

← Adınızı soyadınızı giriniz

Tez kabul edildikten sonra yapılan **sabit ciltte sırt yazısı** bu şablona göre yazılacak. Yazılar tek satır olacak
Cilt sırtı yazıların yönü yukarıdan aşağıya
(sol yandaki gibi) olacak .



← Tez, Yüksek Lisans'sa, YÜKSEK LİSANS TEZİ;
Doktora ise DOKTORA TEZİ ifadesi kalacak

← Tez Sınavının yapılacağı yılı yazınız

**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

(DOKTORA TEZİ)

**YÜKSEK PERFORMANSLI POLİMERLERİN
MAKSİLLOFASİYAL SİLİKON İLE BAĞLANTI
DAYANIMININ İNCELENMESİ**

BENAN İLAYDA KARAMAN

**DANIŞMAN
DOÇ. DR. MELTEM ÖZDEMİR KARATAŞ
DR. İHSAN BURÇ GENÇEL**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ PROGRAMI**

İSTANBUL-2021

TEZ ONAYI

(Bu sayfa yerine, başarılı geçen Tez Sınavı sonrası sınav tutanağı ekinde yer alan Tez Onay sayfası gelecektir.)



İTHAF

Aileme ithaf ediyorum

TEŞEKKÜR

Doktora öğrenimim boyunca mesleki ve bilimsel olarak bana yol gösteren değerli hocalarım Sayın Doç. Dr. Meltem Özdemir-Karataş ve Sayın Dr. İhsan Burç Gençel'e

Doktora öğrenimim boyunca bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan anabilim dalımızın tüm öğretim üyelerine ve asistan arkadaşlarıma,

Tezimin mekanik test aşamalarında yardımlarını esirgemeyen Sayın Dr. Süreyya Ergün Bozdağ ve Fatih Yamak'a ;

İstatistik değerlendirmelerindeki katkılarından dolayı Sayın Doç. Dr. Süleyman Çağatay Dayan'a,

Her zaman yardıma hazır olarak imdadıma yetişen Nazlı Sarı'ya

Her zaman her şartta yanımda olan sevgili annem Gürcan Tellioglu, babam Hüseyin Tellioglu, abim Kaan Tellioglu ve eşim Özay Karaman'a teşekkür ederim.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 36457

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	ii
BEYAN.....	H
ATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ.	
İTHAF	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
İÇİNDEKİLER	v
TABLolar LİSTESİ.....	viii
ŞEKİLLER LİSTESİ	ix
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	xi
ÖZET xii	
ABSTRACT.....	xiii
1 GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2 GENEL BİLGİLER	3
2.1 Çene-Yüz Protezleri.....	3
2.1.1 Tarihçesi.....	3
2.1.2 Tanımlar ve Sınıflaması.....	4
2.1.3 Yüz Protezleri Endikasyonları ve Amaçları	7
2.2 Yüz Protezi Yapımında Kullanılan Materyaller	7
2.2.1 Yüz Protezi Yapım Materyallerinin İdeal Özellikleri.....	8
2.2.2 Akrilik Rezın.....	9
2.2.3 Akrilik Kopolimer.....	9
2.2.4 Polivinil Klorid ve Kopolimer	9
2.2.5 Klorinat Polietilen.....	10
2.2.6 Poliüretan Elastomer	10
2.2.7 Silikonlar.....	10
2.2.7.1 HTV Silikon.....	11
2.2.7.2 RTV Silikon.....	12
2.2.8 Köpük Silikonlar.....	12
2.2.9 Yeni Materyaller	12
2.2.9.1 Silikon Blok Kopolimer.....	12
2.2.9.2 Polifosfanaz	13

2.3	Yüz Protezlerinde Retansiyon ve Stabilité	13
2.4	Adezivler.....	13
2.5	Primerler	14
2.6	Kraniyofasiyal İmplantlar	15
2.6.1	Kraniofasiyal İmplant Destekli Protetik Restorasyon Prosedürü	17
2.7	Altyapı Materyalleri.....	19
2.7.1	Akrilik Rezinler	20
2.7.1.1	Genel Özellikleri.....	20
2.7.1.2	Dental Kullanım Alanları.....	21
2.7.1.3	Poli Eter Keton Keton (PEKK).....	22
2.7.2	Poli Eter Eter Keton (PEEK)	24
2.7.2.1	Genel Özellikleri.....	24
2.7.2.2	Kullanım Alanları	25
2.8	Bağlantı Dayanımı	27
2.9	Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi	28
3	GEREÇ VE YÖNTEM.....	29
3.1	Ön Çalışma	32
3.2	Test Örneklerinin Tanımlanması	33
3.2.1	Soğuk Sertleşen akrilik silindirlerin hazırlanışı:.....	34
3.2.2	Bilgisayar destekli tasarım ve üretim ile silindirlerin hazırlanması:	37
3.3	Test Örneklerinin Hazırlanması:.....	40
4	BULGULAR.....	50
4.1	Çekme testi bulguları:	50
4.1.1	PMMA(SS)+Platinum primer+RTV silikon.....	51
4.1.2	PMMA(SS)+PEKKBond+RTV silikon.....	51
4.1.3	PMMA(SS)+PEKKBond+Platinum primer+RTV silikon	52
4.1.4	PEEK(CC)+Platinum primer+RTV silikon	52
4.1.5	PEKK(CC)+Platinum primer+RTV silikon	53
4.1.6	PMMA(CC)+Platinum primer+RTV silikon.....	53
4.2	Kopma yüzeylerinde SEM analizi bulguları.....	57
4.2.1	PMMA(SS)+Platinum Primer+RTV silikon	58
4.2.2	PMMA(SS)+PEKKBond+RTV silikon.....	59
4.2.3	PMMA(SS)+PEKKBond+Platinum Primer+RTV silikon	60

4.2.4	PEEK(CC)+Platinum primer+RTV silikon	61
4.2.5	PEKK(CC)+Platinum primer+RTV silikon	62
4.2.6	PMMA(CC)+Platinum primer+RTV silikon.....	63
5	TARTIŞMA	65
6	KAYNAKÇA.....	75
	İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI.....	86
	ÖZGEÇMİŞ	HATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ.



TABLolar LİSTESİ

Tablo 2-1: İmplant tutuculu protezlerin karşılaştırmalı tablosu	17
Tablo 3-1 : Çalışma gruplarının tanımlanması	29
Tablo 3-2: Bağlantı ajanı uygulama yöntemleri	30
Tablo 3-3: Numunelerin hazırlanmasında kullanılan materyaller	31
Tablo 3-4: Çalışma gruplarının tanımlanması	43
Tablo 4-1:PMMA(SS)+P+S Test Verileri	51
Tablo 4-2: PMMA(SS)+PB+S Test Verileri	51
Tablo 4-3: PMMS(SS)+PB+P+S Test Verileri.....	52
Tablo 4-4: PEEK(CC)+P+S Test Verileri	52
Tablo 4-5: PEKK(CC)+P+S Test Verileri	53
Tablo 4-6: PMMA(CC)+P+S Test verileri	53
Tablo 4-7: Betimsel İstatistik Tablosu.....	54
Tablo 4-8: Tek yönlü varyans analizi	55
Tablo 4-9: Bonferroni istatistik testi	55

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Çene Yüz Protezlerinin Temsili Şeması	5
Şekil 3-1: Visio.link Primer	32
Şekil 3-2: Visio.link primere bağlı polimerizasyon inhibisyonu	33
Şekil 3-3 : Test Numunesi	33
Şekil 3-4: Piriç silindirler.....	34
Şekil 3-5: Piriç silindirlerin cam üzerine sabitlenmesi	35
Şekil 3-6: Endüstriyel silikon ile kalıpların hazırlanışı	35
Şekil 3-7:PMMA dökümüne hazır silikon kalıplar.....	35
Şekil 3-8: Geleneksel akrilik.....	36
Şekil 3-9: Basınçlı Tencere.....	36
Şekil 3-10: PEEK(CC) Diskler	37
Şekil 3-11: PEKK(CC) Diskler.....	37
Şekil 3-12: PMMA(CC) Diskler	38
Şekil 3-13: Beş eksenli kazıma cihazı	38
Şekil 3-14: Silindirlerin DentalCAM Diskler üzerine yerleştirilmesi	39
Şekil 3-15: PEEK(CC) Silindirler.....	39
Şekil 3-16: PEKK(CC) Silindirler	39
Şekil 3-17: PMMA(CC) Silindirler	40
Şekil 3-18: Dijital Kumpas	40
Şekil 3-19: Hizalama Aparatı	41
Şekil 3-20: Mufla ve Birit.....	41
Şekil 3-21: Silindirlerin muflaya alınması.....	42
Şekil 3-22: Kumlama cihazı	42
Şekil 3-23: Platinum Primer	44
Şekil 3-24: PEKKBond Bağlantı ajanı	44
Şekil 3-25: RTV tip Maksillofasiyal Silikon	45
Şekil 3-26: Pillo	45
Şekil 3-27: Universal Test Makinesi	46
Şekil 3-28: Anahtarlı Mandren	46
Şekil 3-29: Test düzeneği	47
Şekil 3-30: Numunelerin analiz öncesi kaplanması.....	48

Şekil 4-1: PEKKBond ile bağlantı sağlanamamış örnekler.....	50
Şekil 4-2: Bağlantı ortalamalarının incelenmesi.....	57
Şekil 4-3:1 PMMA(SS)+P+S örnek.1 görüntüleri.....	58
Şekil 4-4: PMMA(SS)+P+S örnek.2 görüntüleri.....	58
Şekil 4-5: PMMA(SS)+PB+S örnek.1 görüntüleri	59
Şekil 4-6: PMMA(SS)+PB+S örnek.2 görüntüleri	59
Şekil 4-7: PMMA(SS)+PB+P+S örnek.1 görüntüleri	60
Şekil 4-8: PMMA(SS)+PB+P+S örnek.2 görüntüleri	61
Şekil 4-9: PEEK(CC)+P+S örnek.1 görüntüleri	61
Şekil 4-10: PEEK(CC)+P+S örnek.2 görüntüleri	62
Şekil 4-11: PEKK(CC)+P+S örnek.1 görüntüleri	62
Şekil 4-12: PEKK(CC)+P+S örnek.2 görüntüleri	63
Şekil 4-13: PMMA(CC)+P+S örnek.1 görüntüleri.....	63
Şekil 4-14: PMMA(CC)+P+S örnek.2 görüntüleri.....	64

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

PEEK	Poli Eter Eter Keton
PEKK	Poli Eter Keton Keton
PAEK	Poli Aril Eter Keton
PMMA	Poli Metil Metakrilat
AAMP	Amerikan Çene Yüz Protezleri Akademisi
GPT	Protetik Terimler Sözlüğü
ark.	Arkadaşları
°C	Santigrat Derece
UV	Ultraviyole
CAD	Bilgisayar Destekli Tasarım
CAM	Bilgisayar Destekli Üretim
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
MMA	Metilmetakrilat
µm	Mikrometre
Mpa	Mega Paskal
TiO ₂	Titanyum dioksit
.stl	Stereolitografi
Mm	Milimetre
Al ₂ O ₃	Aluminyum oksit
sn	Saniye
mA	Miliamper
mBar	Milibar
Pa	Paskal
dk	Dakika

ÖZET

Karaman Bİ Yüksek performanslı polimerlerin maksillofasiyal silikon ile bağlantı dayanımının incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 2021

Maksillofasiyal protezlerin tutuculuğu için uzun yıllar mekanik ilkeler ve doku adezivlerinden faydalanılmıştır. Osteointegre implantların yüz bölgesinde kullanılmaya başlanmasıyla tutuculukla ilgili sorunlar azaltılmıştır. İmplantların kullanımının artmasıyla, protezlerin tutuculuk bileşenleri önem kazanmıştır.

Ekstraoral implantların tutuculuğu sağlayan parçaları, matriks aracılığıyla ile silikon içine yerleştirilir. Yeni bir sorun olarak, matriks ile silikon arasında bağlantı sorunu bildirilmektedir. Bu tez çalışmasının amacı dental sahada sıklıkla çalışmalarda yer alan yüksek performans polimeri ve bu polimerler için üretilmiş bağlantı ajanlarının maksillofasiyal silikon ile yaşanan bağlantı dayanımının incelenmesidir.

Bu çalışmada yüz protezleri yapımında kullanılan, oda sıcaklığında vulkanize olan silikon elastomerler (RTV) ve 4 farklı altyapı materyali kullanılmıştır. Altyapı materyalleri 2 farklı bağlantı ajanı ve bunların kombinasyonu uygulanarak maksillofasiyal silikon ile retansiyonu sağlanmıştır. Altyapı materyalleri geleneksel polimetilmetakrilat-PMMA(SS), CAD/CAM(CC) PMMA, Polietereterketon-PEEK ve Polieterketonketon-PEKK'dir. Bağlantı ajanları PEEKBond ve Platinum primerdir. Her bir altyapı materyali için 36 adet numune olacak şekilde toplam 144 adet numune ile çalışılmıştır. Örnekler, 2 silindir arasında RTV silikonun vulkanizasyonu ile oluşmaktadır. Silindirlerin karşılıklı olarak birbirlerine bakan dairesel yüzeyler farklı çaplardadır. Bu yüzeylerin merkezleri çakışacak şekilde konumlandırılmıştır.

PMMA(SS) için bütün bağlantı ajanlarının uygulandığı gruplarda farklı oranlarda bağlantı sağlanmasına rağmen CAD/CAM altyapı materyalleri sadece primer bağlantı ajanıyla bağlantı sağlayabilmiştir. PEKKBond'un CAD/CAM gruplarına uygulandığı gruplarda bağlantı sağlamamaktadır.

Çalışma sınırlarında; en yüksek bağlantı dayanımını PMMA(CC) materyaline sadece primerin uygulandığı grup göstermiştir. Geleneksel akrilik ile hazırlanan matriks yerine benzer bağlantı dayanımı gösteren CAD/CAM PMMA, PEEK ve PEKK polimer kullanılabilir. Primer kullanımı polimerlerin bağlantı dayanımını arttırmak için önerilmektedir. PEKKBond maksillofasiyal silikon için bağlantı dayanımını arttırmada kullanımı önerilmemektedir.

Anahtar Kelimeler: PEEK, PEKK, PMMA, Maksillofasiyal Protez, Bağlantı Dayanımı,

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No:36457

ABSTRACT

Karaman Bi. Investigation of the bond strength between high performance polymers and maxillofacial silicone. Istanbul University Institute of Health Sciences, Department of Prosthodontics. The doctoral thesis. Istanbul. 2021.

Mechanical principles and tissue adhesives have been used for many years for the retention of maxillofacial prostheses. With the introduction of the use of osseointegrated implants in the face area, problems related to retention have been reduced. The increase of the use of osteointegrated implants the retention components of prostheses have gained importance.

The retaining parts of the extraoral implants are placed into the silicone with a matrix. As a new problem, connection problem between matrix and maxillofacial silicone is reported. The aim of this doctorate thesis study was to examine the bond strength of high performance polymers, which were frequently used in researches in the dental field, and the bonding agents produced for these polymers for retaining to maxillofacial silicone.

In this study, maxillofacial silicone elastomers which are vulcanized at room temperature and 4 different infrastructure materials were used. Infrastructure materials were retained by using two different bonding agents and a combination of them. These infrastructure materials are conventional polimetilmetakrilat-PMMA(SS), CAD/CAM PMMA, Polyetheretherkethone-PEEK and Polyetherkethonekethone-PEKK. In addition, PEKKBond and Platinum Primer were used as bonding agents. For each infrastructure material, 36 samples were studied. A total of 144 samples were processed which were formed by vulcanization of maxillofacial silicone between 2 cylinders. The circular surfaces of the cylinders facing each other were of different diameters and positioned in a way that they could coincide. SEM analysis was applied to the samples after implementing the tensile test at 5mm/min on the Universal testing machine.

Although PMMA(SS) materials provided bonding at different rates in the groups where all bonding agents were applied, CAD/CAM infrastructure materials were only able to bond with the primer bonding agent. PEKKBond did not provided retention in CAD/CAM groups applications.

Within the limits of this study, the group in which only the primer was applied to the PMMA(CC) material showed the highest bond strength. CAD/CAM PMMA, PEEK and PEKK polymers with similar bond strength can be used instead of the PMMA(SS) matrix. The use of primer is recommended to increase the bond strength of polymers, whereas the use of PEKKBond for retention is not recommended.

Keywords: PEEK, PEKK, PMMA, Maxillofacial Prosthesis, Bond Strength,

This study is supported by the University of Istanbul Research Projects Department. Project No: 36457

1 GİRİŞ VE AMAÇ

Maksillofasiyal protezler on altıncı yüzyıldan bu yana kullanılmaktadır. Protezlerin kullanılabilmesi için defekt bölgesindeki konumunu koruması gerekmektedir. Uzun yıllar boyunca maksillofasiyal protezlerin tutuculuğu için mekanik tutuculuktan faydalanılmıştır. Bunun yanı sıra doku adezivlerinin kullanımı ile tutuculuk sağlanılmaya çalışılmıştır (Keskin & Özdemir, 1995).

Adeziv doku yapıştırıcıları yağlı ve terleyen deride yeterli tutuculuk sağlayamamaktadır. Aynı zamanda adezivler maksillofasiyal protezlerde renk değişikliğine ve dokuda irritasyonlara neden olmaktadır. Bu nedenle araştırmacılar ekstraoral implantlar üzerine çalışmalarını arttırmıştır (Pehlivan, Karakoca Nemli, & Karacaer, 2011). Ekstraoral implantlar tutuculuğu arttırmaktadır. Protez kenarlarının daha ince hazırlanabilmesini ve protezin daha doğal görünmesini sağlamaktadır (Chelakara, Kumar, Shankar, Krishna, & Kumar, 2016) (Federspil, 2009). Osteointegre implantların yüz bölgesinde kullanımı, protezlerin tutuculuğunun sağlanmasında önemli bir atılım olmuştur. Yüz bölgesinde kullanılan osteointegre ekstraoral implantlar tutuculukta adeziv kullanma gereksinimini azaltmaktadır (Cobein, ve diğerleri, 2017). Ekstraoral implantların kullanım sıklığının artmasıyla, maksillofasiyal protezlerin tutuculuk bileşenleri önem kazanmıştır (Hatamleh & Watts, Bonding of maxillofacial silicone elastomers to an acrylic substrate, 2010).

Ekstraoral implantların tutuculuğu sağlayan parçaları ile silikon arasındaki bütünlük, bu parçaların içine yerleştirildiği matriksin silikon içine gömülmesiyle sağlanır. Bu matriks sıklıkla akrilik plak olarak hazırlanır (Sipahi, 2006) (Louis, Torres Terán, & Cardín, 2016). Ancak bu yapılar arasındaki bağlantı sorunları, literatürde bildirilmektedir (Haddad, ve diğerleri, 2012). Kullanım sırasında maruz kalınan kuvvetler silikon ile alt yapı matriksinin ayrılmasına neden olmaktadır. Farklı bağlantı ajanları ve alt materyalleri ile çözüm arayışı devam etmektedir. Literatürde sınırlı araştırma ve kısıtlı alt yapı materyali bildirilmiştir. Bu nedenle bağlantı kuvvetinin artırılması için alternatif bir yol olarak yeni alt yapı materyallerine dair çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır (Haddad, ve diğerleri, 2012) (Hatamleh & Watts, Bonding of maxillofacial silicone elastomers to an acrylic substrate, 2010) (Hatamleh & Watts, 2010).

İntraoral çalışmalarda olumlu özellikleriyle dikkat çeken yeni polimerler yer almaktadır. Bu yeni polimerler üstün özellikleriyle yüksek performans polimerleri olarak adlandırılır. Çalışmalarda sıklıkla rastlanılan yüksek performans polimerleri Poli Eter Eter Keton(PEEK) ve Poli Eter Keton Keton(PEKK) materyalleri Poli Aril Eter Keton(PAEK) ailesine dahildir (Külünk, Külünk, & Saraç, 2017). PAEK grubu materyaller; protetik diş tedavileri alanında implantlar, kronlar, abutmentler, hareketli protez altyapı materyalleri, obturatör protezleri gibi çalışmalarda kullanılmıştır (Haddad, ve diğerleri, 2012) (Külünk, Külünk, & Saraç, 2017) (Najeeb, Zafar, Khurshid, & Siddiqui, 2015) (de Carvalho , ve diğerleri, 2017) (Oh, Park, Lee, & Moon, 2017) (Costa-Palau, Torrents-Nicolas, Brufau-de Barberà, & Cabratosa-Termes, 2014) (Uhrenbacher, ve diğerleri, 2014) (Klur, ve diğerleri, 2019). Diş hekimliği alanında kullanılmaya yeni başlanan PAEK grubu materyallerin hafifliği, biyouyumluluğu, kuvvet absorpsiyonu gibi önemli özellikleri bulunmaktadır (Ergün & Şahin, 2016). Bu yeni polimer grubu; maksillofasiyal protezlerde altyapı ile yaşanan bağlantı sorununun çözümünde alternatif bir altyapı materyali olarak öngörülmüştür. Yapılan literatür araştırmalarında henüz bu konuda bir çalışmaya rastlanmamıştır (Klur, ve diğerleri, 2019) (Najeeb, Zafar, Khurshid, & Siddiqui, 2015) (Costa-Palau, Torrents-Nicolas, Brufau-de Barberà, & Cabratosa-Termes, 2014) (de Carvalho , ve diğerleri, 2017) (Uhrenbacher, ve diğerleri, 2014) (Oh, Park, Lee, & Moon, 2017).

