiO₂ particles at low temperature for photocatalysis. J Nanopart Res 2004;6(2):193-207.
82. Han Y, Kiat-amnuay S, Powers JM, Zhao Y. Effect of nano-oxide concentration on the mechanical properties of a maxillofacial silicone elastomer. J Prosthet Dent 2008;100(6):465-73.
83. Gao L, McCarthy TJ. A perfectly hydrophobic surface ($\theta_A/\theta_R = 180/180$). J Am Chem Soc 2006;128(28):9052-3.

84. 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.
85. Alqahtani M. Mechanical properties enhancement of self-cured PMMA reinforced with zirconia and boron nitride nanopowders for high-performance dental materials. *J Mech Behav Biomed Mater* 2020;110:103937.
86. Demirci S, Kaya MS, Doğan A, Kalay Ş, Altın NÖ, Yarat A, Akyüz SH, Şahin F. Antibacterial and cytotoxic properties of boron-containing dental composite. *Turk J Biol* 2015;39(3):417-26.
87. Abbasi F, Mirzadeh H, Katbab AA. Modification of polysiloxane polymers for biomedical applications: A review. *Polym Int* 2001;50(1):1279-87.
88. Andreopoulos A, Evangelatou M, Tarantili P. Properties of maxillofacial silicone elastomers reinforced with silica powder. *J Biomater Appl* 1998;13(1):66-73.
89. Goiato MC, dos Santos DM, Bannwart L, Moreno A, Pesqueira AA, Haddad M, Dos Santos E. Psychosocial impact on anophthalmic patients wearing ocular prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2013;42(1):113-9.
90. Beumer J, Curtis T, Firtell D. Maxillofacial rehabilitation. St. Louis: Mosby 1979;5(6):90-169.
91. Varoujan A, Drone J, Standish S. Maxillofacial prosthetics multidisciplinary practice. 1st ed. Baltimore: The Williams and Wilkins Co; 1971. p.358-75.
92. Kumar S, Rajtilak G, Rajasekar V, Kumar M. Nasal prosthesis for a patient with xeroderma pigmentosum. *J Pharm Bioallied Sci* 2013;5(2):176.
93. Bangera BS, Guttal SS. Evaluation of varying concentrations of nano-oxides as ultraviolet protective agents when incorporated in maxillofacial silicones: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 2014;112(6):1567-72.

94. Goiato MC, Pesqueira AA, da Silva CR, Gennari Filho H, Dos Santos DM. Patient satisfaction with maxillofacial prosthesis. Literature review. *J Plast Reconstr Aesthet Surg* 2009;62(2):175-80.
95. Lontz JF. State-of-the-art materials used for maxillofacial prosthetic reconstruction. *Dental Clinics* 1990;34(2):307-25.
96. Watson J, Cannavina G, Stokes C, Kent G. A survey of the UK maxillofacial laboratory service: Profiles of staff and work. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2006;44(5):406-10.
97. Chen M-S, Udagama A, Drane JB. Evaluation of facial prostheses for head and neck cancer patients. *J Prosthet Dent* 1981;46(5):538-44.
98. Hooper S, Westcott T, Evans P, Bocca A, Jagger D. Implant-Supported Facial Prostheses Provided by a Maxillofacial Unit in A UK Regional Hospital: Longevity and Patient Opinions. *J Prosthodont* 2005;14(1):32-8.
99. Kent K, Zeigel RF, Frost A, Schaaf N. Controlling the porosity and density of silicone rubber prosthetic materials. *J Prosthet Dent* 1983;50(2):230-6.
100. Shi Y, Song W, Feng Z, Zhao Y, Li F, Tian Y, Zhao Y. Disinfection of maxillofacial silicone elastomer using a novel antimicrobial agent: recombinant human beta-defensin-3. *European Journal of Clinical Microbiology and Infectious Diseases* 2009;28(4):415-20.
101. Nikawa H, Jin C, Hamada T, Makihira S, Polyzois G. *Candida albicans* growth on thermal cycled materials for maxillofacial prostheses in vitro. *J Oral Rehabil* 2001;28(8):755-65.
102. Ekren O. Tiksotropik Ajanların Çene Yüz Protezlerinde Kullanılan Silikon Materyalinin Mekanik Özelliklerine Etkisi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi, Adana: Çukurova Üniversitesi, 2009.