Bu doktora tez çalışmasının amacı yüksek performans polimerleri ve bu polimerler için üretilmiş bağlantı ajanlarının maksillofasiyal silikon ile yaşanan bağlantı dayanımına etkisinin incelenmesidir.

2 GENEL BİLGİLER

2.1 Çene-Yüz Protezleri

Çene-yüz protezleri; doğumsal defektler, tümörlerin çıkarılması veya çeşitli travmalar sonucu oluşan kazanılmış çene defektlerinin protetik olarak rehabilite edilmesini sağlayan protezlerdir (Huber & Studer, 2002). Çene-yüz protezleri yüz bölgesinde kaybedilmiş sert ve yumuşak dokuları, dişleri protetik olarak restore etmektedir. Fonksiyonu ve estetiği sağlamanın yanı sıra deri altında kalması gerekirken açığa çıkan dokulara kalın olmaktadır. Baş-boyun bölgesinde radyoterapi gören hastalar için X-ışınına maruz kalmaması gereken dokuları korumaktadır. Bazı durumlarda psikolojik nedenlerle yapılabilmektedir (Ariani, Reintsema, Ward, Cortino, & Wee, 2017).

2.1.1 Tarihçesi

Çene-yüz defektlerinde protetik tedaviler 1500'lü yıllardan beri uygulanmaktadır. Amatus Lusitanus ve Ambroise Paré gibi bilim adamlarının bu dönemde çene-yüz alanında cerrahi ve protetik uygulamalar yaptığı bilinmektedir (Keskin & Özdemir, 1995).

Bu çalışmaların büyük çoğunluğu palatal defektlerin kapatılması üzerinedir. Paré'nin yüz protezleri alanında da çalışmaları mevcuttur. Gümüş, altın gibi materyallerden yapay göz ve burun protezleri hazırladığı bilinmektedir (Ring, 1991).

1800'lü yıllarda süregelen savaşlar nedeniyle birçok askerin yüz bölgesindeki hasarların rehabilitasyonu için yapılan yüz maskeleri mevcuttur. Dış yüzeyde ise bıyık sakal gibi aksesuarlar eklenmiştir. 1800'lü yılların sonlarında ise göz içeren yüz protezleri yapılmıştır. Ayrıca göz soketlerine yapay gözler uygulanmaya başlamıştır (Ring, 1991). Tarihsel süreçte mum, ağaç, yumuşak veya sert kauçuk, karton, deri selüloid gibi materyaller denenmiştir (Çötert, 2001).

20. yüzyılın başlarında birinci dünya savaşının etkisiyle çene ve yüz bölgesinde yapılacak protezlere ihtiyaç artmıştır. Bu dönemde ucuz ve kolay uygulanabilir bir materyal olan polimetilmetakrilat (PMMA) kullanılmaya başlanmıştır (Çötert, 2001).

Yüz protezlerine artan ihtiyaç plastik cerrahi ve diş hekimliğinin çene-yüz protezleri alanında ortak çalışmalarını başlanmıştır. 1950'li yılların başında Amerikan Çene Yüz

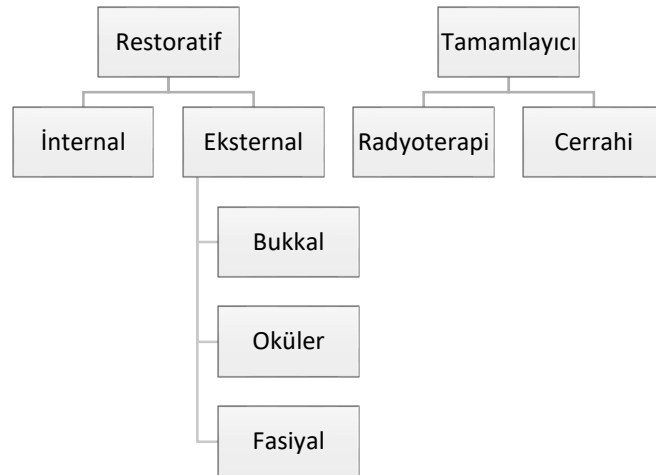
Protezi Akademisi (AAMP) kurulmuş ve multidisipliner çalışma gerekliliğini bildirilmiştir (Çöttert, 2001).

2.1.2 Tanımlar ve Sınıflaması

Maksillofasiyal protezler, protetik terimler sözlüğü(GPT) dokuzuncu versiyonun tanımlamasına göre; herhangi bir stomatognatik ve/veya kraniyofasiyal yapının yerine kullanılan protezlerdir. Maksillofasiyal protezlerin, anatomik lokasyonuna, tutuculuk sağladıkları alanlara, kullanılan materyallere ve kullanım zamanlarına göre çeşitlilik gösterdiği vurgulanmaktadır. Maksillofasiyal protezler sağlanan desteklere göre; doku destekli, diş destekli, implant destekli, doku ve implant destekli olabilmektedir. Ayrıca maksillofasiyal protezlerin kullanım zamanlarına göre; cerrahi protezler, geçici protezler ve daimi protezler olarak tanımlamak mümkündür (The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition., 2017) .

Maksillofasiyal protezlerin sınıflaması; genellikle restore edici ve tamamlayıcı olarak ikiye ayrılır. Restore edici protezler yüz çevresi deformitelerini onarmak ve kemik kayıplarını protezlerle yapay olarak yerine koymaktadır. Bölgesel olarak ağız göz veya fasiyal alanda bulunabilirler. Hem doku içinde hem de doku dışında konumlanabilirler. Tamamlayıcı protezler, öncesi ve/veya sonrası dönemde plastik cerrahiye yardım etmektedir. Bununla birlikte radyoterapi seanslarında kullanılabilmektedir (de Caxias, dos Santos, Bannwart, de Moraes Melo Neto, & Goiato, 2019) (Aramany & Drane, Radiation protection prostheses for edentulous patients, 1972) .

Caxias ve ark. hazırladıkları derlemede çene yüz protezlerini inceledikleri elli dokuz makale incelenmiştir.Bu derlemede aşağıdaki gibi genel bir sınıflandırma yapmışlardır (de Caxias, dos Santos, Bannwart, de Moraes Melo Neto, & Goiato, 2019).



Şekil 2-1: Çene Yüz Protezlerinin Temsili Şeması

Yukarıda tanımlanan sınıflamaya göre eksternal bukkal protezler, ağız içi rekonstruktif tip cerrahi kontrendike ise tedavi için kullanılmaktadır. Palatal obturatör, mandibular protezler ve dil protezleri eksternal bukkal protezlerdir (de Caxias, dos Santos, Bannwart, de Moraes Melo Neto, & Goiato, 2019).

Palatal obturatör protezler, tek veya çift taraflı palatal defektlerde uygulanmaktadır. Ağız ve burun kavimleri arasındaki bağlantıyı ayırmak, konuşmanın iyileştirilmesini sağlamak için kullanılmaktadır. Ayrıca çiğneme ve yutkunma fonksiyonlarına katkı sağlamak için kullanılır. Maksillektomi geçirmiş hastaların obturatörlerinde stabilite ve retansiyon defektin boyutu kalan sert ve yumuşak damak ve kalan diş sayısı obturatör için tanımlayıcı gruplar oluşmasını sağlamaktadır. Obturatör protezler ameliyattan önce veya ameliyattan sonra üretilebilir. Geçici olarak kullandırılan ve daimi olarak hazırlanan obturatörler mevcuttur (de Caxias, dos Santos, Bannwart, de Moraes Melo Neto, & Goiato, 2019).

Mandibular protezler; mandibulektomi sonrasında hazırlanan protezlerdir. Mandibulektomi kısmı veya total olabilir. Mandibular protezler bütün stomagnatik sistem olumsuz etkilendiği için hazırlaması zor protezlerdir (de Caxias, dos Santos, Bannwart, de Moraes Melo Neto, & Goiato, 2019). Alt çenede rezeksiyonun durumuna bağlı olarak rehber düzlem protezleri de yapılmaktadır (Gupta, Verma, Dubey, & Thakur, 2017).

Dil protezleri; bu bölgedeki karsinomun konumuna göre belirlenen cerrahi eksizyon ve radyoterapi tedavileri sonrasında hazırlanır. Bozulan yutkunma fonksiyonunu ve

fonasyonu düzeltmede yardımcı olur (de Caxias, dos Santos, Bannwart, de Moraes Melo Neto, & Goiato, 2019). Glosektomi operasyonları sonrası çeşitli protezler uygulanabilmektedir. Ayrıca ağız içine yapılan cerrahi splintler, ısırma splintleri, temporomandibular eklem splintleri çene yüz protezleri çalışma alanında sınıflamaya dahil edilmiştir (de Caxias, dos Santos, Bannwart, de Moraes Melo Neto, & Goiato, 2019) .

Göz protezleri; gözün kısmi veya tamamının kaybına bağlı olarak hazırlanan protezlerdir. Bu protezler görme fonksiyonunu kazandırılmamasına rağmen sağladığı estetik ile hastanın tekrar sosyal hayatına dönmesi için büyük önem taşır (Goiato M. C., ve diğerleri, 2013) . Oküler protezler üst göz kapağı tonusunu ve göz yaşı kanalını korur. Fonksiyon eksikliğine bağlı göz atresizisini önler (de Caxias, dos Santos, Bannwart, de Moraes Melo Neto, & Goiato, 2019).

Ağız dışı protezler genellikle yüz bölgesinde uygulamaktadır. Göz, burun, kulak ve orta-yüz yerleşimlidir. Bu protezler epitez olarak da adlandırılmaktadır (Gupta, Verma, Dubey, & Thakur, 2017).

Yüz protezleri; burun, dudak, kulak, okülopalpebral ve trakeostomal olarak sınıflandırılabilir. Bu protezler hastanın kaybedilen sert ve yumuşak dokularını yeniden yapılandırmayı sağlar. Yaşam kalitesini artırmada görevlidir. Yüz protezlerinin öncelikli amacı estetik kaybı gidermektir. Bununla birlikte fizyolojik işlevleri iyileştirmede rol oynar. Bulunduğu bölgeye göre bu protezler konuşma ve çiğneme destek sağlar, gürültülü ortamlarda işitmeyi iyileştirir. Altındaki dokuyu koruyucu görev üstlenmiştir. (de Caxias, dos Santos, Bannwart, de Moraes Melo Neto, & Goiato, 2019)

Protez kaybedilmiş doku alanı büyüklüğüne bağlı olarak, ağız içi ve ağız dışı protezlerin kombine kullanımını gerektirebilmektedir. Burun ve üst çene birleşimli olduğu durumlarda nazomaksiller protezler hazırlanmaktadır. Maksiller defekt göz bölgesindeki kayıp ile birleşiyorsa böyle bir durumda orbitomaksiller protezler yapılmaktadır (Gupta, Verma, Dubey, & Thakur, 2017).

Radyoterapi protezleri, malign tümörleri olan hastalarda kullanılmaktadır. Bu protezler radyum tutucu aparat olarak da bilinmektedir. Çevre dokuları radyoterapi ışınlarından korur ve ışının tedavi gören bölgeye yönlendirilmesini sağlar. Bu protezler reçine veya silikondan yapılabilir (de Caxias, dos Santos, Bannwart, de Moraes Melo Neto, & Goiato, 2019).

2.1.3 Yüz Protezleri Endikasyonları ve Amaçları

Çene-yüz bölgesindeki defektlerin rehabilitasyonunda plastik-rekonstrüktif tip cerrahi yöntemlerin kontrendike olması halinde, defektler protetik olarak rehabilite edilmektedir. Çene-yüz bölgesinde protetik rehabilitasyonun endikasyonları şu şekilde sıralanabilir (Çötert, 2001):

- Nüks ihtimali olan neoplazik oluşumların çıkarılması sonrası rezidiv kontrol gerekiyor ise
- Radyoterapi gören hastalarda doku vaskülarizasyonunun bozulması durumunda
- Defekt hastanın kendi dokularıyla kapatılabileceğinden daha büyükse
- Hastanın sosyoekonomik durumu nedeniyle

Protetik rehabilitasyon, cerrahi uygulanan bölgeyi korumalıdır. Bölgedeki duruma ve protezin yapısal özelliklerine bağlı olarak tedavi ve iyileşmede rol alabilir. Çene-yüz protezleri fonksiyonu ve kaybedilen estetiği onarmalıdır. Defekt bölgesinde yapılacak bu onarımlar aynı zamanda hastayı psikolojik ve sosyal olarak iyileştirmeyi amaçlamaktadır (Çötert, 2001) (Beumer & Calcaterra, 1976) .

2.2 Yüz Protezi Yapımında Kullanılan Materyaller

Yüz protezleri yapımında tarihsel süreç içerisinde metil metakrilat, poliüretan elastomerler ve polivinil klorid gibi birçok farklı materyal kullanılmıştır. Sert materyaller daha dayanıklı olmalarına rağmen yumuşak materyaller hareketli dokular üzerinde, doku hareketlerinde protezin yer değiştirme ihtimalini azalttığı için daha avantajlıdır (Beumer & Calcaterra, 1976). Sert materyaller estetik dezavantajları ve fonksiyon sırasındaki yetersizlikleri nedeniyle yüz protezleri yapımında tercih edilmemektedir (Çötert, 2001) .

Yüz protezi yapımında kullanılan materyalleri aşağıdaki gibi sınıflamak mümkündür (Keskin & Özdemir, 1995).

- a) Akrilik Rezin
- b) Akrilik Kopolimer

- c) Polivinil Klorid ve Kopolimer
- d) Klorinat Polietilen
- e) Poliüretan Elastomer
- f) Silikonlar
 - a. HTV Silikon
 - b. RTV Silikon
- g) Köpük Silikonlar
- h) Yeni Materyaller
- i) Silikon Blok Kopolimer
- j) Polifosfanaz

2.2.1 Yüz Protezi Yapım Materyallerinin İdeal Özellikleri

Yüz protezleri yapımında kullanılan çeşitli materyaller; biyouyumluluk, renk kararlılığı, stabilizasyon, dayanıklılık gibi ihtiyaçları karşılamaktadır. Bununla birlikte gerekli tüm özellikleri bünyesinde en iyi şartlarda sağlayan bir materyal bulunmamaktadır (Gonzalez, 1978). İdeal materyale ulaşmak için araştırmalar sonucu istenilen bazı kriterler belirtilmiştir (Mahajan & Gupta, 2012).

Estetik olarak renk, saydamlık, form açısından defektin olduğu alanda sağlıklı dokuya benzer yapı göstermelidir (Mahajan & Gupta, 2012).

Fiziki özellikler açısından (Mahajan & Gupta, 2012) (Aramany, Downs, & Beery, Prosthodontic rehabilitation for glossectomy patients, 1982);

- a) Yeterli esnekliğe sahip olmalı
- b) Hafif olmalı
- c) Boyutsal olarak kararlı bir yapıda olmalı
- d) Kenar uyumu iyi olmalı
- e) Düşük ısı iletkenliği olmalıdır.

Biyolojik ve Kimyasal Özellikler açısından (Mahajan & Gupta, 2012) (Aramany, Downs, & Beery, Prosthodontic rehabilitation for glossectomy patients, 1982)

- a) Toksik olmamalı, alerjik olmamalı
- b) Biyouyumlu olmalı
- c) Ultraviyole ışınlarına dayanıklı olmalı
- d) Kullanım ömrü en az 6 ay olmalı
- e) Kirlenmeye karşı dirençli olmalıdır.

Üretim Özellikleri açısından (Mahajan & Gupta, 2012) (Aramany, Downs, & Beery, Prosthodontic rehabilitation for glossectomy patients, 1982);

- a) Polimerizasyonu düşük sıcaklıkta sağlanabilmeli
- b) Materyal kolay işlenmeli
- c) Yeterli çalışma süresine sahip olmalı
- d) Materyal iç ve dış boyamaya müsade etmelidir.

2.2.2 Akrilik Rezın

Akrilik reçineler, özellikle defektin bölgesinde hareketsiz veya çok az hareketli doku varlığında kullanılan özel yüz kusurları için (ör. Orbital protez imalatı) ve geçici yüz protezleri için kullanılan materyallerdir (Mahajan & Gupta, 2012) .

2.2.3 Akrilik Kopolimer

Akrilik kopolimerler görece olarak yumuşak ve esnek materyallerdir. Buna rağmen, dayanıklılıkları ve kenar uyumları zayıf olduğu için kabul görmemiştir. Ayrıca güneş ışığına maruz kaldığında bozulmaktadır (Mahajan & Gupta, 2012) .

2.2.4 Polivinil Klorid ve Kopolimer

Önceki zamanlarda polivinil klorid ve plastikleştirici ajanlardan oluşan bu kombinasyona günümüzde %5-%20 arasında vinil asetat eklenmektedir. Yapısı gereği esneklik, kolay renklendirilme, kabul edilebilir ilk görünüm gibi bir takım istenilen özelliği barındırmaktadır. Yapısında bulunan plastikleştirici ajanlar renginin kolay solmasına neden olmaktadır. Ayrıca polivinil klorid çabuk sertleşebilen bir materyaldir (Mahajan & Gupta, 2012) .

2.2.5 Klorinat Polietilen

Klorinat polietilen yapısal olarak, polivinil klorüre benzemektedir. Renklendirilmesinde kullanılan boyalar yağda çözünebilen özelliktedir (Mahajan & Gupta, 2012) .

2.2.6 Poliüretan Elastomer

Poliüretan elastomerler bir üretan bağlantısı içeren kimyasal yapıya sahiptir. Reaktanları katalizör içinde bulunan hidroksil grubu ve diğer izosiyanat ile sonlanan gruplardır. Reaktantlar ve reaktanların miktarları değiştirilerek fiziksel özellikleri değiştirilebilmektedir (Mahajan & Gupta, 2012) (Gonzalez, 1978).

Bu grup elastomerler uygun şekilde işlendiklerinde, kimyasal olarak inert, çözücülere ve ozona dirençli, kokusuz, aşınmaya dirençlidir. Bu materyallerin dokulara zarar vermediğini ve hipoalerjenik olduğunu gösterilmiştir. Yüksek yırtılma ve gerilme mukavemetine sahiptir. Plastikleştirici kullanılmasını gerektirmeyen bu polimer geniş bir esneklik aralığı göstermektedir. Böylece, dokuların hareketine izin veren elastik ve yumuşak protezler hazırlanabilmektedir. Bununla birlikte, hazırlanışı elastomer yapısının bozulmaması için hassasiyet gerektirmektedir. Kenar mukavemetinin yeterince iyi olmadığı belirtilmiştir. Ayrıca neme duyarlıdır (Gonzalez, 1978).

2.2.7 Silikonlar

Silikonlar silisyum ve oksijen atomlarının kovalent bağlandığı, plastik özelliği gösteren diğer polimerlere göre farklı yapılardır. Kimyasal olarak polidimetilsiloksan olarak adlandırılırlar. İçerisindeki kovalent bağların dörtlü yapısı fenil veya metil gruplar bulundurmaktadır. Yapısında genel olarak silikon polimeri, kuvvetlendirici, yumuşatıcılar, yaşlanma geciktiricileri, pigmentler, peroksitli ajanlar bulundurmaktadır. Kimyasal yapıları ise plastikler gibi kullanışlı ve dayanıklı iken aynı zamanda doku dostudur. Polimer zincirlerinin uzunluğu fiziksel özelliklerinde değişikliğe neden olmaktadır (Keskin & Özdemir, 1995).

Bağlayıcı ajanlar veya katalizör ile polimerlerin çapraz bağlantı kurması vulkanizasyon olarak tanımlanmaktadır. Vulkanizasyon ile silika zinciri ve oksijen atomları, uygun yan zincirler ya da organik radikaller ekleyerek materyalin yapısına bağlı olarak (ısı

varlığında veya yokluğunda) plastik esnekliğinde bir materyal üretilebilmektedir (Barnhart, 1960) .

Vulkanizasyon sıcaklığına göre bildirilen iki temel tipi bulunmaktadır (Aziz, Waters, & Jagger, 2003) (Mahajan & Gupta, 2012):

1. Oda sıcaklığında vulkanizasyon (RTV)
2. Isıyla vulkanizasyon (HTV) .

Silikonlar 1946'da piyasaya sürülmüştür. Maksillofasiyal protezler için ise son yıllarda kullanılmaya başlanmıştır (Chalian & Philips, 1974). Günümüzde de silikon elastomerler, dokusu, dayanıklılığı ve kullanım kolaylığı, renklendirme kolaylığı sayesinde maksillofasiyal protezler için sıklıkla kullanılmaktadır (Al-Dharrab, Tayel, & Abodaya, 2013).

Silikon elastomerler iyi biyouyumluluk ve biyolojik dayanıklılık özelliği, yapışkan olmaması, düşük toksisitesi, optik şeffaflığı ve düşük kimyasal reaktivite sayesinde yüz protezi için uygun bir materyal olarak tanımlanmaktadır. Bununla birlikte oksijen ozon ve güneş ışığına karşı dirençli olduğu bildirilmiştir (Al-Dharrab, Tayel, & Abodaya, 2013) .

2.2.7.1 HTV Silikon

HTV silikonlar sıcak ile vulkanize olan silikon tipini tanımlamaktadır. Vulkanizasyonu için ısı ve basınç gereklidir. Katalizörleri diklorobenzil peroksittir. Vulkanizasyon ajanı platinum tuzudur. HTV silikonlar, kıvam olarak visközdür. Değişik derecelerde doldurucular sertlik ve dayanıklılık derecelerine göre eklenmiştir. Bu materyal yüksek yırtılma direnci için tasarlanmış polimerlerdir. Diğer materyaller ile karşılaştırıldığında HTV tip silikon en yüksek gerilim dayanımını göstermektedir (Reddy, Kumar, Ahila, & Rajendiran, 2015). Vulkanizasyon süreleri ve ısı değerleri HTV türlerine göre farklılık gösterebilir (Atay, 2013; Mitra, 2014).

Mükemmel termal ve renk stabilitesine sahip olmak ve biyolojik olarak inert olmak gibi avantajları bulunmaktadır. Fonksiyon esnasında beklenen elastikiyeti sağlamaması, kenar dayanıklılığının az olması dezavantajlarıdır. Ayrıca dezavantajlarından bir diğeri iç renklendirilmesinin zor olmasıdır (Keskin & Özdemir, 1995)

2.2.7.2 RTV Silikon

RTV silikon stannöz oktat katalizörü ve ortoalkil silikatların çapraz bağlayıcı ajanı bulunan, doldurucu içeren viskoz silikon polimeridir. Vulkanizasyonları oda sıcaklığında gerçekleşmektedir. İşlenebilmeleri kolaydır. Viskoz yapıları sayesinde kalıba uygulamaya elverişlidir (Batniji, Hutchison, Dahiya, Lam, & Williams, 2002; Al-Dharrab, Tayel, & Abodaya, 2013).

Yırtılma dirençleri düşüktür. Fiziksel özellikleri ısı değişimlerinden etkilenmemektedir. Yüzey boyamasına elverişli değildir (Al-Dharrab, Tayel, & Abodaya, 2013).

RTV elastomerlerin temelini kalay bileşiklerinin katalizör olduğu, hidroksil grupları ile sonlanan polidimetilsiloksanlar ve polikondensasyonu oluşturur. Başka bir RTV elastomer sistem, bir platin katalizör yardımıyla çoklu-ilave reaksiyonlarına giren doymamış (vinil) sonlu siloksanlara dayanmaktadır (Polyzois, Stafford, & Winter, 1992).

RTV silikonlar renk kararlılığı ve biyolojik olarak inert olan viskoz silikon polimerlerdir ve farklı sertlik derecelerinde işlenebilmektedir (Mahajan & Gupta, 2012).

2.2.8 Köpük Silikonlar

Köpük oluşturan silikonların amacı protezin ağırlığını azaltmaktır. Köpük silikonlarda malzemenin mukavemeti azalmıştır. Silikonun köpüklü yapısı çalışmaya karşı hassastır. Zayıf yapıdaki bu materyalin kullanımı zordur. Ancak sertliği arttıran başka bir silikonla kaplanmasıyla kısmen aşılabılır (Mahajan & Gupta, 2012) (Alqutaibi, 2015) .

2.2.9 Yeni Materyaller

2.2.9.1 Silikon Blok Kopolimer

Silikon blok kopolimerler, silikon elastomerlerin dezavantajlarını elimine etmek için geliştirilmişlerdir. Silikon elastomerin düşük yırtılma direncini iyileştirmek malzemenin üretimindeki temel amaçtır. Aynı zamanda bakteri ve mantar tutulumundaki iyileştirmeler için de bu malzemeler geliştirilmiştir (Mahajan & Gupta, 2012).

2.2.9.2 Polifosfanaz

Polifosfazen floroelastomerler, protez astarları olarak kullanılmak için geliştirilmiş esnek materyallerdir. Ayrıca maksillofasiyal protez malzemeleri olarak kullanılma potansiyeline sahiptir (Beumer & Calcaterra, 1976) .

2.3 Yüz Protezlerinde Retansiyon ve Stabilité

Maksillofasiyal protezlerin retansiyonu aşağıdaki şekillerde sağlanabilmektedir (Federspil, 2009):

- Anatomik ankraj
- Mekanik sabitleme
- Kimyasal ankraj
- Cerrahi ankraj

Uzun yıllar boyunca anatomik, mekanik ve kimyasal ankraj kullanılmaktaydı. Günümüzde ise elverişli olan durumlarda osseointegre titanyum implantlarla cerrahi ankraj sağlanmaktadır. Kemik ankrajı, protez rehabilitasyonunda dönüm noktası olmuştur. Ağız boşluğu dışında titanyum parçaların ilk kullanımı, kemiğe takılan bir işitme cihazı için 1977'de Oto-Rhino-Laringolog Anders Tjellström tarafından ve 1979'da kemiğe takılan bir protez için yapılmıştır (Tjellström, ve diğerleri, 1981). Bununla birlikte, konvansiyonel tutuculuk stratejileri için hala gerekli durumlarda kullanılabilmektedir (Federspil, 2009).

2.4 Adezivler

Yüz protezlerinin retansiyonunu sağlamak için kullanılan sistemlerden biri adeziv sistemlerdir. Bu sistem protezi yerinde tutmak için kullanılan doku andırkatlarından faydalanan yapışkan temelli bir yöntemdir. Retansiyonu arttırmak için çeşitli adeziv sistemler kullanılmıştır. Bunlar; sıvılar, emülsiyonlar, spreyleyler, çift taraflı bantlardır (Alqutaibi, 2015) .

Silikon elastomerlerin çözünürlük ve yüzey enerjileri düşüktür. Silikon elastomerler konvansiyonel doku adezivlerine yapışmaz yapıdadır. Bu nedenle dokuda anatomik tutuculuk veya implant retansiyonu sağlanamadığında adezivlere ihtiyaç duyulmaktadır.

Böyle durumlarda çene-yüz protezlerinin başarısı, tıbbi cilt yapıştırıcıları ile sağlanan tutuculuğa bağlıdır (Kiat-amnuay, Gettleman, & Goldsmith, Effect of multi-adhesive layering on retention of extraoral maxillofacial silicone prostheses in vivo, 2004) . Tek bileşenli RTV silikonların protezler için adeziv görevi görmek üzere geliştirildiği bildirilmiştir (Medical Adhesive Type A) (Mahajan & Gupta, 2012) .

Adezivlerin kullanım süresi ortalama 6 ay - 1 yıl olarak bildirilmektedir (Goiato M. C., ve diğerleri, 2012). Ayrıca tutuculuğu adeziv tarafından sağlanan epitezlerin kullanıcı tarafından günlük bakıma ve düzenli yıpranmayı düzeltmek rötuşlara ihtiyacı olacaktır. Adezivlerle retansiyonu sağlanmış protezlerin, implant destekli protezlere göre daha sık değiştirilmesi gerekecektir (Vincent, Kohlert, Kadakia, Sawhney, & Ducic, 2019).

2.5 Primerler

Primerler silikon ve diğer maksillofasiyal protez malzemeleri arasında bağlanmayı arttırmak için kullanılan ajanlardır (Mahajan & Gupta, 2012). Primerler aynı zamanda maksillofasiyal protezlerde altyapı materyali olan plağın silikona bağlanmasında rol oynar (Atay, 2013) (Mahajan & Gupta, 2012).

Sert materyalin yüzeyine uygulanarak, yüzeyin asitlenmesini sağlar. Asitleme sayesinde yüzeyin ıslanabilirliği artmaktadır. Bu durum bağlantıyı olumlu etkiler (McMordie & King, 1989) (Hatamleh & Watts, Bonding of maxillofacial silicone elastomers to an acrylic substrate, 2010) .

Adeziv primerler, hem silikon hem de rezin materyaller ile reaksiyona giren bir adeziv monomer ve bir organik solventten oluşur. Primerlerin güçlü bir bağlantı sağlayabilmesi için primer ve silikonların uyumlu olması gerekmektedir (Hatamleh & Watts, Mechanical properties and bonding of maxillofacial silicone elastomers, 2010) .

2.6 Kraniyofasiyal İmplantlar

1970'li yıllardan itibaren implant destekli yüz protezleri kullanılmaktadır. Bu implantlar kraniyofasiyal implantlar olarak adlandırılırlar ve buna yapıya bağlı üretilen epitezler ise implant destekli maksillofasiyal protezler olarak adlandırılmaktadır (The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition., 2017).

Maksillofasiyal protezler için implant tutuculuğunun sağlanabilmesi yüz defektleri rehabilitasyonlarında atılım olmuştur. 1950'lerde titanyumun osteointegrasyonunun keşfedilmesinin ardından, 1970'lerin başlarında Branemark tarafından kulak protezine tutuculuk sağlamak amacıyla ekstraoral titanyum implant kullanılmıştır. Daha sonraki yıllarda nazal ve orbital bölge veya mastoid proçesi gibi düşük kemik kalınlığına sahip bölgelere güvenli şekilde yerleştirilebilen implant sistemleri de geliştirilmiştir. Bu bölgelerde kemik kalınlık değerleri 2.5-6mm arasında değişmektedir. Büyük yüz protezleri bile implantlar sayesinde güvenli bir şekilde tutulabilmektedir (Federspil, 2009) (Pehlivan, Karakoca Nemli, & Karacaer, 2011).

Yüz protezlerinin tutuculuğunu ve stabilitesini sağlamak için osteointegre implantlardan yararlanılması güvenli ve etkili bir yöntemdir (Khamis, Medra, & Gauld, 2008) (Chelakara, Kumar, Shankar, Krishna, & Kumar, 2016). İmplant destekli epitezlerde kullanılan tutucu sistemler genellikle bar sistemleri, mıknatıslı sistemler veya bu iki sistemin kombinasyonu ile sağlanmaktadır. Tutuculuk sağlanacak sistem epitezin yerleşeceği bölge sınırları tanımlandıktan sonra, implantın uygulanacağı dokunun hareketliliğine, kas aktivitesine, epitezin rijitliğine ve hastanın hijyen yetisine göre yapılır (Acuri, LaVelle, Fyler, & Jons, 1993).

Bar sistemleri, metalden ya da plastikten yapılmış tutucu klipslerin, implantları birbirine bağlayan barın üzerine kilitlenerek fonksiyon gördüğü tutuculardır (Asar, Yazıcıoğlu, Yalug, & Yılmaz, 2008). Barlar, implantların üzerine vidalanan direklere yatay olarak lehimlenir. Epitez ile barlar arasında tutuculuğu sağlayan klipsler ise silikon protezin içindeki plağa tutturulur. Bu plaklar genellikle akrilikten üretilir. Barlı sistemlerin yapımı oldukça hassastır. Barlı yapıların implantların üzerine pasif olarak oturtulması istenir. Kuvvet dağılımı dengeli sağlanmalıdır. Hijyenin sağlanabilmesi için barlar ile doku arasında 1.5 mm mesafe olmalıdır (Nishimura, Roumanas, Moy, & Sugai, 1996) (Acuri, LaVelle, Fyler, & Jons, 1993). Barlı sistemler, yüksek kas kuvvetlerinin olduğu

bölgelerde, geniş hasarlarda ve kuvvetli tutuculuk istendiğinde kullanılır. Bu nedenle hastanın yeterli el becerisine sahip olması gerekmektedir (Nishimura, Roumanas, Moy, & Sugai, 1996).

Bu prosedürün avantajı, retansiyon kuvvetinin ayarlanabilmesi ve klipslerin bükülerek değiştirilebilmesidir. Bununla birlikte, bar yapısı, mümkün olan en az gerilimin oluşması için esas olarak paralel hizalanma gerektirir. Bu implant postlarının bu paralellliğini göz bölgesinde sağlanması mümkün olmaz. Çok az istisna dışında, nazal ve orbital bölgelerde bar konstrüksiyonu estetiği olumsuz etkilemesi nedeniyle kullanılmamaktadır (Federspil, 2009). Hijyeni sağlamadaki zorluk, protezin takılıp çıkarılması sırasında implantlara uygulanan kuvvetlerin yüksek olması, barın ince hazırlanması durumunda kırılması ve tutucu klipslerin zaman zaman aktive edilme gerekliliği protezin barı kavrayabilmesi için esnemesi gibi dezavantajları da göz önünde bulundurulmalıdır (Wright, Zemnick, Wazen, & Asher, 2008).

Mıknatıslı sistemler, implantların üzerindeki mıknatıs başlığından ve protezin doku yüzeyindeki mıknatıstan oluşan tutucu sistemdir (Pehlivan, Karakoca Nemli, & Karacaer, 2011). Mıknatıslı tutucular kullanılarak yapılan protezlerin üretimindeki teknik aşamalar barlı sistemlere göre kolaydır. Barlı sistemlerin uygulanamayacağı yüzeyel defektlerde kullanılabilmektedir. Hijyenin sağlanması ve protezin takılıp çıkarılması mıknatıslı sistemlerde daha kolaydır (Thomas, 1995) (Wright, Zemnick, Wazen, & Asher, 2008). Protezlerin takılıp çıkarılması esnasında mıknatıslı sistemlerde implantlara uygulanan kuvvetler azdır. Bu nedenle kemiğin ince olduğu ve implant ile kemiğe uygulanan kuvvetlerin azaltılmasının istendiği durumlarda tercih edilir. Manyetik bağlantı temelli mıknatıslı sistemlerdeki ilerleme barlı sistemlerdeki zorluklar göz önünde tutulduğunda büyük ilerlemeyi temsil eder (Wright, Zemnick, Wazen, & Asher, 2008).

Mıknatıslı sistemler tutuculuk etkilerini korozyona bağlı olarak kaybedebilmektedir. Bununla birlikte yüz protezlerinin tutuculuğunda kullanılan mıknatıslı sistemlerin korozyona uğramadıkları bildirilmiştir (Wright, Zemnick, Wazen, & Asher, 2008).

İmplant tutuculu protezler adezivlerin yan etkilerini ortadan kaldırmak, hijyeni kolaylaştırmak, protez kenarlarının ince hazırlanabilmesi gibi birçok avantaj sağlamaktadır. Ayrıca protezin giriş yolu ve konum sabitliği sayesinde doğru pozisyonda yerleşimi kolaylaşır (Nekora Azak, Evlioğlu, Tuncer, & Özdemir Karataş, 2012) (Acuri, LaVelle, Fyler, & Jons, 1993) (Chen, Udagama, & Drane, 1981) (Thomas, 1995).

İmplant tutuculu protezler için avantajları ve dezavantajları Federspil tarafından aşağıdaki tablodaki gibi listelenmiştir (Federspil, 2009):

Tablo 2-1: İmplant tutuculu protezlerin karşılaştırmalı tablosu

AVANTAJ	DEZAVANTAJ
Kompleks anatomik bölgeler için uygun	Yüzün hareketli kısımlarına uygun değil
Optimal kamuflaj	Gece çıkarılmalı
Mükemmel ve öngörülebilir kozmetik sonuçlar	Sigara içmeye bağlı renklenme
Basit ve hızlı metot	Pahalı
Tümör nüksünün erken fark edilmesi	2 yılda bir yenilenmeli
Güvenli tutuculuk	Perkütan dokuda bakım gerektirir
Protez, yüz derisine yumuşak geçiş sağlayabilir ve kenarları şeffaf hale getirilebilir	Yabancı Cisim

2.6.1 Kraniofasiyal İmplant Destekli Protetik Restorasyon Prosedürü

İmplant ile epitezin retansiyon tipini ve sayısını; epitezin konumu, sınırları, kalınlığı belirlemektedir. Bu nedenle ekstraoral implantların uygulanmasından önce maksillofasiyal protezin planlaması yapılmalıdır. Tekli sistemlerde implantasyon alanı ve tutuculuk alanı ile aynıdır. Fakat kemiğin durumuna bağlı olarak gruplandırılmış implant sis-

temlerinde tutuculuk alanı farklılık gösterebilir (Federspil, 2009). Cerrahi uygulamalarının ardından osteointegrasyon süreci tamamlandığında protetik prosedür başlamaktadır (Gale, 1990).

İmplantların üzerine abutmentler yerleştirilmesiyle iyileşme dönemi beklenmektedir. Bu süre tamamlandığında abutmentler üzerinden ölçü kopingleri yardımıyla ölçü alınır (Evans, Schweiger, & Wright, 1996). Bir protezin üretiminde model imalatı geleneksel bir şekillendirme prosedürü olan geleneksel ölçüler ile başlar (Gale, 1990). Zaman alan laboratuvar prosedürleri ve provaları içermektedir. Bu nedenle, üretim sürecini kısaltmak geleneksel prosedürde oldukça zordur. Dijital ölçü yöntemlerinin doğru ve hassas sonuçlarla yer bulabilmesi için araştırmalar devam etmektedir (Cevik & Kocacikli, 2019) (Turgut, Sacak, Kıran, & Bas, 2009). Ölçünün doğru yansıtılmasıyla defekt alanı ve çevre dokular alçı modele yansıtılmış olur (Gale, 1990).

Alçı model üzerinde ardından mum veya kil ile modelasyon hazırlanır. Bu aşama için doku tarama ve dokunun ayna görüntüsünü ile modelasyonu dijital olarak tamamlamak mümkündür. Ancak her iki yöntemle üretilen modellerinde defekt bölgesinde uyum kontrolü ve renk seçme işlemleri provalarda tamamlanmaktadır (Louis, Torres Terán, & Cardín, 2016) (Cevik & Kocacikli, 2019).

Modelasyon sayesinde alçı modelden mufla hazırlanarak silikon için negatif boşluk sağlanır. Bu mufla üzerinde ilk ölçüye bağlı olarak implantların konumları silikon yüzeylerine yakınlığı, destekleyici plak ihtiyacı laboratuvar ortamında değerlendirilebilmektedir (Louis, Torres Terán, & Cardín, 2016).

İmplant bağlantı seçimine göre dayanakların silikon içinde kalacak tutucu parçaları bir matris içine yerleştirir. Bu matriks tutucu parçaların kuvveti dengeli paylaşmasını sağlar. Matriks için dental alaşımlar kullanılabilir ancak çeşitli avantajları nedeniyle akrilik plaklar sıklıkla kullanılmaktadır. Aynı zamanda bu akrilik plak silikona destek oluşturulur (Evans, Schweiger, & Wright, 1996) (Gale, 1990). Altyapı materyalinin tutucu sistemine uygun olarak epitezin doku tarafına bakan yüzeyinde bulunması gereken klipsler veya manyetik parçalar epitezin içindeki sert plağın içine yerleştirilir. Bu plak için akrilik veya dental alaşımlar gibi çeşitli altyapı materyalli kullanılmaktadır (Wolf, Reitemeier, Schmidt, Richter, & Duncan, 2001). Akrilik plak ve silikon ile bağlantısı

protezin prognozu açısından oldukça önemlidir. Bu bağlantı genellikle primerler ve bağlantı ajanlarıyla sağlanır (Hatamleh & Watts, Bonding of maxillofacial silicone elastomers to an acrylic substrate, 2010) .

Defekt bölgesi ve çevre dokuların değerlendirilmesi maksillofasiyal protezin renk seçiminde ana hatlarını belirlemektedir. Mufla içine iç renklendirmesi tamamlanmış maksillofasiyal silikon yerleştirilir. Vulkanizasyon formülüne uygun olarak sürecin tamamlanması sağlanır (Atay, 2013).

Protez tesliminden önce doku sınırları ve renk uyumu tekrar kontrol edilir. Gerekli durumlarda dış boyama ve koruyucular uygulanarak hastaya teslim edilir (Louis, Torres Terán, & Cardín, 2016).

2.7 Altyapı Materyalleri

Ekstraoral implantların klipsler ve manyetik retantif parçalarının yüz protezleri ile bağlantısında kullanılan matriks genellikle akrilik rezinlerdir. Bunun yanı sıra poliüretan, titanyum veya dental alaşımların da kullanıldığı bildirilmiştir (Kiat-amnuay, Waters, Robert, & Gentleman, 2008) (Hatamleh & Watts, Bonding of maxillofacial silicone elastomers to an acrylic substrate, 2010) (Wolf, Reitemeier, Schmidt, Richter, & Duncan, 2001). Kullanım süresince vücut sekresyonları hava şartları ve mikroorganizma birikimi fiziksel bozulmalara neden olabilir. Bunların dışında sıklıkla görülen bir sorun ise silikonun altyapı materyalinden ayrılmasıdır (Kiat-amnuay, Gettleman, & Goldsmith, Effect of multi-adhesive layering on retention of extraoral maxillofacial silicone prostheses in vivo, 2004) (Deng, Zwetchkenbaum, & Noone, 2004) (Huber & Studer, 2002), (Eleni, ve diğerleri, 2007) (Hatamleh & Watts, Effects of Bond Primers on Bending Strength and Bonding of Glass Fibers in Fiber-Embedded Maxillofacial Silicone Prostheses, 2011).

Ekstraoral implant destekli maksillofasiyal protezlerde altyapı ve silikon arasındaki bağlantı hastanın protezi kullanım sırasında etkilenebilmektedir. Çıkarma-takma esnasında çekme ve basma kuvvetlerine bağlı olarak magnetlerin birbirinden veya klipslerin bardan ayrılmak için uyguladığı kuvvet matris ile silikonun bağlantısında olumsuz etkilere neden olduğu bildirilmiştir. Ayrıca bağlantının hijyen uygulamalarına bağlı olarak maruz kaldığı kuvvetlerden kaynaklandığı öngörülmektedir (Hatamleh & Watts, Effects of Bond Primers on Bending Strength and Bonding of Glass Fibers in Fiber-Embedded Maxillofacial Silicone Prostheses, 2011).