103. Bibars ARM, Al-Hourani Z, Khader Y, Waters M. Effect of thixotropic agents as additives on the mechanical properties of maxillofacial silicone elastomers. *J Prosthet Dent* 2018;119(4):671-5.
104. 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):91-6.
105. Koran A, Craig RG. Dynamic mechanical properties of maxillofacial materials. *J Dent Res* 1975;54(6):1216-21.
106. Mancuso DN, Goiato MC, de Carvalho Dekon SF, Gennari-Filho H. Visual evaluation of color stability after accelerated aging of pigmented and nonpigmented silicones to be used in facial prostheses. *Indian J Dent Res* 2009;20(1):77.
107. Polyzois GL, Eleni PN, Krokida MK. Effect of time passage on some physical properties of silicone maxillofacial elastomers. *J Craniofac Surg* 2011;22(5):1617-21.
108. Goiato MC, Pesqueira AA, dos Santos DM, Antenucci R, Ribeiro PdP. Evaluation of dimensional change and detail reproduction in silicones for facial prostheses. *Acta Odontol Latinoam* 2008;21(1):85-8.
109. Eleni P, Katsavou I, Krokida M, Polyzois G, Gettleman L. Mechanical behavior of facial prosthetic elastomers after outdoor weathering. *Dent Mater* 2009;25(12):1493-502.
110. Soyubol B. Elastomerlerin statik ve dinamik özelliklerinin incelenmesi. Fen Bilimleri Enstitüsü. Makine Mühendisliği Anabilim Dalı. Doktora Tezi, Bursa: Uludağ Üniversitesi, 2006.

111. Gunay Y, Kurtoglu C, Atay A, Karayazgan B, Gurbuz CC. Effect of tulle on the mechanical properties of a maxillofacial silicone elastomer. *Dent Mater.* 2008;27(6):775-9.
112. Değirmenci K, Sarıdağ S. Çene Yüz Protezlerinde Kullanılan Materyallerin Gelişimi ve Özellikleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2015;25(13):166-70.
113. Karayazgan B, Gunay Y, Evlioğlu G. Improved edge strength in a facial prosthesis by incorporation of tulle: a clinical report. *J Prosthet Dent* 2003;90(6):526-9.
114. Pesqueira AA, Goiato MC, Dos Santos D, Haddad M, Moreno A. Effect of disinfection and accelerated ageing on dimensional stability and detail reproduction of a facial silicone with nanoparticles. *J Med Eng Technol* 2012;36(4):217-21.
115. Haddad MF, Goiato MC, Dos Santos DM, Pesqueira AA, Moreno A, Pellizzer EP. Influence of pigment and opacifier on dimensional stability and detail reproduction of maxillofacial silicone elastomer. *J Craniofac Surg* 2011;22(5):1612-6.
116. Lai J, Hodges J. Effects of processing parameters on physical properties of the silicone maxillofacial prosthetic materials. *Dent Mater* 1999;15(6):450-5.
117. Raptis C, Yu R, Knapp J. Properties of silicone maxillofacial elastomer processed in stone and metal. *J Prosthet Dent* 1980;44(4):447-50.
118. 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 Aging. *J Dent* 2014;42(4):475-83.
119. Akash R, Guttal SS. Effect of incorporation of nano-oxides on color stability of maxillofacial silicone elastomer subjected to outdoor weathering. *J Prosthodont* 2015;24(7):569-75.
120. Abou El-Nour KM, Eftaiha Aa, Al-Warthan A, Ammar RA. Synthesis and applications of silver nanoparticles. *Arab J Chem* 2010;3(3):135-40.

121. Wei L, Lu J, Xu H, Patel A, Chen Z-S, Chen G. Silver nanoparticles: synthesis, properties, and therapeutic applications. *Drug Discovery Today* 2015;20(5):595-601.
122. Shakir DA, Abdul-Ameer FM. Effect of nano-titanium oxide addition on some mechanical properties of silicone elastomers for maxillofacial prostheses. *J Taibah Univ Medical Sci* 2018;13(3):281-90.
123. Zayed SM, Alshimy AM, Fahmy AE. Effect of surface treated silicon dioxide nanoparticles on some mechanical properties of maxillofacial silicone elastomer. *Int J Biomater* 2014:750398.
124. Siddiquey IA, Ukaji E, Furusawa T, Sato M, Suzuki N. The effects of organic surface treatment by methacryloxypropyltrimethoxysilane on the photostability of TiO₂. *Mater Chem Phys* 2007;105(2-3):162-8.
125. Han Y, Zhao Y, Xie C, Powers JM, Kiat-amnuay S. Color stability of pigmented maxillofacial silicone elastomer: effects of nano-oxides as opacifiers. *J Dent* 2010;38:100-5.
126. Tukmachi MS, Safi IN, Ali MMM. Evaluation of mechanical properties and cytotoxicity of maxillofacial silicone material after incorporation of zirconia nanopowder. *Materials Today: Proceedings* 2021;422:209-17.
127. Lahiri D, Singh V, Keshri AK, Seal S, Agarwal A. Apatite formability of boron nitride nanotubes. *Nanotechnology* 2011;22(20):205601.
128. Li LH, Chen Y. Superhydrophobic properties of nonaligned boron nitride nanotube films. *Langmuir* 2010;26(7):5135-40.
129. Zhi C, Bando Y, Tang C, Xie R, Sekiguchi T, Golberg D. Perfectly dissolved boron nitride nanotubes due to polymer wrapping. *J Am Chem Soc* 2005;127(46):15996-7.