Maksillofasiyal silikon ile sağlanan bağlantı dayanımı kullanıma bağlı olarak azalmaktadır. Yapılan araştırmalar bağlantı dayanımını bozmak için gerekli olan çekme kuvvetlerinin yaşlandırma işlemine bağlı olarak azaldığını bildirmişlerdir. Bağlantıyı bozan kuvvetler arasında, mıknatısların bağlantı sistemi içindeki çekme kuvveti 3 N ila 10 N veya barlı sistemler için 5 N ila 7 N aralığında değiştiği bildirilmiştir (Hatamleh & Watts, Effects of Bond Primers on Bending Strength and Bonding of Glass Fibers in Fiber-Embedded Maxillofacial Silicone Prostheses, 2011) (Al-Salehi, Calder, & Lamb, 2007) (Hatamleh & Watts, 2010).

2.7.1 Akrilik Rezinler

2.7.1.1 Genel Özellikleri

Akrilik rezinler, akrilik asit ve türevlerinden üretilen polimerlerdir. Akrilik polimerler genellikle akrilik asit ve esterleri, metakrilik asit ve esterleri, akrilonitril ve akrilamid monomerlerinden üretilmektedir (Ayandoğan Avaz, Durkan, & Bağış, 2017) .

Akrilik materyal 19. yüzyılın ortalarında, protetik restorasyonlarda kaide materyali olarak kullanılmaya başlanmıştır. Kaide materyali olarak kullanılan akrilik rezin polimetilmetakrilattır(PMMA). PMMA'nın sahip olduğu fiziksel ve estetik özellikler sayesinde, PMMA kullanımı yaygınlaşmıştır. Termoplastik bir reçinedir. Mekanik mukavemeti ve esneklik modülünü yüksektir. Boyutsal kararlılığı iyidir. PMMA'nın kimyası da yıllar içinde geliştirilmiştir (Jagger, Harrison, & Jandt, 1999). Günümüzde farklı PMMA protez kaide materyali bulunmaktadır. İçerik olarak bileşimleri benzerlik gösterse de ufak farklılıklarla farklı fiziksel özellikler ve işleme yöntemleri kazandırılmıştır. Polimetilmetakrilat, renklendirilebilmeye müsaade eden şeffaf bir reçinedir. Kolay işlenebilmektedir. Genellikle toz (polimer) ve likitten (monomer) oluşur. Polimerin hamur haline gelmesiyle monomer plastikleşir sert ve homojen bir reçine oluşturur (Atay, 2013). Toz, önceden polimerize edilmiş PMMA ve bir başlatıcı, benzoil peroksitten oluşmaktadır. Bunlara ilaveten opaklaştırıcılar, pigmentler, cam veya naylon lifler içerir. Likit kısmı ise metil metakrilat monomerlerle birlikte bir inhibitör, plastikleştirici ve hidrokinon içerir. Farklılıklar kopolimerizasyonda farklı monomerler ve polimerlerin kombinasyonu ile üretilmektedir (Anusavice, Shen, & Rawls, 2013).

Isıyla polimerize olan akrilik rezinlerde, termal enerji benzoil peroksiti aktive eder ve polimerizasyon süreci başlar. Bu ısı kaynağı, su banyosu veya mikrodalga enerjisi sayesinde oluşturulabilir (Anusavice, Shen, & Rawls, 2013).

Aktivatör etkisi, ısı yerine kimyasal ajanlardan da üretilebilir. Böylelikle termal enerji gereksinimi kimyasallarla aktive edilen soğuk sertleşen akrilikler için ortadan kaldırılmış olur. Bu tip polimerizasyonda benzoil peroksiti aktive etmek için kullanılan aminler polimerizasyon derecesini düşürmektedir. Bu durum monomer salınımına neden olur ve fiziksel özellikleri olumsuz etkiler (Bates, Stafford, Huggett, & Handley, 1977).

Diğer bir protez kaide akriliği, ışıkla aktive olanlardır. Matrisinde üretan dimetakrilat, mikroince silika ve akrilik rezin monomerleri bulunmaktadır. Polimerizasyonu başlatan kamforkinon görünür ışık ile aktive olur. Eğilme mukavemeti diğer polimerizasyon tiplerine göre daha iyidir (Diaz-Arnold, Vargas, Shaull, Laffoon, & Qian, 2008).

Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM) 1950'lerin sonlarında tanıtılmaya başlanmıştır. Günümüzde kullanılan güncel yöntemler ise diş hekimliği için 1980'lerde CAD/CAM teknolojisinde atılımlarla ivme kazanmıştır (Miyazaki, Hotta, Kunii, Kuriyama, & Tamaki, 2009). Bu teknolojinin tam protezlerin imalatını gerçekleştirecek şekilde gelişmesi ile kaideler önceden polimerize edilmiş rezin disklerden freze edilmeye başlanmıştır. Akrilik disklerin CAD/CAM teknolojisi, sertleştirme işleminin doğrudan üreticinin bünyesinde gerçekleştirilmesidir. Üretim süreci detayları ticari hak sahipleri tarafından saklanılmaktadır. Fakat, toz ve likit karıştırılması aşaması aynıdır. Bu karışımla oluşan hamur düşük bir sıcaklıkta belirli bir süre muhafaza edilir. Sonraki adımda bu karışım kalıplara doldurularak, polimerizasyon sırasında gözenekli yapının oluşmasına engel olmak için preslenir. İşlem sırasında sıcaklık kademeli olarak artırılarak polimerizasyon tamamlanır (Raszewski, 2020). Bu tip akrilik kaideler için üstün mukavemet ve uyum sağladığı bildirilmiştir. Ayrıca bakteriyel tutulumu azalttığı bildirilmektedir (Bidra, Taylor, & Agar, 2013) .

2.7.1.2 Dental Kullanım Alanları

PMMA dental sahada birçok alanda karşımıza çıkmaktadır. Cerrahi rehberlerden ortodontik aparey yapımına kadar her alanda faydalanılan akrilik materyal en çok protetik sahada kullanılmaktadır (Brandão, ve diğerleri, 2016).

Özellikle protetik alanda kaide materyali olarak kullanılan PMMA hareketli bölümlü protezlerde kaide materyali olarak kullanılmaktadır (Choi, ve diğerleri, 2018). Obtüratör yapımında ve çeşitli bulb formlarının uygulamasında kullanılmaktadır (Sasuga & Hagiwara, 1987; Phasuk & Haug, 2018). Hareketli protezlerin yapımında kullanılan diş seçenekleri arasında da akrilik materyal bulunmaktadır (Grajower, Revah, & Sorin, 1976). Ayrıca çene yüz protezlerinde silikon ile implant arasında tutucuların bağlantısını sağlamak ve yumuşak materyale destek olmak için kullanılmaktadır. Oküler protez yapımında da akrilik protezlerden faydalanılmaktadır (Goiato, ve diğerleri, 2012). Sabit protetik restorasyonlarda uzun süreli kullanıma uygun değildir. Ancak kısa süreli kullanım için geçici kuron yapımında tercih edilmektedir (Rosentritt, Raab, Hahnel, Stöckle, & Preis, 2017).

PMMA dental kullanımda sıklıkla karşımıza çıkmakla beraber biyouyumluk, kullanım kolaylığı, düşük toksisite gibi özellikleriyle kemik vida fiksasyonu, kontakt lensler, omurga stabilizasyonu, kafatası defektleri birçok farklı tıbbi uzmanlık alanında da kullanılmaktadır (Vince, ve diğerleri, 2019) (Stutzman & Stark, 2003) (Frazer, Byron, Osborne, & Karen, 2005).

2.7.1.3 Poli Eter Keton Keton (PEKK)

2.7.1.3.1 Genel Özellikleri

Poliarileterketonlar(PAEK), endüstriyel sahada düşük ağırlıkları ve dikkat çekici mekanik özellikleri sayesinde kullanılan yüksek performanslı termoplastiklerdir. Polie-terketonketon(PEKK) ailesinin yüksek erime sıcaklığına sahip yüksek performanslı bir polimerdir. Eterin keton gruplarının oranları fiziksel ve mekanik özellikleri etkiler (Klur, ve diğerleri, 2019) (Kurtz & Devine, 2007). PAEK ailesinin nispeten yeni bir üyesini temsil eden PEKK, ikinci keton grubunu barındırmasıyla, daha yüksek basınç dayanımı ve kemik benzeri bir elastik modülü, iyi cilalanabilirlik gibi daha iyi mekanik ve fiziksel özellikler göstermektedir (Kurtz & Devine, 2007). Keton grubunun fazla olması cam ve polimer zincirlerinde daha güçlü katılma, daha yüksek bir erime noktası sağlamaktadır (Fuhrmann, Steiner, Freitag-Wolf, & Kern, 2014) .

Şok absorbsiyon özelliği mevcuttur ve sert altyapı materyallerine göre daha esnektir (Lee K.-S. , ve diğerleri, 2017). PEKK hafiftir ve güçlüdür. Geleneksel metal alt yapıların estetik yerine kullanılabileceği bildirilmiştir. Ancak cilalanmasının metale göre daha zor olması plak tutulumu açısından risk olabileceği bildirilmiştir (Sun, ve diğerleri, 2020) (Srinivasan, Kalberer, Maniewicz, & Müller, 2019) (Rauch, Hahnel, Günther, Bidmon, & Schierz, 2020).

PEKK materyal için üretiminde presleme sistemi (Dawson, Hyde, Hurst, Harris, & Lin, 2018) ve bilgisayar destekli tasarım/üretim(CAD/CAM) metotları mevcuttur (Sun, ve diğerleri, 2020).

2.7.1.3.2 Dental Kullanım Alanları

PEKK yeni bir materyal olmasına rağmen olumlu kimyasal ve mekanik özellikleri nedeniyle diş hekimliğinde geniş bir potansiyel kullanım yelpazesine sahiptir (Labriaga, ve diğerleri, 2018). PEKK materyali cerrahi sahada mandibular rekonstrüksiyon sınırlarından, endodontide post üretimi, protetik alanda geçici restorasyon yapımına kadar her alanda çalışmalara dahil olmaktadır (Cheng, ve diğerleri, 2020) (Klur, ve diğerleri, 2019) (Labriaga, ve diğerleri, 2018) (Çelik Güven, Dayan, & Yıldırım, 2020) (Song, ve diğerleri, 2018) (Wichmann, Kern, Taylor, Wille, & Passia, 2020).

Protetik alanda çeşitli ihtiyaçları karşılamak için yeni materyallerle çalışmalar devam etmektedir. Sabit diş protezleri için kompozit materyalle olan bağlantılarının araştırılmasının yanı sıra (Younis, ve diğerleri, 2020) PEKK grubu, zirkonya ve Nikel-Krom(Ni-Cr) bazlı kuronlara karşılaştırıldığı çalışmalar mevcuttur (Fokas, Guo, & Tsoi, 2019) (Alsadon, Wood, Patrick, & Pollington, Fatigue behavior and damage modes of high performance poly-ether-ketone-ketone PEKK bilayered crowns., 2020). Ayrıca köprü altyapısı olarak kullanımında kabul edilebilir estetik sonuçlar bildirilmiştir (Rauch, Hahnel, Günther, Bidmon, & Schierz, 2020).

PEKK materyalden üretilen konuşma bulbu, hareketli bölümlü altyapı için kullanılan PEKK materyali gibi hareketli protezler için avantajlarının değerlendirildiği çalışmalar mevcuttur (Sun, ve diğerleri, 2020) (Srinivasan, Kalberer, Maniewicz, & Müller, 2019). İmplantüstü protez çalışmalarında PEKK bir diğer yüksek performans polimeri

olan Poli eter eter keton(PEEK) ile uzun dönem retansiyon değerlendirmesi için karşılaştırılmıştır (Wichmann, Kern, Taylor, Wille, & Passia, 2020) (Choi, Yun, Jeong, & Huh, 2018).

Yapılan bir çalışmada değerlendirilen farklı materyaller içinde PEKK biyofilm oluşumu açısından titanyum zirkonyum alaşımı ile benzerlik göstermektedir (Wazeh, ve diğerleri, 2018) (Zeller, ve diğerleri, 2020). Altyapı materyali olarak kullanılan PEKK ile metal veya zirkonyum arasında optik özelliklerine göre önemli bir fark olmadığı bildirilmiştir (Alsadon, Wood, Patrick, Copponnex, & Pollington, Evaluation of the Optical Properties of PEKK Based Restorations, 2015).

2.7.2 Poli Eter Eter Keton (PEEK)

2.7.2.1 Genel Özellikleri

Poli Eter Eter Keton (PEEK) yarıkristalin ve termoplastik olan üstün mekanik ve fiziksel özelliklere sahip yüksek performans polimeridir (Pramanik & Kar, 2012) (Stawarczyk, ve diğerleri, 2015; Stawarczyk, ve diğerleri, 2013). Dokuda toksisite göstermeyen ve biyoinert bir polimerdir. Aynı zamanda biyolojik olarak inaktiftir. Yüksek aşınma direncine sahip bu materyalin boyutsal stabilitesi iyidir. Kimyasal ajanlara dayanıklıdır ve ısı direnci mükemmel olarak tanımlanmaktadır (Pramanik & Kar, 2012) (Çulhaoğlu, Özkır, Şahin, Yılmaz, & Kılıçarslan, 2020). PEEK'in erime sıcaklığı 335-395 °C aralığında bildirilmiştir (Najeeb, Zafar, Khurshid, & Siddiqui, 2015). Camsı geçiş sıcaklığı 143 °C'dir (Kurtz & Devine, 2007) (Panayotov, Orti, Cuisinier, & Yachouh, 2016). PEEK polimerinin zincir yapısı ultraviyole (UV) veya gama gibi ışımalardan etkilenmez, serbest radikal oluşturmaz. Bu sayede sterilizasyon yöntemi olarak UV ve gama sterilizasyonu kullanılabilir (Sasuga & Hagiwara, 1987).

1990'ların sonlarında PEEK, özellikle ortopedi alanında metal implant yerine kullanılabilecek yüksek performanslı termoplastik bir polimer aday olarak ortaya çıkmıştır (Kurtz & Devine, 2007) (Çulhaoğlu, Özkır, Şahin, Yılmaz, & Kılıçarslan, 2020) . Materyalin metal içermemesi toksisite yönünden yapılan çeşitli araştırmalarda biyouyumluluk göstermesi (Najeeb, Zafar, Khurshid, & Siddiqui, 2015) (Kersten, van Gaalen, de Gast,

& Öner, 2015) , bu polimerin kortikal kemiğe yakın elastisite modülünün ve çekme değerlerinin izlenmesiyle dental alanda da kendine yer bulmuştur (Çulhaoğlu, Özkır, Şahin, Yılmaz, & Kılıçarslan, 2020) (Kurtz & Devine, 2007) (Steinberg, ve diğerleri, 2013).

Üreticiler pres ya da CAD/CAM teknikleriyle üretilen PEEK'in sabit ve hareketli protezlerde kullanılabileceğini belirtmektedirler. PEEK kompozit rezin materyalleri ile restore edilebilmektedir. Bu sayede altyapı olarak kullanıldıklarında rezin simanlarla uyumlu farklı üst yapı materyalleri ile birlikte kullanımları da mümkündür (Kern & Lehmann, 2012) (Fuhrmann, Steiner, Freitag-Wolf, & Kern, 2014) .

2.7.2.2 Kullanım Alanları

Birçok olumlu özelliğiyle medikal sektörde yer bulan bu yüksek performans polimeri kullanılmaktadır. PEEK için medikal kullanım alanlarıyla ilgili maksillofasiyal kafatası implantları, spinal cerrahi, ortopedik cerrahi, dental implantlar, kalp cerrahisi olarak tanımlanma yapılmıştır (Panayotov, Orti, Cuisinier, & Yachouh, 2016) (Özden & Demir, 2020) .

Diş hekimliğinde PEEK çoğunlukla protetik uygulamalar ve implant çalışmalarıyla gündemdedir. Ayrıca yer tutucu, kanal içi post uygulamaları, inley, onley, endokuron tedavileri için yapılan çalışmalar bulunmaktadır (Ierardo, ve diğerleri, 2017) (Lee K.-S. , ve diğerleri, 2017) (Ghajghouj & Taşar-Faruk, 2019). Bruksizm görülen vakalarda kanal tedavisi görmüş dişlerde dişlerin restorasyonu için PEEK kronlar kullanılabileceği bildirilmektedir (Nishigawa, Bando, & Nakano, 2001) (Zoidis, Bakiri, Papathanasiou, & Zappi, 2017). Derlemelerde yapılan taramalarda yoğunluk az olsa da materyal özellikleri üzerine yapılan çalışmalar bulunmaktadır (Özden & Demir, 2020) (Bathala, Majeti, Rachuri, Singh, & Gedela, 2019) .

Kuvvete karşı absorbsiyon özelliği, beyaz renginin sağladığı estetik avantajlar implant üstü protezlerde olduğu gibi implant yapımında kullanımı için araştırmalar bulunmaktadır (Devine, ve diğerleri, 2013) (Siddiqi, Payne, De Silva, & Duncan, 2011). Ancak PEEK in bioinert bir materyal olması implant uygulamaların osteointegrasyonda safhasında sorun yaratmaktadır. Çeşitli yüzey iyileştirme çalışmaları devam etmektedir. Bu durumda titanyum implantların yerini alamayacağını ve klinik çalışmalara ihtiyaç ol-

duğu belirtilmektedir (Mishra & Chowdhary, 2019) (Petrovic, ve diğlerleri, 2006). Kırılma direncinin ısırma kuvvetlerinden yüksek olduğu bildirilmektedir (ABDULLAH, TSITROU, & POLLINGTON, 2016) (Zoidis, Bakiri, Papathanasiou, & Zappi, 2017). Mevcut kaynaklarda daimi abutment olarak kullanımında uzun dönem çalışmalara ihtiyaç olduğu bildirilmiştir (Özden & Demir, 2020) (Schwitalla & Müller, 2013) (Koutouzis, Richardson, & Lundgren, 2011).

Sabit protetik restorasyonlarda dayanıklı yapısı ve estetik renk seçeneklerinde çeşitlilik olanağı sayesinde PEEK materyali tercih edilebilmektedir (Najeeb, Zafar, Khurshid, & Siddiqui, 2015). Düşük elastikiyet modülü, stres tamponlama özelliğı, kenar sızıntısının zirkon kuronlar kadar düşük olması, kompozit materyalle bağlantı sağlanabilmesi sayesinde sabit protetik restorasyonlarda altyapı materyali olarak kullanılmasını sağlamıştır (Fuhrmann, Steiner, Freitag-Wolf, & Kern, 2014) (Zoidis, Bakiri, Papathanasiou, & Zappi, 2017) (Stawarczyk, ve diğlerleri, 2013) (Kern & Lehmann, 2012) (Bae , ve diğlerleri, 2017) (Zoidis, Bakiri, & Polyzois, Using modified polyetheretherketone (PEEK) as an alternative material for endocrown restorations: A short-term clinical report, 2017) (Zoidis, Papathanasiou, & Polyzois, The Use of a Modified Poly-Ether-Ether-Ketone (PEEK) as an Alternative Framework Material for Removable Dental Prostheses. A Clinical Report, 2016) (Muhsin, Hatton, Johnson, Sereno, & Wood, 2019) (Zok & Miserez, 2007).

PEEK'in biyouyumlu olması monomer salınımı yapmadığı için nontoksik olması alerjik reaksiyon görülmemesi ve diğler altyapı materyallerine göre hafif olması sabit ve hareketli protezlerde altyapı malzemesi olarak kullanımına olanak sağlar. Bu olumlu özellikleriyle yapısıyla obturatör yapımında bir alternatiftir (Tasopoulos , ve diğlerleri, 2020) (Najeeb, Zafar, Khurshid, & Siddiqui, 2015) (Costa-Palau, Torrents-Nicolas, Brufau-de Barberà, & Cabratosa-Termes, 2014) (Çulhaoğlu, Özkır, Şahin, Yılmaz, & Kılıçarslan, 2020) (Zoidis, Bakiri, & Polyzois, Using modified polyetheretherketone (PEEK) as an alternative material for endocrown restorations: A short-term clinical report, 2017) (Arnold, Hey, Schweyen, & Setz, 2018) (Costa-Palau, Torrents-Nicolas, Brufau-de Barberà, & Cabratosa-Termes, 2014) (Villefort, ve diğlerleri, 2020).

2.8 Bağlantı Dayanımı

Materyalin özelliklerini ve davranışını değerlendirmeyi amaçlayan mekanik testler sayesinde yüzeyler arasındaki yapışma miktarı ölçülebilmektedir. Bağlantı dayanımı yapışma miktarının gerilim cinsinden tanımlanmasıdır (Van Noort, 2013) (Fernandes, Oliani, Nogueira, Silva, & Araújo, 2016). Materyalin performansını doğrudan etkilemektedir (Yanıkoglu & Özdemir, 2017).

Bağlanma bölgesinin çapı bağlantı dayanımını ölçmede kullanılacak numunelerin yüzey çapı test yöntemi seçiminin belirlenmesinde önemlidir (Van Meerbeek, ve diğerleri, 2010). Bağlantı dayanımı ile ilgili in-vitro çalışmalar doğru test metodu tercih edildiğinde önemli klinik verilere ulaşılmasını sağlar (Üstün, Özarslan, & Büyükkaplan, 2017).

Adeziv bağlantılarda bağlantı dayanımının değerlendirilmesi için soyulma testi, çekme testi, makaslama testi gibi laboratuvar test yöntemleri uygulanabilmektedir (Yanıkoglu & Özdemir, 2017). Diş hekimliğinde laboratuvar çalışmaları klinik çalışmalara göre hızlı yapılabilmesi ve maliyetinin düşük olması nedeniyle sıklıkla tercih edilmektedir (Üstün, Özarslan, & Büyükkaplan, 2017).

Soyulma testleri adeziv bağlantılar için sıklıkla kullanılan bir laboratuvar test yöntemidir. Soyulma testinde, bağlantı alanı boyunca yapışan materyallerin ayrılması için gerekli olan kuvvetin tanımlanmasıdır (Broughton & Mera, 1997). Soyulma testleri esnek bir materyal ile sert bir materyalin bağlantı dayanımı, iki esnek materyalin bağlantı dayanımı ölçmede kullanılır. Adezyon incelemesi yapılacak materyalin seçimine göre soyulma bağlantı dayanımı testi methodu belirlenir (Broughton & Mera, 1997).

Makaslama bağlantı dayanımı testi, yapıştırılmış materyaller arasındaki arayüz direncini değerlendirilmesinde kullanılır. Bu yöntemde karmaşık kuvvetler oluşmaktadır. Kopma makaslama etkisi dışında eğilme etkisi nedeniyle de oluşabilmektedir (Yanıkoglu & Özdemir, 2017). Bu yöntem adherentlerden birinin sabitlenmesi ve makaslama yönünde bir uç ile kuvvetin uygulanmasıyla oluşur. Çekerek, iterek, oblik, konik, düzlemsel arayüz makaslama testleriyle uygulanabilmektedir (Yanıkoglu & Özdemir, 2017) (Broughton & Mera, 1997).

Çekme bağlantı dayanımı testi genellikle farklı adezivlerin özelliklerini karşılaştırmak için kullanılır. Ortalama kuvvet, kopma anında uygulanan kuvvetin bağlantı sağlanan yüzeyin alanına bölünmesiyle hesaplanır (Broughton & Mera, 1997; Yanıkoğlu & Özdemir, 2017). Bu yöntem ile homojen olmayan streslerin önüne geçilebilir. Test örneklerinin kesitleri yuvarlak veya kare hazırlanabilir (Kutay, 1994) (Hattori, ve diğerleri, 2014) (Gundogdu, Yesil Duymus, & Alkurt, 2014).

2.9 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi

Taramalı elektron mikroskobu (SEM) katottan çıkan hızlandırılmış elektronlar sayesinde numunenin iletken yüzeyinden topografik olarak görselleştirilmesini sağlayan sistemlerdir (Fischer, Hansen, Nair, Hoyt, & Dorward, 2012). Taramalı elektron mikroskobunda yüzeylerin incelenebilmesi için iletken olması gerekir. Elektrostatik şarj kümülasyonu olmaması için topraklanması gerekir. Numune yüzeyi ile fiziksel etkileşime geçen elektron demetleri arasında elastik veya elastik olmayan çarpışmalar sonucu oluşan sinyaller toplanır. Elektron demetindeki elektronların, numune yüzeyindeki atomlarla yapmış olduğu elastik olmayan çarpışma sonucu ortaya çıkan ikincil elektronlar, geri saçılma elektronları ya da numunenin yüzey atomunun iç yörüngesinden bir elektron kopmasına sonucu X ışını yayılmasıyla tespit edilir (Smith & Oatley, 1955).

Taramalı elektron mikroskobuyla bir nanometreden daha küçük ve yüksek çözünürlüklü görüntüler elde edilmesi sağlanır ve bu görüntülerden dijital resimler üretilir. Taramalı elektron mikroskoplarında yüzeyler 10-500.000 kat büyütülerek detaylı görüntü elde edilebilir. Bu sayede çeşitli mekanik testler sonrasında ayrılma tipleri belirlenebilir (Smith & Oatley, 1955).

Taramadan önce numunenin ön hazırlık aşamasına tabi tutulması gerekebilir. SEM'de tarama yapılan kabin vakumludur. Numunenin bu ortama dayanıklı olması gerekmektedir. İncelenecek yüzey lekesiz ve yağsız olmalıdır. Doğru görüntü alınması ve yorumlanmasına neden olabilir. Ayrıca numunenin büyüklüğü numune tutucu alana uygun olmalıdır (Cavalcanti, Bertolini, Cury, & Silva, 2014).

3 GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada yüz protezleri yapımında kullanılan, oda sıcaklığında vulkanize olan silikon elastomerleri ve 4 farklı altyapı materyali kullanılmıştır. Altyapı materyalleri 2 farklı bağlantı ajanı ve bunların kombinasyonu uygulanarak maksillofasiyal silikon ile retansiyonu sağlanmıştır. Altyapı materyalleri aşağıdaki şekilde gruplandırılmıştır.

Tablo 3-1 : Çalışma gruplarının tanımlanması

Grup No	Materyal	Üretim Yöntemi	Tanımlayıcı Kısaltma
1	PMMA	Otopolimerizasyon/Soğuk Sertleşme	PMMA(SS)
2	PEEK	CAD/CAM teknolojisi uygulanabilen, polimerizasyonu önceden tamamlanmış diskler	PEEK(CC)
3	PEKK	CAD/CAM teknolojisi uygulanabilen, polimerizasyonu önceden tamamlanmış diskler	PEKK(CC)
4	PMMA	CAD/CAM teknolojisi uygulanabilen, polimerizasyonu önceden tamamlanmış diskler	PMMA(CC)

Her bir ana grup için 36 adet numune hazırlanmıştır. Ana gruplar bağlantı ajanlarının uygulanacağı 3 alt gruba ayrılmıştır. Bağlantı ajanı uygulamaları aşağıdaki tabloda tanımlanmıştır.

Tablo 3-2: Bağlantı ajanı uygulama yöntemleri

Alt Grup	Uygulama Yöntemi	Tanımlayıcı Kısaltama
a.	Platinum Primer(G611)	P
b.	PEKKBond	PB
c.	Platinum Primer(G611) +PEKKBond	P+PB

Farklı bağlantı ajan kombinasyonunun uygulanacağı alt grupta 12 adet test örneği bulunacak şekilde hazırlanmıştır. Toplam 144 numune bulunmaktadır. Örnekler universal test makinesine bağlanarak bağlantı dayanımı testi için çekme testi uygulanmıştır. Son olarak gerçekleşen kopma yüzeyleri SEM analizine tabi tutulmuştur.

Çalışmada en az kullanılması gereken örnek sayısı için yapılan istatistiki güç analizinde güven aralığı %95 belirlenmiştir. Ayırt etme gücü sınırlarında en az örnek sayısı her bir alt grup için 12 olarak belirlenmiştir.

Bu çalışma için kullanılan altyapı materyalleri, marka adı, üretici firma bilgileri ve kimyasal bileşenleri aşağıdaki tabloda gösterilmiştir.

Tablo 3-3: Numunelerin hazırlanmasında kullanılan materyaller

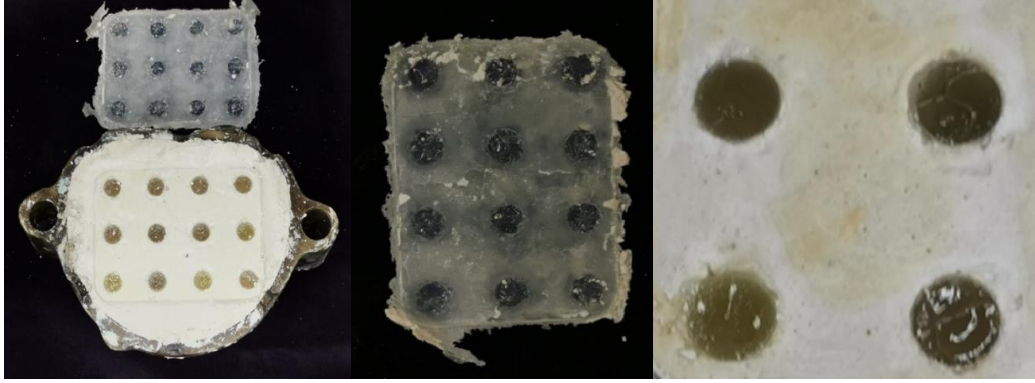
Marka adı	Üretici firma	Bileşenleri	Lot numaraları
Akrilik(Soğuk Sertleşen) weropress powder	Merz Dental GmbH	PMMA (polimer ve kopolimer) Barbitürik asit katalizör sistemi Organik boya maddeleri Anorganik pigmentler	24217
Akrilik(Soğuk Sertleşen) weropress likit	Merz Dental GmbH	MMA(metil metakrilat) Dimetilmetakrilat Barbitürik asit katalizör sistemi	32215
-Akrilik (Cad-Cam)	Merz Dental GmbH	Polimetilmetakrilat (PMMA) ve metakrilik asit ester bazlı çapraz bağlı polimer Boya Maddeleri Dibenzilperoksit olarak kalıntı peroksit Monomer kalıntısı olarak en fazla %1 metilmetakrilat (MMA) içerebilir	22820
PoliEterEterKeton(PEEK)	Merz Dental GmbH	Polietereterketon(PEEK) Titanyum dioksit (TiO ₂) TiO ₂ * bazlı pigment Demir oksit, Kırmızı	10920
PoliEterKetonKeton(PEKK)	Cendres+MetauxSA	Polieterketonketon 90%, TiO ₂ 10%	0000369401
Anaxblend PEKKBond	Anaxdent GmbH	Üretandimetakrilat,monomer metakrilat,stabilizator-ler,indikatörler	2019011494
Visiolink	Bredent GmbH&Co.KG	Metilmetakrilat, 2-propeonik asit ve pentaeritriyol ile reaksiyo ürünleri, difenil(2,4,6,-trimetilbenzoil)-fosfin oksit	201202
Tech-Sil25silikon elastomer part A&B	Technovent Ltd	Platin ile katalize edilmiş silika partiküllerinin(vinil ile solandırılmış) silikon sıvısında dağılımı	B19AB/B19AC
Silicone primer(G611-Technovent Platinum Primer-)	Technovent Ltd	85% Naptha, VM&P 5% Tetra-n-propil silikat 5% Tetrabutiltitanat 5% Tetra (2-methoxyethoxysilane)	B18A

3.1 Ön Çalışma

Çalışmanın planlanan sürecinde aksamadan uygulanabilmesi için bir dizi çalışma taslağı planlanmıştır. Çalışmamızın ilk halinde yüksek performans polimerleri için önerilen bir prosedür bulunmadığından altyapı materyallerinin firma önerisi doğrultusunda bağlantı ajanları tercih edilmesi planlanmaktaydı. PEKK materyal için PEKKbond (Anaxdent GmbH), PEEK materyal için Visio.link (Bredent GmbH&Co.KG) bağlantı ajanı uygulanması planlanmaktaydı. Ancak firma tarafından PEEK materyal için uygulanabilirliği bildirilen Visio.link (Bredent GmbH&Co.KG) ön çalışma örneklerinde tek başına ve platinum primer ile uygulandığında RTV silikonun polimerizasyonunu bozulduğu gözlenmiştir. Bu nedenle Visio.link içeren alt gruplar çalışma sınırlarının dışında bırakılmıştır. Çalışmamıza iki adet bağlantı ajanı ile devam edilmesi kararlaştırılmıştır.



Şekil 3-1: Visio.link Primer

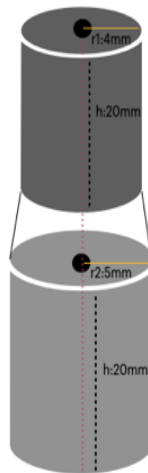


Şekil 3-2: Visio.link primere bağlı polimerizasyon inhibisyonu

3.2 Test Örneklerinin Tanımlanması

Çalışma için çekme testi uygulanacak örnekler dairesel yüzeylerinin merkezleri çakışacak şekilde konumlandırılan 2 silindir arasında RTV silikonun vulkanizasyonu ile oluşmaktadır. Silindirlerin karşılıklı olarak birbirlerine bakan dairesel yüzey farklı çaplardadır. Bu silindirlerin yarıçapı bir tarafta 4mm bir tarafta 5mm olacak şekilde planlanmıştır. Silindirlerin yükseklikleri 20mm'dir.

Çalışma numunesinin bir örneği aşağıdaki Şekil3-3'de gösterilmiştir.



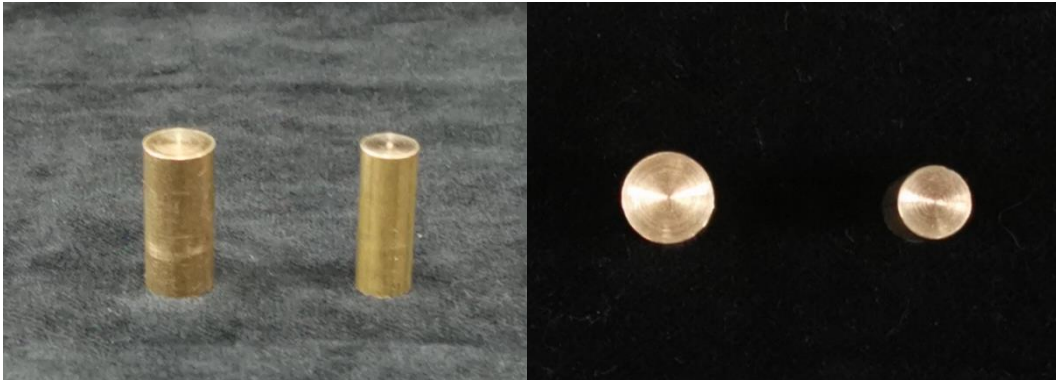
Şekil 3-3 : Test Numunesi

Çekme testi numuneleri soğuk sertleşen geleneksel akrilik grubu ve bilgisayar destekli şekillendirilebilir bloklar için 2 ayrı şekilde silindirler hazırlanmıştır.

3.2.1 Soğuk Sertleşen akrilik silindirlerin hazırlanışı:

Akrilik grupları için şeffaf renkli hassas uyum sağlayan soğukta sertleşen protez akriliği (Weropress, Merz Dental GmbH, Luthenbourg, Almanya) seçilmiştir. Bu akrilik enjeksiyon presle ve döküm yöntemine uygundur. Örneklerin hazırlanmasında akriliğin işlenmesini daha kolay ve daha güvenli polimerizasyon süreci için dökme yöntemi kullanılmıştır.

PMMA(SS) numuneler için hazırlanacak silindirlerin belirlenen ölçülere uygun olması için .stl formatında silindir çizimleri hazırlanmıştır. Bu silindirlerin yüksekliği 20mm ve çapları 8mm ve 10mm'dir. Hazırlanan çizimlere uygun olarak hazır pirinç silindirler üretilmiştir.



Şekil 3-4: Pirinç silindirler

Pirinç silindirler cam üzerine hizalanarak bir çerçeve yardımıyla sınırlandırılmıştır. Bu çerçeve içerisine RTV tip endüstriyel silikon (ARMASil Soft, ARMAĞAN BOYA Kimya San. ve Dış Ticaret Ltd. Şti, İstanbul,Türkiye) doldurularak akriliğin akıtılabileceği kalıplar hazırlanmıştır.



Şekil 3-5: Pirinç silindirlerin cam üzerine sabitlenmesi



Şekil 3-6: Endüstriyel silikon ile kalıpların hazırlanışı



Şekil 3-7:PMMA dökümüne hazır silikon kalıplar

Firmanın önerileri doğrultusunda geleneksel PMMA 30g toz ve 21ml likit karıştırılmıştır. Karışım homojen olana kadar tek yönde karıştırılmıştır. Homojen karışım silikon kalıplara akıtılmıştır. Akıtma işlemi sırasında kalıp içinde herhangi bir boşluk alan oluşmaması için vibrasyon uygulanmıştır.



Şekil 3-8: Geleneksel akrilik

Polimerizasyona bağlı büzülme miktarı öngörüleren akrilik boşluklardan taşacak şekilde doldurulmuştur. Akrilik dolu silikon kalıplar içi kalıpların üzerlerini örtecek kadar su ile dolu basınçlı tencereye yerleştirilmiştir. Basınçlı tencere içi 2 bar basınç olacak şekilde kompresörle hava doldurulmuştur.



Şekil 3-9: Basınçlı Tencere

Kalıplar 30 dk süre ile basınç altında polimerizasyon için bekletilmiştir. Polimerizasyonun tamamlanmasıyla gerekli güvenlik önlemleri alınarak tahliye çıkışlarından

basınçlı hava ve su tahliye edilmiştir. Silikon kalıplar basınçlı tencereden çıkarılıp polimerizasyon kontrol edilmiştir. Polimerizasyonu tamamlanan akrilikler silikon kalıbın esnekliğinden faydalanılarak presel yardımıyla çıkarılmıştır.

3.2.2 Bilgisayar destekli tasarım ve üretim ile silindirlerin hazırlanması:

PEEK (Merz Dental GmbH, Luthenburg, Almanya),PEKK(Cendres+MetauxSA Biel/Bienne, İsviçre) ve PMMA(Merz Dental GmbH, Luthenburg, Almanya) diskleri aşağıda açıklanan şekilde hazırlanmıştır.



Şekil 3-10: PEEK(CC) Diskler



Şekil 3-11: PEKK(CC) Diskler

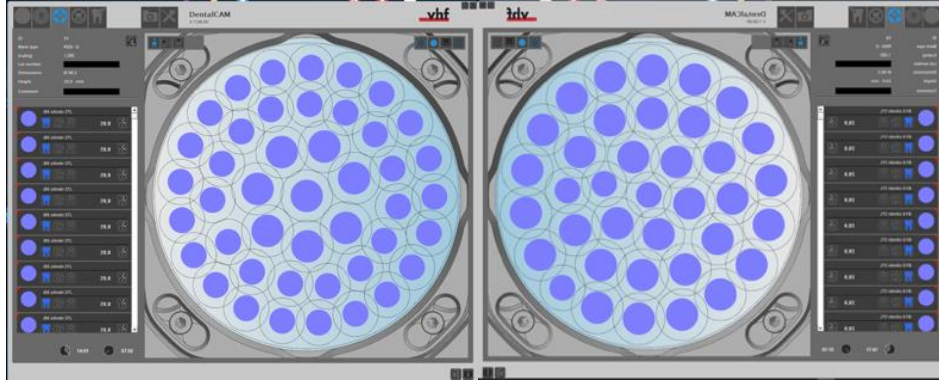


Şekil 3-12: PMMA(CC) Diskler

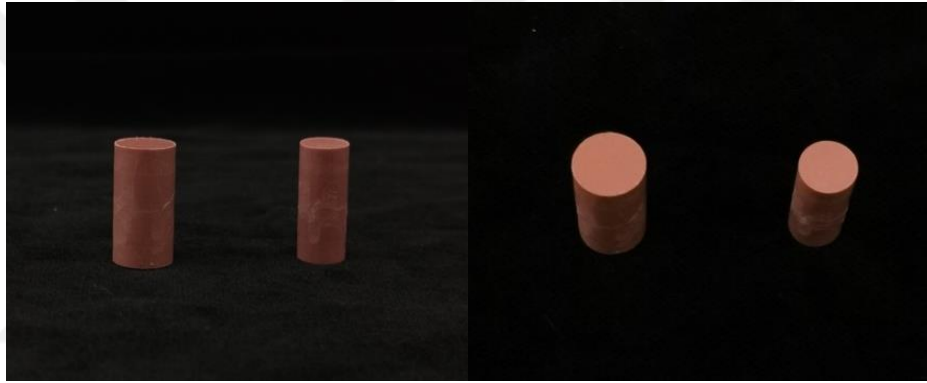
Bu bloklardan silindirlerin üretim için .stl formatındaki çizimler hazırlanmıştır. Bu silindirlerin yüksekliği 20mm ve çapları 8mm ve 10mm'dir. Hazırlanan çizimlere uygun olarak üretim için beş eksenli frezleme makinesi vhF K5 (vhf camfacture AG, Ammerbuch, Almanya) kullanılmıştır. Silindir çizimleri frezleme makinesi ile uyumlu yazılım DentalCAM'a (vhf camfacture AG, Ammerbuch, Almanya) aktarılmıştır. Diskler üzerinden maksimum sayıda silindir üretimi için hassas tasarım ve yerleştirme yapılmıştır. Materyal özelliği, dizayndaki silindir sıklığı ve bağlantıların çokluğu nedeniyle bir diskten silindirlerin üretimi için 10-16 saat aralığında kazıma yapılmıştır.