130. Degrazia FW, Leitune VCB, Samuel SMW, Collares FM. Boron nitride nanotubes as novel fillers for improving the properties of dental adhesives. *J Dent* 2017;62(1):85-90.
131. Degrazia FW, Leitune VCB, Visioli F, Samuel SMW, Collares FM. Long-term stability of dental adhesive incorporated by boron nitride nanotubes. *Dent Mater* 2018;34(3):427-33.
132. Kalesinskas P, Kačergius T, Ambrozaitis A, Pečiulienė V, Ericson D. Reducing dental plaque formation and caries development. A review of current methods and implications for novel pharmaceuticals. *Stomatologija* 2014;16(2):44-52.
133. Alhareb AO, Ahmad ZA. Effect of Al₂O₃/ZrO₂ reinforcement on the mechanical properties of PMMA denture base. *J Reinf Plas Compos* 2011;30(1):86-93.
134. Alqahtani M. Effect of hexagonal boron nitride nanopowder reinforcement and mixing methods on physical and mechanical properties of self-cured PMMA for dental applications. *Mater* 2020;13(10):2323.
135. Zhi C, Bando Y, Tang C, Kuwahara H, Golberg D. Large-scale fabrication of boron nitride nanosheets and their utilization in polymeric composites with improved thermal and mechanical properties. *Adv Mater* 2009;21(28):2889-93.
136. Wang X, Pakdel A, Zhang J, Weng Q, Zhai T, Zhi C, Golberg D, Bando Y. Large-surface-area BN nanosheets and their utilization in polymeric composites with improved thermal and dielectric properties. *Nanoscale Res Lett* 2012;7(1):1-7.
137. Sharma S, Setia P, Chandra R, Thakur N. Experimental and molecular dynamics study of boron nitride nanotube-reinforced polymethyl methacrylate composites. *J Compos Mater* 2020;54(1):3-11.

138. Zhi C, Bando Y, Wang WL, Tang CC, Kuwahara H, Golberg D. Mechanical and thermal properties of polymethyl methacrylate-BN nanotube composites. *J Nanomater* 2008; 14(1):1-4.
139. Martins MT, Sardenberg F, Bendo CB, Abreu MH, Vale MP, Paiva SM, Pordeus IA. Dental caries remains as the main oral condition with the greatest impact on children's quality of life. *PLoS One* 2017;12(10):53-65.
140. Mitwalli H, Alsaifi R, Balhaddad AA, Weir MD, Xu HH, Melo MAS. Emerging contact-killing antibacterial strategies for developing anti-biofilm dental polymeric restorative materials. *Bioeng* 2020;7(3):83.
141. Balhaddad AA, Kansara AA, Hidan D, Weir MD, Xu HH, Melo MAS. Toward dental caries: Exploring nanoparticle-based platforms and calcium phosphate compounds for dental restorative materials. *Bioact Mater* 2019;4(1):43-55.
142. Balhaddad A, Garcia I, Mokeem L, Ibrahim M, Collares F, Weir M, Xu H, Melo M. Bifunctional composites for biofilms modulation on cervical restorations. *J Dent Res* 2021;100(10):1063-71.
143. Alhareky M, Tavares M. Amalgam vs composite restoration, survival, and secondary caries. *J Evid Based Dent Pract* 2016;16(2):107-9.
144. Balhaddad AA, Garcia IM, Mokeem L, Alsaifi R, Collares FM, Sampaio de Melo MA. Metal Oxide Nanoparticles and Nanotubes: Ultrasmall Nanostructures to Engineer Antibacterial and Improved Dental Adhesives and Composites. *Bioeng* 2021;8(10):146.

EKLER

EK-1. ÖZGEÇMİŞ

1. KİŞİSEL BİLGİLER

Adı : Naim Berker

Soyadı : Altuntaş

2. EĞİTİM

2019-halen : Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, ESKİŞEHİR

2013-2018 : İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, İSTANBUL

2010-2013 : İstanbul Teknik Üniversitesi Denizcilik Fakültesi, İSTANBUL

2005-2010 : Kadıköy Maarif Koleji ve Anadolu Lisesi, İSTANBUL

3. YABANCI DİL

İngilizce

4. YAYIN VE BİLDİRİLER

Akay C., Altuntaş N. B. (2021). Çene Yüz Protezlerinde Genel Kavramlar. Diş Hekimliği Pratiğinde Çene Yüz Protezlerine Güncel Yaklaşımlar, Editör, Canan AKAY, Akademisyen Yayınevi, Ankara.