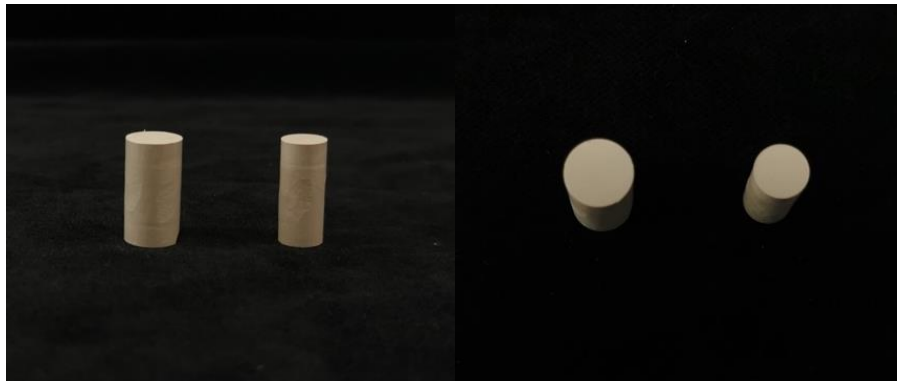
Şekil 3-13: Beş eksenli kazıma cihazı



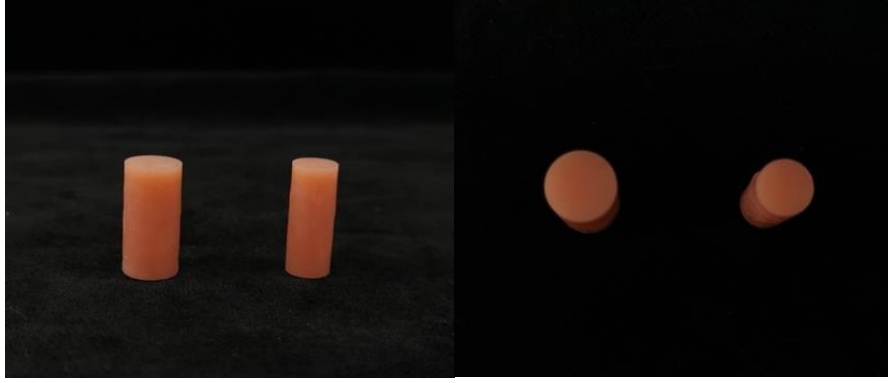
Şekil 3-14: Silindirlerin DentalCAM Diskler üzerine yerleştirilmesi



Şekil 3-15: PEEK(CC) Silindirler



Şekil 3-16: PEKK(CC) Silindirler



Şekil 3-17: PMMA(CC) Silindirler

Üretilen bütün silindirik numuneler 8x20mm, 10x20mm olarak belirlenen ölçülere uygunluğu dijital kumpas yardımıyla kontrol edilmiştir.



Şekil 3-18: Dijital Kumpas

3.3 Test Örneklerinin Hazırlanması:

Teste sokulacak numuneler 1 adet 8x20mm ve 1 adet 10x20mm'lik silindirlerin arasında 3mm yüksekliğinde silikon vulkanize edilmiştir. Bu örneklerin hazırlanmasında silindirlerin merkezlerinin karşılıklı konumlanması gerekmektedir. Silikon vulkanizasyonu için muflaya alınacak silindirler merkezleri aynı doğrultuda çakışacak şekilde karşılıklı konumlanması için özel aparatlar kullanılmıştır. Bu aparat aynı zamanda mufla üzerinde silindirlerin karşılarında 3mm yüksekliğinde silikon yerleştirilmesine müsaade edecek boşluklar bırakmayı amaçlamaktadır.



Şekil 3-19: Hizalama Aparatı

Bu aparatın bir yüzeyinde 10mm çaplı silindirlerin yerleşeceği yuvalar bulunmaktadır. Yerleştirilen silindirlerin karşı tarafına merkezleri çakışacak şekilde konumlanmış ve çapı 8mm olan silindirlerin konumlandırılabilceği yuvalar bulunmaktadır. İki silindir arasındaki 3mm metal mesafesi, muflada yerleştirilecek olan maksillofasiyal silikon için yer tutmaktadır.

Metal aparat ile hizalanmış 10mm çaplı silindirler her bir grup 12 örnek olacak şekilde muflaya alınmıştır. Alçı sertleşmesi tamamlandıktan sonra konumu sabit olan metal aparat üzerine 8mm çaplı aynı grup materyal silindirik örnekler dizilip örnekler karşılıklı muflalanmıştır.



Şekil 3-20: Mufla ve Birit

Aşağıdaki resimlerde muflaya alınmış silindir örnek grupları bulunmaktadır.



Şekil 3-21: Silindirlerin muflaya alınması

Silindirlerin mufla üzerinde görülebilen ve bağlantının sağlanacağı dairesel alanları Bütün örneklerde 110mikrometre(μm) alüminyum oksit (Al_2O_3) ile kumlanmıştır.



Şekil 3-22: Kumlama cihazı

Kumlanan dairesel yüzeylere her bir materyalin alt grubu için farklı sıralarla yapıştırıcı ajanlar uygulanmıştır. Bu çalışmada 12 adet çalışma grubu bulunmaktadır. Gruplar aşağıdaki şeklide tanımlanabilir;

Tablo 3-4: Çalışma gruplarının tanımlanması

Grup	Altyapı	Bağlantı Ajanı	Silikon
1	PMMA(SS)*	Platinum Primer	RTV Epitetik Silikon Elastomer
	PMMA(SS)*	PEKK bond	RTV Epitetik Silikon Elastomer
	PMMA(SS) *	PEKKbond+ Platinum primer	RTV Epitetik Silikon Elastomer
2	PEEK(CC) *	Platinum primer	RTV Epitetik Silikon Elastomer
	PEEK(CC) *	PEKKbond	RTV Epitetik Silikon Elastomer
	PEEK(CC) *	PEKKbond+ Platinum primer	RTV Epitetik Silikon Elastomer
3	PEKK(CC) *	Platinum primer	RTV Epitetik Silikon Elastomer
	PEKK(CC) *	PEKKbond	RTV Epitetik Silikon Elastomer
	PEKK(CC)*	PEKKbond+ Platinum primer	RTV Epitetik Silikon Elastomer
4	PMMA(CC)*	Platinum primer	RTV Epitetik Silikon Elastomer
	PMMA(CC)*	PEKKbond	RTV Epitetik Silikon Elastomer
	PMMA(CC)*	PEKKbond + Platinum primer	RTV Epitetik Silikon Elastomer

*110 µm partikül boyutunda alüminyum oksit ile kumlanmış yüzey

Çalışma grubunda tüm numuneler çeşitli bağlantı ajanları ile aşağıda belirtilen prosedürler takip edilerek uygulanmıştır.

- **Platinum Primer Uygulanan Gruplar:** Platinum Primer mikrofırça yardımı ile kumlanmış PEEK yüzeylerine ince ve dengeli yayılım gösterecek şekilde uygulanmıştır. Platinum Primer için firma tarafından önerilen 30dk süre beklenmiştir.



Şekil 3-23: Platinum Primer

- **PEKKbond Uygulanan Gruplar :** PEKKbond mikrofırça yardımı ile kumlanmış PEEK yüzeylerinin tamamına uygulanmıştır. Bond uygulaması yapılmış muflalar ışık kabininde (Shofu Solidilite.Ratingen,Almanya) 90 saniye(sn) süre ışık ile polimerize edilmiştir.



Şekil 3-24: PEKKBond Bağlantı ajanı

- **PEKKbond+ Platinum Primer Uygulanan Gruplar:** PEKKbond mikrofırça yardımı ile kumlanmış PEEK yüzeylerine uygulanmıştır. Bond uygulaması yapılmış muflalar ışık kabininde 90 sn süre ışık ile polimerize edildikten sonra mikrofırça ile Platinum Primer uygulanmış ve firma tarafından önerilen 30dk süre beklenmiştir.

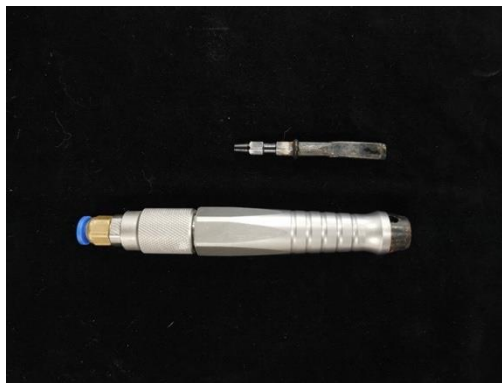
Numunelerin yüzey uygulamalarını takiben, muflalarda oluşturulmuş boşluklara RTV maksillofasiyal silikon tepimi yapılmıştır. Muflalar karşılıklı kapatılarak firma önerisi doğrultusunda 8 saat sürede oda sıcaklığında vulkanizasyon süreci tamamlanmıştır.



Şekil 3-25: RTV tip Maksillofasiyal Silikon

Ardından alçılar herhangi bir çekme kuvvetine maruz kalmadan mufladan ayrılmıştır. Bu aşamada gerilim uygulanmaması için alçı dökülmeden önce muflanın iç yüzeylerine alçının tamamen yapışmasını önleyecek şekilde lak uygulaması yapılmıştır. Her bir çalışma grubu muflanın alt üst parçalarına ait iki taraftaki alçının yapışık bir şekilde mufladan ayrılması sağlanmıştır.

Bağlantı dayanım gücünü etkilenmemesi için alçı içindeki test numuneleri Pillo ile hassas kırma yöntemi ile tekli numunelere ayrılmıştır. Bütün numuneler test öncesinde numaralandırılmıştır.



Şekil 3-26: Pillo

Hazırlanan numuneler çekme testi uygulanması için İstanbul Teknik Üniversitesi Makine Fakültesi Biyomekanik Testler laboratuvarında bulunan Universal test makinesi (MTS Mini Bionix® II) kullanılmıştır.



Şekil 3-27: Universal Test Makinesi

Numunelerin uygun şekilde bağlanabilmesi için anahtarlı mandren ara parça olarak kullanılmıştır. Anahtarlı mandren test makinesinde alt tarafta kalacak şekilde sabitlenmiştir. Mandrenin iç yuvasına 10mm çaplı silindirler sıkıştırılmıştır. 8mm çaplı silindir ise test cihazının üst çenesine sabitlenmiş olan sıkıştırma apareyine yerleştirilmiştir.



Şekil 3-28: Anahtarlı Mandren

Universal test makinesi ile yapılacak çekme testi için kuvveti elektrik sinyaline dönüştürecek olan yük hücresi(loadcell) 10 kilogram olarak belirlenmiştir. Çekme hızı ise 5mm/dk dikey yönde tanımlanmıştır. Numuneler tam ayrılma sağlanana kadar çekme testine tabi tutulmuştur.



Şekil 3-29: Test düzeneği

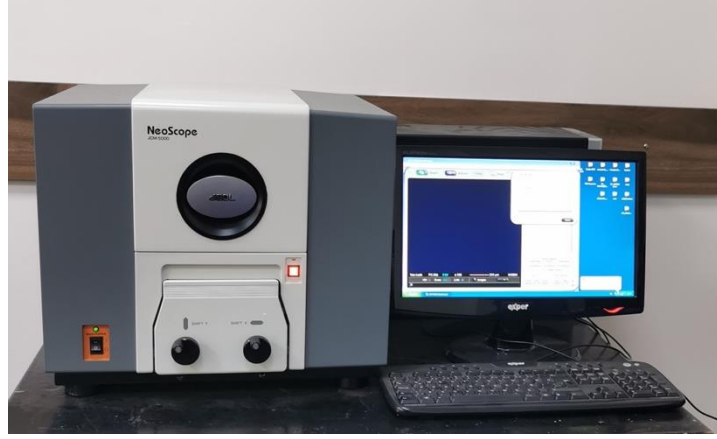
Çekme testi uygulanan bütün gruplardan numuneler taramalı elektron mikroskopunda (SEM) yüzeyleri incelenmek üzere ayrılmıştır. Taramalı Elektron Mikroskop incelemesi için İstanbul Üniversitesi Fen Edebiyat Fakültesi Botanik Anabilim Dalı laboratuvarı kullanılmıştır.

Analize sokulacak materyallerin sem analiz cihazında oluşturulan elektron ışımasında topografik görüntüsünün alınabilmesi için elektron ataklarında yüklenmemesi gerekmektedir. Bu nedenle polimerlerin yüzeyleri iletken metal ile kaplanmıştır. Kaplama işlemi için yüzey kaplama cihazı (Sputter Coater SC7620 EMITECH, Quorumtech, Birleşik Krallık) kullanılmıştır. Kaplama işlemi için katot kısmında Platin (Pt) bulunan vakum kabine numunelerin incelenecek yüzeyleri katot tarafına bakacak şekilde yerleştirilmiştir. Cihazın plazma hızı 10 mA, cam bölme içi basınç 10^{-1} mbar/Pa olarak ayarlanmıştır. Numuneler 45 saniye boyunca kaplama kabinde işlem görmüştür.



Şekil 3-30: Numunelerin analiz öncesi kaplanması

Yüzey kaplaması tamamlanan numuneler taramalı elektron mikroskopuna (JCM-5000 NeoScope, JEOL Ltd., Japonya) sırayla yerleştirildi. Görüntüler bir numuneden X34 ve X500 büyütme olacak şekilde alınmıştır. Değerlendirme için her bir çalışma grubunda polimer materyalinin 110µm alüminyum oksit ile kaplanmış ancak işlem uygulanmamış görüntüleri ile karşılaştırma yapılmıştır.



Resim 1 : SEM Cihazı

4 BULGULAR

Geleneksel akrilik grubu olan PMMA(SS) ait çalışma gruplarında farklı oranlarda bağlantı sağlanmasına rağmen CAD/CAM polimerlerine ait altyapı materyallerinin çalışıldığı gruplarda, sadece primer bağlantı ajanıyla bağlantı sağlanabilmiştir. Diğer bir bağlantı ajanı olan PEKKBond'un uygulandığı CAD/CAM polimerlerine ait çalışma gruplarında bağlantı sağlanamamıştır. Bu nedenle PMMA(CC)+PB+S, PMMA(CC)+PB+P+S, PEEK(CC)+PB+S, PEEK(CC)+PB+P+S, PEKK(CC)+PB+S, PEKK(CC)+PB+P+S çekme testine alınmamıştır.



Şekil 4-1: PEKKBond ile bağlantı sağlanamamış örnekler

4.1 Çekme testi bulguları:

Çekme testine ait bulgular başlıklarda tanımlandığı gruplar şeklinde aşağıdaki tablolarda bildirilmiştir. Yerdeğiştirme milimetre(mm), Kuvvet verisi Newton(N), stress verisi ise megapascal(MPa) değersel verileriyle tanımlanmaktadır.

4.1.1 PMMA(SS)+Platinum primer+RTV silikon

Tablo 4-1:PMMA(SS)+P+S Test Verileri

<i>Grup ismi</i>	<i>Örnek No</i>	<i>Yerdeğiştirme [mm]</i>	<i>Kuvvet [N]</i>	<i>Stress [MPa]</i>
PMMA(SS)+P+S	_01	3,45	19,88	0,40
PMMA(SS)+P+S	_02	3,12	25,46	0,51
PMMA(SS)+P+S	_03	3,34	25,61	0,51
PMMA(SS)+P+S	_04	4,99	47,70	0,95
PMMA(SS)+P+S	_05	2,26	12,19	0,24
PMMA(SS)+P+S	_06	3,94	25,26	0,50
PMMA(SS)+P+S	_07	5,06	38,41	0,76
PMMA(SS)+P+S	_08	3,29	23,60	0,47
PMMA(SS)+P+S	_09	3,86	38,15	0,76
PMMA(SS)+P+S	_10	3,30	19,52	0,39
PMMA(SS)+P+S	_11	3,76	27,21	0,54
PMMA(SS)+P+S	_12	3,86	32,31	0,64

4.1.2 PMMA(SS)+PEKKBond+RTV silikon

Tablo 4-2: PMMA(SS)+PB+S Test Verileri

<i>Grup ismi</i>	<i>Örnek No</i>	<i>Yerdeğiştirme [mm]</i>	<i>Kuvvet [N]</i>	<i>Stress [MPa]</i>
PMMA(SS)+PB+S	_01	1,95	1,65	0,03
PMMA(SS)+PB+S	_02	2,47	2,74	0,05
PMMA(SS)+PB+S	_03	1,55	1,05	0,02
PMMA(SS)+PB+S	_04	1,71	1,07	0,02
PMMA(SS)+PB+S	_05	1,93	2,13	0,04
PMMA(SS)+PB+S	_06	2,03	1,83	0,04
PMMA(SS)+PB+S	_07	1,95	1,73	0,03
PMMA(SS)+PB+S	_08	1,61	1,15	0,02
PMMA(SS)+PB+S	_09	2,22	1,73	0,03
PMMA(SS)+PB+S	_10	0,85	4,67	0,09
PMMA(SS)+PB+S	_11	Test edilemedi	Teste girmeden kopma	
PMMA(SS)+PB+S	_12	Test edilemedi	Teste girmeden kopma	

4.1.3 PMMA(SS)+PEKKBond+Platinum primer+RTV silikon

Tablo 4-3: PMMS(SS)+PB+P+S Test Verileri

<i>Grup ismi</i>	<i>Örnek No</i>	<i>Yerdeğiştirme [mm]</i>	<i>Kuvvet [N]</i>	<i>Stress [MPa]</i>
PMMA(SS)+PB+P+S	_01	2,42	12,92	0,26
PMMA(SS)+PB+P+S	_02	1,90	7,41	0,15
PMMA(SS)+PB+P+S	_03	4,31	9,07	0,18
PMMA(SS)+PB+P+S	_04	2,57	16,75	0,33
PMMA(SS)+PB+P+S	_05	4,06	5,20	0,10
PMMA(SS)+PB+P+S	_06	2,26	15,03	0,30
PMMA(SS)+PB+P+S	_07	2,52	14,59	0,29
PMMA(SS)+PB+P+S	_08	4,05	5,57	0,11
PMMA(SS)+PB+P+S	_09	1,88	14,13	0,28
PMMA(SS)+PB+P+S	_10	4,77	6,38	0,13
PMMA(SS)+PB+P+S	_11	4,95	7,03	0,14
PMMA(SS)+PB+P+S	_12	2,62	16,18	0,32

4.1.4 PEEK(CC)+Platinum primer+RTV silikon

Tablo 4-4: PEEK(CC)+P+S Test Verileri

<i>Grup ismi</i>	<i>Örnek No</i>	<i>Yerdeğiştirme [mm]</i>	<i>Kuvvet [N]</i>	<i>Stress [MPa]</i>
PEEK(CC)+P+S	_01	3,59	25,12	0,50
PEEK(CC)+P+S	_02	2,94	21,76	0,43
PEEK(CC)+P+S	_03	2,79	18,81	0,37
PEEK(CC)+P+S	_04	4,03	29,35	0,58
PEEK(CC)+P+S	_05	2,63	21,26	0,42
PEEK(CC)+P+S	_06	3,20	27,01	0,54
PEEK(CC)+P+S	_07	2,96	22,10	0,44
PEEK(CC)+P+S	_08	2,67	21,52	0,43
PEEK(CC)+P+S	_09	3,28	23,03	0,46
PEEK(CC)+P+S	_10	2,83	21,64	0,43
PEEK(CC)+P+S	_11	2,86	22,90	0,46
PEEK(CC)+P+S	_12	2,66	14,99	0,30

4.1.5 PEKK(CC)+Platinum primer+RTV silikon

Tablo 4-5: PEKK(CC)+P+S Test Verileri

<i>Grup ismi</i>	<i>Örnek No</i>	<i>Yerdeğiştirme [mm]</i>	<i>Kuvvet [N]</i>	<i>Stress [MPa]</i>
PEKK(CC)+P+S	_01	2,50	17,93	0,36
PEKK(CC)+P+S	_02	2,23	25,58	0,51
PEKK(CC)+P+S	_03	2,91	19,67	0,39
PEKK(CC)+P+S	_04	3,12	15,33	0,31
PEKK(CC)+P+S	_05	3,16	29,10	0,58
PEKK(CC)+P+S	_06	2,58	18,91	0,38
PEKK(CC)+P+S	_07	3,60	23,48	0,47
PEKK(CC)+P+S	_08	2,45	19,58	0,39
PEKK(CC)+P+S	_09	2,69	21,10	0,42
PEKK(CC)+P+S	_10	2,81	21,79	0,43
PEKK(CC)+P+S	_11	2,88	26,14	0,52
PEKK(CC)+P+S	_12	3,41	14,85	0,30

4.1.6 PMMA(CC)+Platinum primer+RTV silikon

Tablo 4-6: PMMA(CC)+P+S Test verileri

<i>Grup ismi</i>	<i>Örnek No</i>	<i>Yerdeğiştirme [mm]</i>	<i>Kuvvet [N]</i>	<i>Stress [MPa]</i>
PMMA(CC)+P+S	_01	3,70	35,95	0,72
PMMA(CC)+P+S	_02	3,73	33,06	0,66
PMMA(CC)+P+S	_03	5,00	53,72	1,07
PMMA(CC)+P+S	_04	4,02	39,07	0,78
PMMA(CC)+P+S	_05	3,62	30,75	0,61
PMMA(CC)+P+S	_06	3,44	32,09	0,64
PMMA(CC)+P+S	_07	4,08	34,89	0,69
PMMA(CC)+P+S	_08	5,21	45,04	0,90
PMMA(CC)+P+S	_09	3,29	28,80	0,57
PMMA(CC)+P+S	_10	2,98	25,25	0,50
PMMA(CC)+P+S	_11	3,77	35,64	0,71
PMMA(CC)+P+S	_12	2,92	26,40	0,53

PEEK(CC)+PEKKBond+PlatinumPrimer+RTVsilikon, PEEK(CC)+PEKK-Bond+RTVsilikon, PEKK(CC)+PEKKBond+PlatinumPrimer+RTVsilikon, PEKK(CC)+PEKKBond+RTVsilikon, PMMA(CC)+PEKKBond+PlatinumPrimer+RTVsilikon, PMMA(CC)+PEKKBond+RTVsilikon, grupları istatistik değerlendirmeye girmemiştir.

İstatistiksel analiz sonuçları grupların varyans homojenliği değerlendirmesinde Levene Testi kullanılmıştır. Varyanslar arasında homojenliğin olduğu izlenmiştir.

İstatistiksel tanımlayıcı tabloda değerlendirilmeye alınan gruplar, örnek sayıları, ortalama değerleri, standart sapma değerleri ve %95 güven aralığında alt ve üst sınır değerleri Tablo4-7de belirtilmiştir.

Tablo 4-7: Betimsel İstatistik Tablosu

	N (Örnek Sayısı)	Ortalama	Standart Sapma	Std. Hata	95% Güven Aralığı		Minimum	Maximum
					Alt Sınır	Üst Sınır		
PMMA (SS)+P+S	12	,5558	,19360	,05589	,4328	,6788	,24	,95
PEEK(CC)+P+S	12	,4467	,07303	,02108	,4003	,4931	,30	,58
PEKK(CC)+P+S	12	,4217	,08516	,02458	,3676	,4758	,30	,58
PMMA(CC)+P+S	12	,6983	,16039	,04630	,5964	,8002	,50	1,07
PMMA(SS)+PB+P+S	12	,2367	,08804	,02542	,1807	,2926	,11	,35
PMMA(SS)+PB+S	10	,0370	,02111	,00667	,0219	,0521	,02	,09
Total	70	,4097	,23912	,02858	,3527	,4667	,02	1,07

PMMA(SS) grupları arasında bağlantı ajanı olarak sadece PEKKBond'un uygulandığı grupta bağlantı dayanımı değeri yukarıdaki tabloda tanımlandığı üzere oldukça düşüktür. PMMA(SS) in sadece PEKKBond bağlantı ajanı uygulandığı gruplarda testen önce kopma olduğu için örnek sayısı incelendiğinde belirlenen 12 numuneye ulaşılammıştır.

Tablo4-7'a göre platinum primer uygulanan PMMA(CC) grubu 0.6983 ortalama ile en yüksek bağlantı dayanımı gösteren gruptur. Bu grubu sırasıyla PMMA(SS)+P+S, PEEK(CC)+P+S, PEKK(CC)+P+S, PMMA(SS)+PB+P+S ve PMMA(SS)+PB+S takip etmektedir.

Tek yönlü varyans analizi ile istatistik sonuçları grupların değişmesine bağlı olarak bağlantı dayanımı değerlendirilmiştir.

Tablo 4-8: Tek yönlü varyans analizi

ANOVA

Mpa(megapaskal)

	Kareler Toplamı(KT)	Serbestlik Derecesi	Kareler Ortalaması(KO)	F	Anlamlılık (p)
Gruplararası(İlişkisiz Gruplar)	3,022	5	,604	41,916	,000
Gruplarıçi(İlişkili Gruplar)	,923	64	,014		
Total	3,945	69			

Anlamlılık (p) değeri tabloda belirtildiği şekliyle .000 değerindedir. Bu değer anlamlılık için belirlenen 0.05 değerinden önemli ölçüde düşük olduğu için bağlantı dayanımı açısından gruplar arasında fark olmadığını tanımlayan H_0 hipotezi reddedilerek en az bir grup olmak üzere gruplar arasında anlamlı farklılık olduğunu bildirmektedir.

Tablo 4-9: Bonferroni istatistik testi

(I) Materyal		Ortalama Farkı (I-J)	Std.Hata	Anlamlılık	95% Güven Aralığı	
					Alt Sınır	Üst sınır
PMMA(SS)+P	PEEK(CC)+P	,10917	,04903	,442	-,0403	,2587
	PEKK(CC)+P	,13417	,04903	,120	-,0153	,2837
	PMMA(CC)+P	-,14250	,04903	,075	-,2920	,0070
	PMMA(SS)+PB+P	,31917*	,04903	,000	,1697	,4687
	PMMA(SS)+PB	,51883*	,05142	,000	,3620	,6756
PEEK(CC)+P	PMMA(SS)+P	-,10917	,04903	,442	-,2587	,0403
	PEKK(CC)+P	,02500	,04903	1,000	-,1245	,1745
	PMMA(CC)+P	-,25167*	,04903	,000	-,4012	-,1022
	PMMA(SS)+PB+P	,21000*	,04903	,001	,0605	,3595
	PMMA(SS)+PB	,40967*	,05142	,000	,2529	,5665
PEKK(CC)+P	PMMA(SS)+P	-,13417	,04903	,120	-,2837	,0153
	PEEK(CC)+P	-,02500	,04903	1,000	-,1745	,1245
	PMMA(CC)+P	-,27667*	,04903	,000	-,4262	-,1272
	PMMA(SS)+PB+P	,18500*	,04903	,005	,0355	,3345
	PMMA(SS)+PB	,38467*	,05142	,000	,2279	,5415
PMMA(CC)+P	PMMA(SS)+P	,14250	,04903	,075	-,0070	,2920
	PEEK(CC)+P	,25167*	,04903	,000	,1022	,4012
	PEKK(CC)+P	,27667*	,04903	,000	,1272	,4262
	PMMA(SS)+PB+P	,46167*	,04903	,000	,3122	,6112
	PMMA(SS)+PB	,66133*	,05142	,000	,5045	,8181
PMMA(SS)+PB+P	PMMA(SS)+P	-,31917*	,04903	,000	-,4687	-,1697
	PEEK(CC)+P	-,21000*	,04903	,001	-,3595	-,0605
	PEKK(CC)+P	-,18500*	,04903	,005	-,3345	-,0355
	PMMA(CC)+P	-,46167*	,04903	,000	-,6112	-,3122
	PMMA(SS)+PB	,19967*	,05142	,004	,0429	,3565
PMMA(SS)+PB	PMMA(SS)+P	-,51883*	,05142	,000	-,6756	-,3620
	PEEK(CC)+P	-,40967*	,05142	,000	-,5665	-,2529
	PEKK(CC)+P	-,38467*	,05142	,000	-,5415	-,2279
	PMMA(CC)+P	-,66133*	,05142	,000	-,8181	-,5045
	PMMA(SS)+PB+P	-,19967*	,05142	,004	-,3565	-,0429

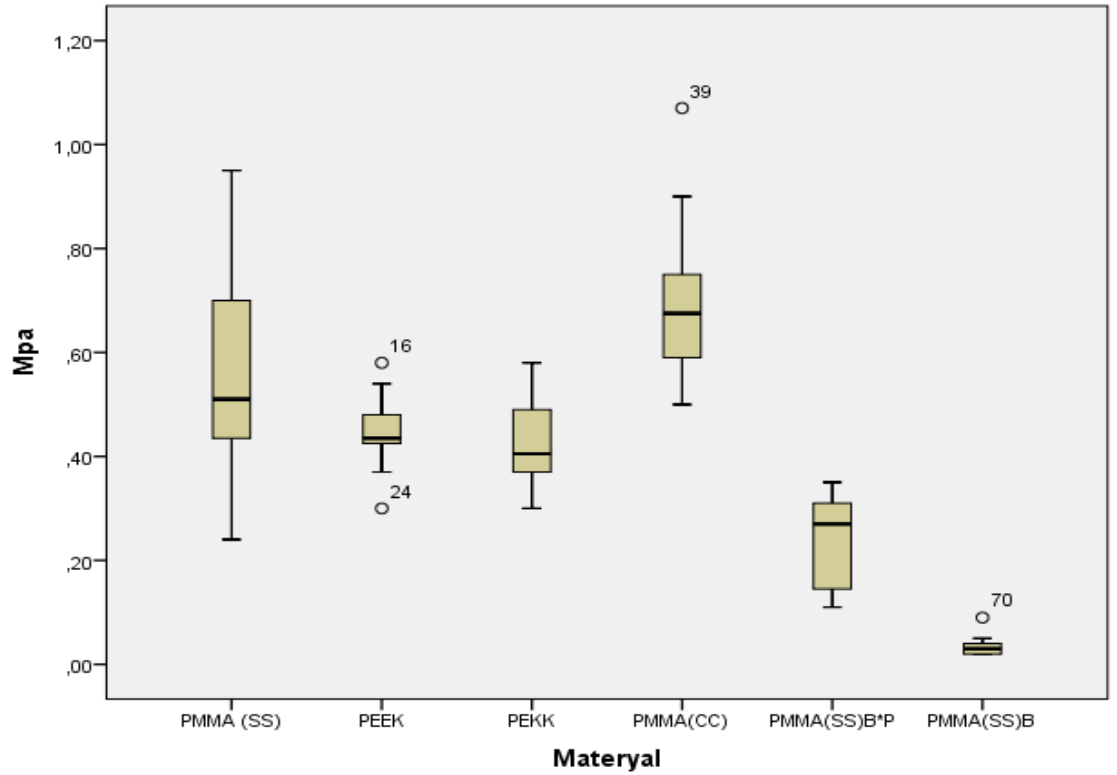
Yukarıda belirtilen tabloda grupların birbirlerine göre anlamlılıkları belirlenmiştir. Test verileri çoklu karşılaştırma (Post-Hoc) Bonferroni testi ile değerlendirilmiştir. Bu testin seçimi için grup sayısının fazlalığı ve örneklem sayısının yakınlığı önemli nedenlerdir.

Tablo4-9'a göre platinum primer uygulanan PMMA(CC) grubu en yüksek bağlantı dayanımı gösteren gruptur. Bu grup PMMA(SS) materyalinin platinum primer ile bağlantı sağladığı örneklerle göre yüksek bağlantı dayanımı gösterse de değerler arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlılık göstermemektedir. Bunun yanı sıra PEEK(CC) ve PEKK(CC) gruplarının ortalamalarına göre değerlendirildiğinde ise bağlantı dayanımı ortalaması anlamlı farklılık yaratacak şekilde yüksek bağlantı sağlamıştır.

PEEK(CC) materyalinin sadece platinum primer ile bağlantı sağladığı grup ortalaması PEKK(CC) materyalinin sadece platinum primer ile bağlantı sağladığı grup ortalaması değerlerine göre yüksektir. Ancak iki grubun ortalamaları karşılaştırıldığında aralarında anlamlı bir fark oluşturmamaktadır.

PMMA(SS)+PB+P+S, PMMA(SS)+PB+S 'nin ortalama bağlantı dayanımı değerleri incelendiğinde diğer bütün sadece platinum primer ile bağlantı sağlanan gruplara göre oldukça düşük bağlantı dayanımı göstermiştir. PEKKBond bağlantı ajanının uygulandığı test gruplarının düşük bağlantı ortalaması sadece primerin uygulandığı gruplara göre anlamlı fark oluşturmaktadır.

PMMA(SS)+PB+P+S grubu, PMMA(SS)+PB+S ye göre yüksek bağlantı dayanımı göstermektedir. Bu iki grup arasındaki 0,19967 değerlik ortalama farkı 2 grup arasında anlamlı farklılık oluşturmaktadır.



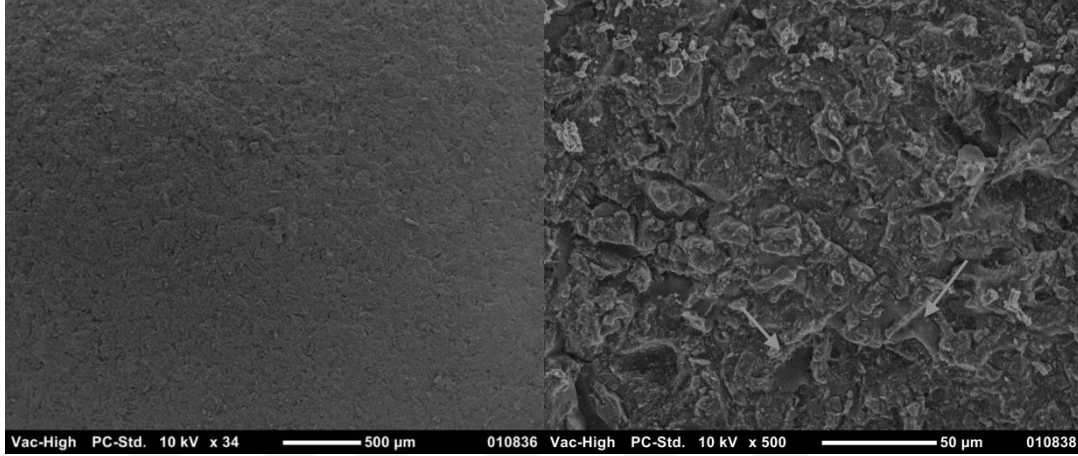
Şekil 4-2: Bağlantı ortalamalarının incelenmesi

4.2 Kopma yüzeylerinde SEM analizi bulguları

Çekme testi uygulanan her grup materyal grubu için iki örneğe SEM analizi uygulanmıştır. Örneklerin analizi için X34 ve X500 büyütme ile görüntüler elde edilmiştir. Numune yüzeylerinde X34 büyütme detaylar görülememektedir ancak genel görünüm için yeterli bulunmuştur. X500 büyütme görüntüleri ile yüzey detayları taranmıştır.

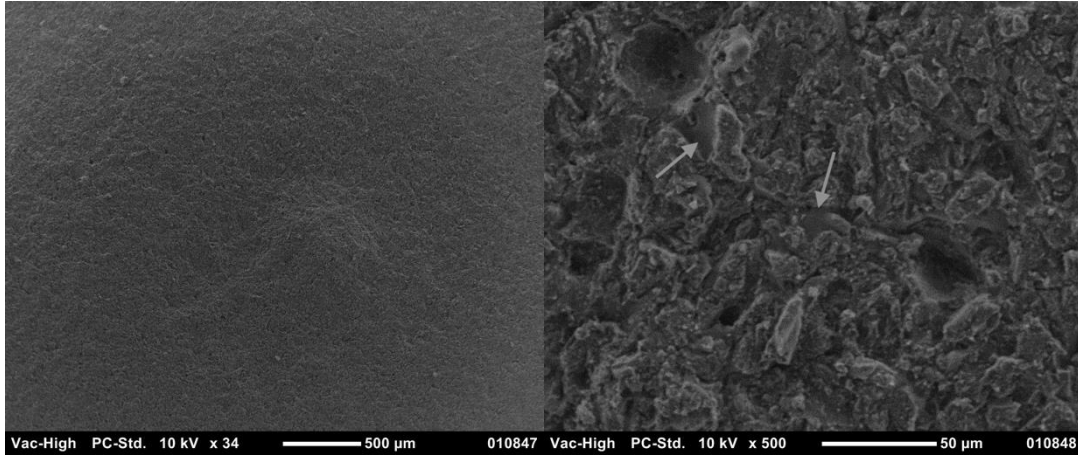
4.2.1 PMMA(SS)+Platinum Primer+RTV silikon

Örnek.1



Şekil 4-3:1 PMMA(SS)+P+S örnek.1 görüntüleri

Örnek.2



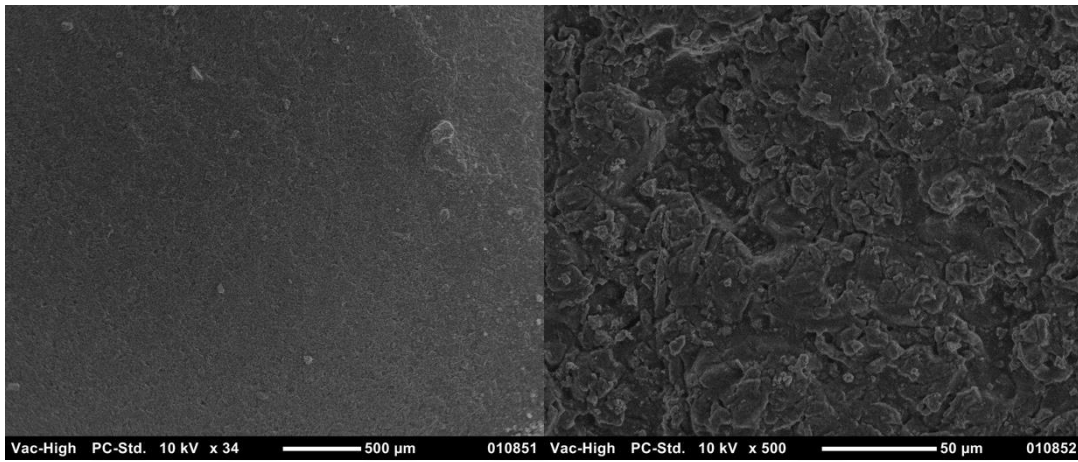
Şekil 4-4: PMMA(SS)+P+S örnek.2 görüntüleri

PMMA(SS)+Platinum primer+RTV Silikon örneklerinde sol taraftaki görüntüler 34 kat büyütmeyi sağ taraftaki görüntüler 500 kat büyütmeyi temsil eder. Örneklerin taranan görüntülerinde solda bulunan ilk görüntüler genel görünüm için alınmıştır. X500

büyütme görüntüleri incelendiğinde yüzeyde genel olarak kumlama yapılmış keskin hatlar izlenmektedir. Kumlamaya bağlı yüzeyde oluşan derin çukurları dolduran yumuşak hatlı görece az pürüzlü alanlar bulunmaktadır. Bu alanlar primer kalıntıları olarak yorumlanmıştır.

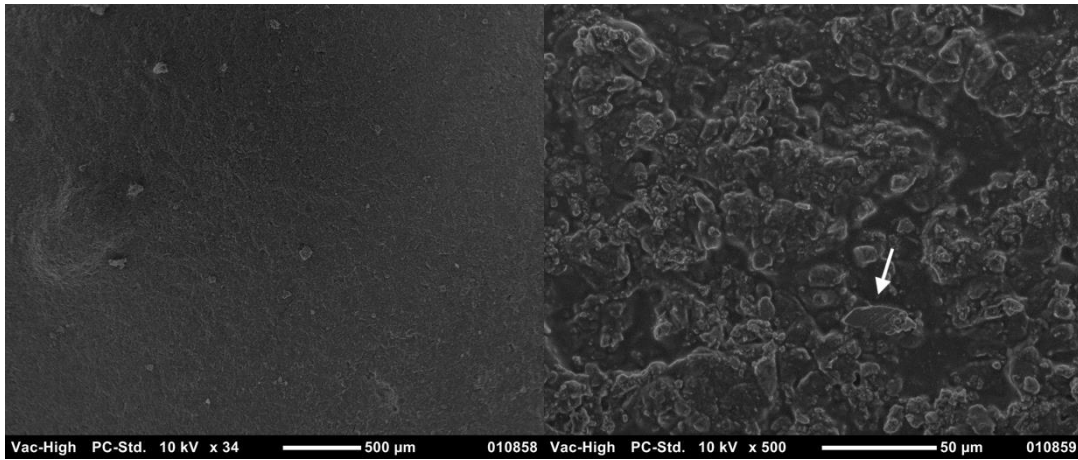
4.2.2 PMMA(SS)+PEKKBond+RTV silikon

Örnek.1



Şekil 4-5: PMMA(SS)+PB+S örnek.1 görüntüleri

Örnek.2

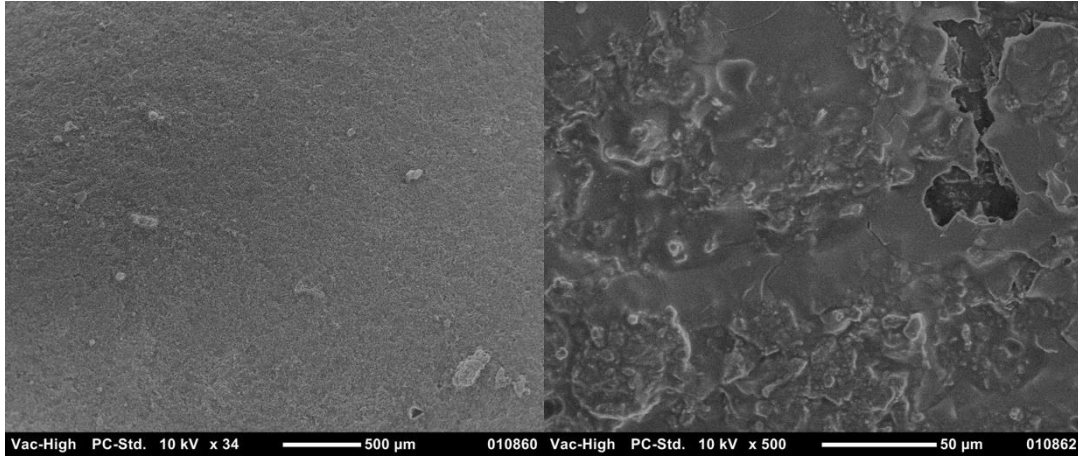


Şekil 4-6: PMMA(SS)+PB+S örnek.2 görüntüleri

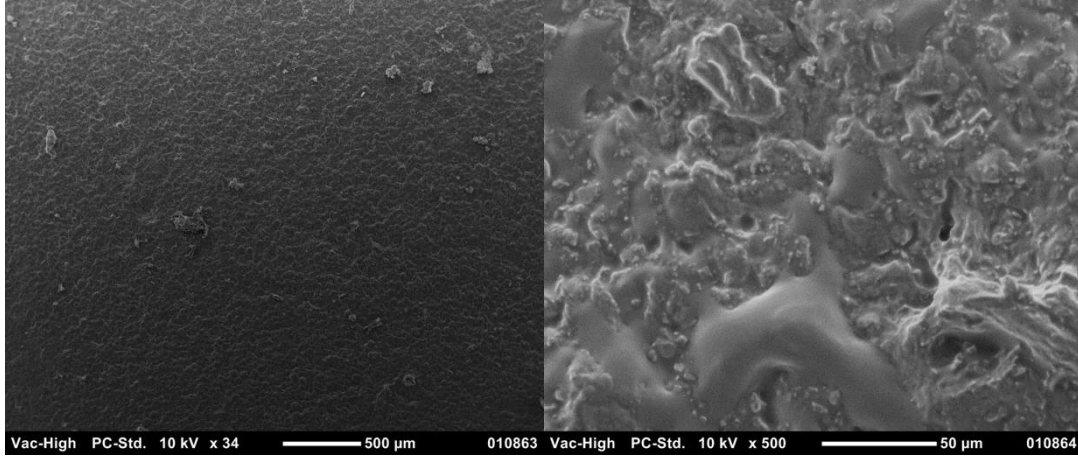
PMMA(SS)+PEKKBond+RTV Silikon örneklerinde sol taraftaki görüntüler 34 kat büyütme, sağ taraftaki görüntüler 500 kat büyütme, X34 büyütme ile alınan genel görüntüde yüzey üzerinde homojen görüntüyü bozan alanlar görülmektedir. Bu alanlara X500 büyütme ile yaklaşıldığında genel olarak yüzeyin, PMMA(SS) yüzeyine sadece primerin uygulandığı yüzeye göre PEKKBond görüntüsü daha yumuşak hatlı ve daha yaygın alanda görülmektedir. Taranan alan incelendiğinde bondun yaygın görüntüsü üzerinde genel yüzey hatlarından farklılık gösteren, küçük ve sınırlı diagonal çizgili bölgeler izlenmektedir. Bu bölgeler beyaz ok ile gösterilmektedir. Beyaz okun gösterdiği görüntü silikon kalıntısı olarak tanımlanmıştır.

4.2.3 PMMA(SS)+PEKKBond+Platinum Primer+RTV silikon

Örnek.1



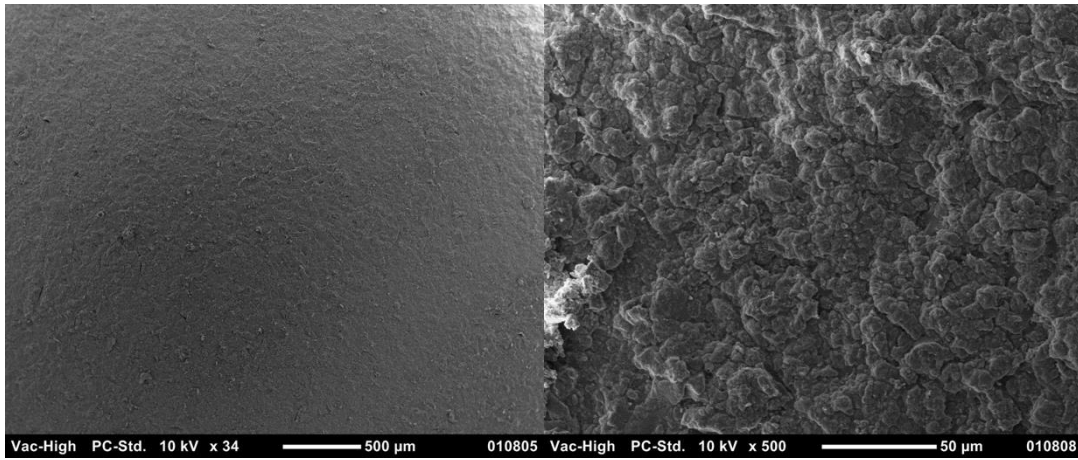
Şekil 4-7: PMMA(SS)+PB+P+S örnek.1 görüntüleri



Şekil 4-8: PMMA(SS)+PB+P+S örnek.2 görüntüleri

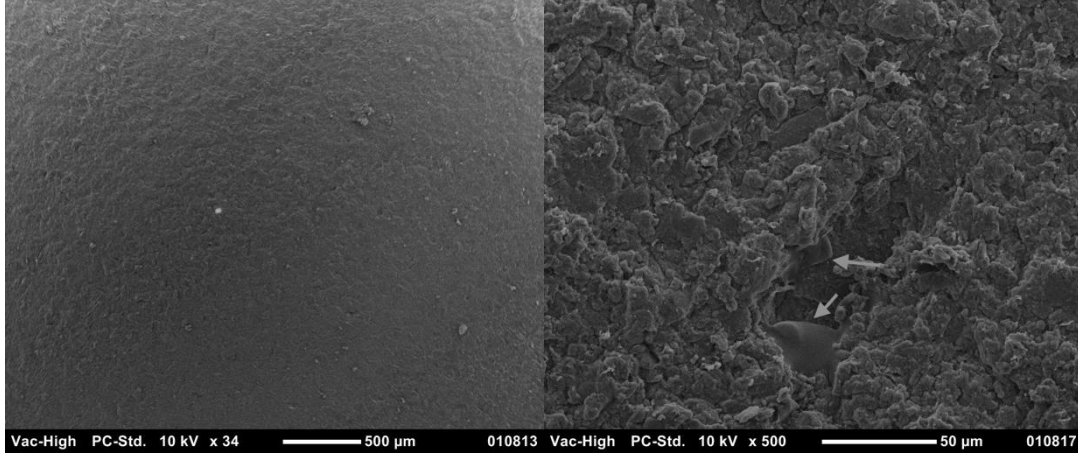
PMMA(SS)+PEKKBond+Platinum Primer+RTV Silikon örneklerinde sol taraftaki görüntüler 34 kat büyötmeyi sağ taraftaki görüntüler 500 kat büyötmeyi temsil eder. Materyal üzerine uygulanan bond yaygın yumuşak hatlı görünüm vermektedir. Uygulama sırasına göre PEKKBondun uygulandığı yüzeye sürölen primer, bondun yapısında bozulmaya neden olmaktadır. X500 görüntölemeye platinum primer uygulaması bond yüzeyinde belirgin çatlak alanlar oluştuğu izlenebilmektedir.

4.2.4 PEEK(CC)+Platinum primer+RTV silikon Örnek.1



Şekil 4-9: PEEK(CC)+P+S örnek.1 görüntüleri

Örnek.2

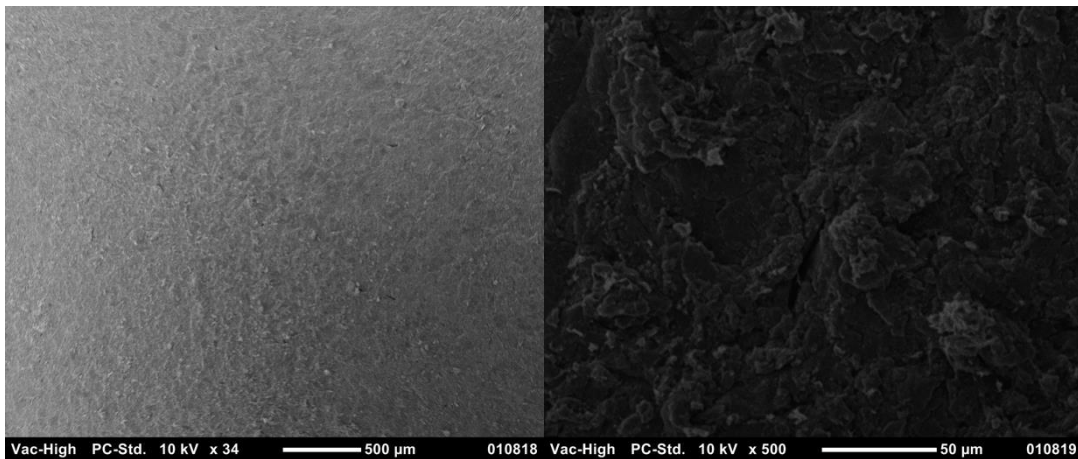


Şekil 4-10: PEEK(CC)+P+S örnek.2 görüntüleri

PEEK(CC)+Platinum Primer+RTV Silikon örneklerinde sol taraftaki görüntüler 34 kat büyütmeyi sağ taraftaki görüntüler 500 kat büyütmeyi temsil eder. PEEK(CC) örnekler X34 büyütmede yüzey topografyasında homojen olmayan yüzey görünümü izlenmektedir. Yaklaşarak X500 büyütme görüntüleri kontrol grubu örneklerinde olduğu gibi kumlanmış yüzey üzerinde primerin yerleşik olduğu görüntüler izlenmiştir. Kumlanmış yüzeyler daha yuvarlak hatlı izlenmektedir.

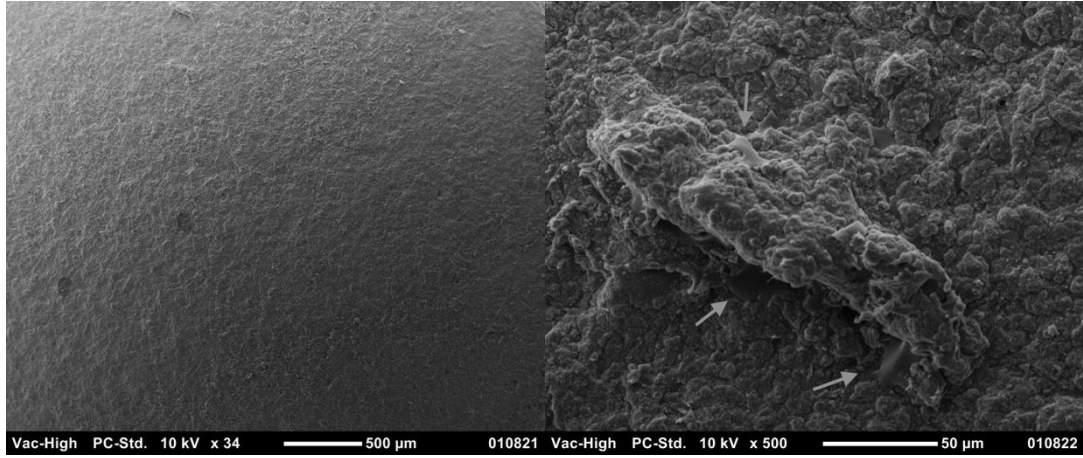
4.2.5 PEKK(CC)+Platinum primer+RTV silikon

Örnek.1



Şekil 4-11: PEKK(CC)+P+S örnek.1 görüntüleri

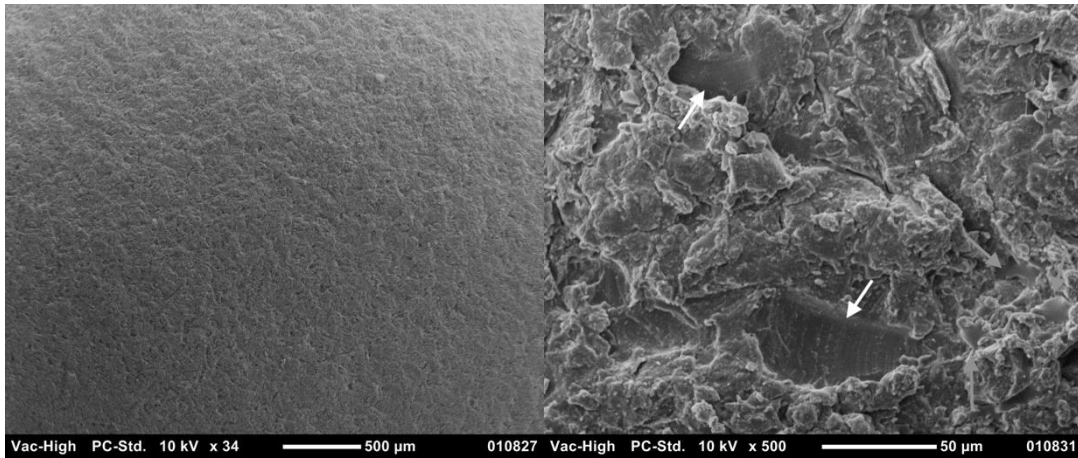
Örnek.2



Şekil 4-12: PEEK(CC)+P+S örnek.2 görüntüleri

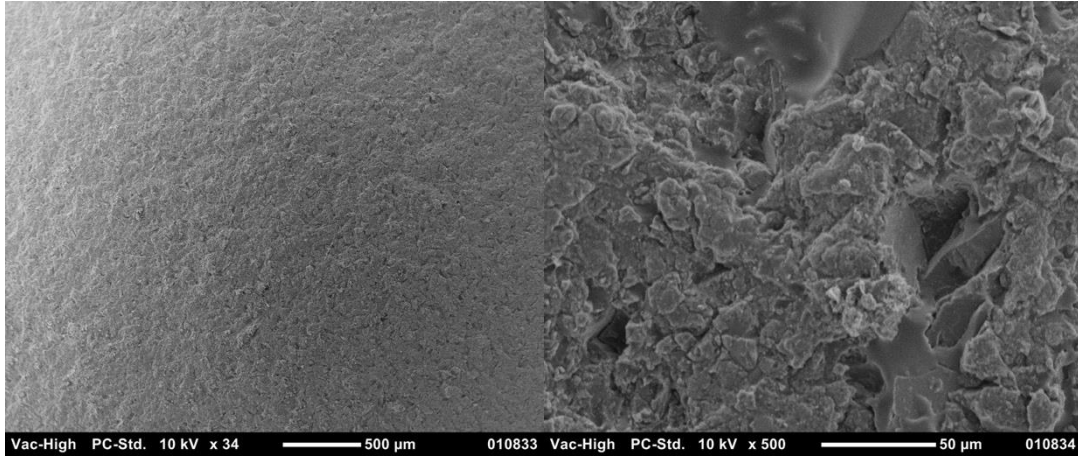
PEEK(CC)+Platinum Primer+RTV Silikon örneklerinde sol taraftaki görüntüler 34 kat büyütme, sağ taraftaki görüntüler 500 kat büyütme, temsil eder PEEK(CC) örnekler X34 büyütmede genel yüzey topografyası hakkında bilgi vermektedir. X500 büyütme görüntüleri kontrol grubu örneklerinde olduğu gibi kumlanmış yüzey aralarında primerin yerleşik olduğu olduğu görüntüler izlenmiştir. PEEK örnek yüzeylerinde büyütmenin yapıldığı taramada kumlanmış yüzey daha yuvarlak hatlı izlenmektedir.

4.2.6 PMMA(CC)+Platinum primer+RTV silikon Örnek.1



Şekil 4-13: PMMA(CC)+P+S örnek.1 görüntüleri

Örnek.2



Şekil 4-14: PMMA(CC)+P+S örnek.2 görüntüleri

PMMA(CC)+Platinum Primer+RTV Silikon örneklerinde sol taraftaki görüntüler 34 kat büyütmeyi sağ taraftaki görüntüler 500 kat büyütmeyi temsil eder. PMMA(CC) örnekleri için önce X34 büyütme ile genel görünüm taraması alınmıştır. X500 büyütmede daha önce incelenen örneklerdeki gibi primer görüntüsüne benzer görüntüler izlenmektedir. PMMA(CC) örnek.1'de beyaz ok ile işaretlenen kesik hatlı diagonal şeritler izlenen görüntü silikonun koheziv kopması olarak yorumlanmıştır.

5 TARTIŞMA

Çene-yüz protezleri uzun yıllardır bilindiği üzere hazırlaması güç ve hassas prosedürler içeren klinisyen için zorlu protezlerdir (Keskin & Özdemir, 1995) (Chang, Garrett, Roumanas, & Beumer, 2005). Bununla birlikte Giato ve ark. travma veya kanserli dokuların uzaklaştırılması, görünür alanda yokluk durumuna hazır olunmaması gibi durumları hastanın psikolojisi için zorlayıcı durumlar olarak tanımlamışlardır (Chang, Garrett, Roumanas, & Beumer, 2005) (Goiato M. C., Pesqueira, da Silva, Filho, & dos Santos, 2009). Hem klinisyen hem de hastanın konforu açısından doğru yapılan bir yüz protezinin uzun süre kullanımı önemi Chang ve ark. 2005 yılında sundukları çalışmada bildirilmiştir (Chang, Garrett, Roumanas, & Beumer, 2005). Yüz protezi memnuniyetinin araştırıldığı ve adeziv protezlerle implant destekli protezlerin karşılaştırıldığı bu çalışmada implant destekli protez kullanan hastaların görünüm, uyum, tahriş algısı, çıkarmak kolaylığı ve tedavinin değerlendirildiği soruların tamamı implant tutuculu protezler lehine yüksek derecelendirme ile sonuçlanmıştır. Yerleştirme kolaylığı ve fonksiyonda tutuculuk açısından ortaya çıkan anlamlı fark ekstraoral implantların kullanım kolaylığı sağladığını ve protezin tutuculuğunu olumlu etkilediğini göstermektedir (Chang, Garrett, Roumanas, & Beumer, 2005). İmplant tutuculu yüz protezleri, tutuculuğu arttırmak için adeziv kullanılan protezlere göre daha güvenli tutuculuk sağlamaktadır (Nemli Karakoca, Aydın, Yılmaz, Bal Turhan, & Arici Kasko, 2013).

Karakoca ve ark. yaptığı çalışmaya göre implantın tutucu sistemi defektin bulunduğu bölgeye göre hasta memnuniyetinde farklılıklar yaratmaktadır (Nemli Karakoca, Aydın, Yılmaz, Bal Turhan, & Arici Kasko, 2013). Retansiyon protezin hasta tarafından kullanılabilmesi için temel unsurdur ancak protezin başarısının çok yönlü olduğu bilinmelidir (Chang, Garrett, Roumanas, & Beumer, 2005).

Karakoca ve ark. (Karakoca, Aydın, Yılmaz, & Bal Turhan, 2010) yaptığı retrospektif çalışmada 70 adet implant tutuculu yüz protezi kullanan hasta protezin ömrü ve komplikasyonları açısından değerlendirilmiştir. Bu çalışmada hastanın ilk ve ikinci yüz protezinin ömrünün ortalama 14.5 - 14.7 ay olarak bildirilmiştir. Hastaların ilk protezlerinin yeniden üretilmesine neden olarak protez yırtığı, akrilik rezin altyapı kırığı ve sili-kon ile akrilik rezin altyapısı arasındaki bağlantı kaybı olarak bildirilmiştir. Bununla birlikte bu bağlantı kaybı sorununun kulak kepçesi protezlerindeki oranının orbital ve burun

protezlerine göre anlamlı derecede yüksek olduğu ve bar tutuculu protezlerde devam etmekte olan bir sorun olarak bildirilmektedir. Maksillofasiyal protezlerin ömrü için silikon ve matriks arasında tespit edilen bu sorunun çözümü çene-yüz protezleri alanındaki literatür çalışmalarında önemli bir alanı kapsamaktadır (Haddad, ve diğerleri, 2012) (Hatamleh & Watts, Mechanical properties and bonding of maxillofacial silicone elastomers, 2010) (Wolf, Reitemeier, Schmidt, Richter, & Duncan, 2001) (Hatamleh & Watts, Bonding of maxillofacial silicone elastomers to an acrylic substrate, 2010) (Choi, Yun, Jeong, & Huh, 2018) .

Taft ve ark. ekstraoral implant destekli yüz protezlerinde silikonun içine yerleştirilen matrisin genellikle otopolimerize akrilik rezin veya görünür ışıkla polimerize edilen akrilik rezin ile imal edildiğini bildirmişlerdir (Taft, Cameron, & Knudson, 1996). PMMA materyalinin kolay hazırlanabilmesi, ucuz ve kullanımın kolay olması zorlu yüz protezlerinde kullanım sebeplerindendir. Bununla birlikte literatürde farklı materyal çalışmaları bulunmaktadır (Kosor Yerci, Artunç, & Şahan, 2015) (Wolf, Reitemeier, Schmidt, Richter, & Duncan, 2001) (Dakshinamoorthy, Chidambaranathan, & Balasubramanium, 2018) (Artopoulou, Chambers, Zinelis, & Eliades, 2016). Kosor ve ark. yaptığı çalışmada (Kosor Yerci, Artunç, & Şahan, 2015) alifatik üretan akrilat, ortodontik akrilik ve deneysel fiberle güçlendirilmiş kompozit tutuculuk açısından soyulma ve makaslama testleriyle değerlendirilmiştir. Bu çalışmaya göre soyma testinin sonucu, ortodontik akrilik rezin grubu, deneysel fiber ile güçlendirilmiş kompozit ve alifatik üretan akrilat grubuna kıyasla silikona bağlanmada istatistiksel olarak daha düşük değerler göstermiştir. Wolf ve ark. yaptığı çalışmada ise altyapı materyali olarak titanyum ile bitirilmiş bir burun protezi sunulmaktadır (Wolf, Reitemeier, Schmidt, Richter, & Duncan, 2001).

Çalışmamızda yeni materyal arayışına katkıda bulunulmak amacıyla dijital iş akışını geliştirebilecek CAD/CAM çalışma olanağı sunan (Bidra, Taylor, & Agar, 2013) (Fuhrmann, Steiner, Freitag-Wolf, & Kern, 2014) (Kern & Lehmann, 2012) (Raszewski, 2020) (Sun, ve diğerleri, 2020) materyaller ile çalışılmıştır. Tanveer ve ark. yaptığı meta analiz çalışmasında son on yılda CAD/CAM entegrasyonunun maksillofasiyal protez alanında hassas planlama, öngörülebilir sonuç, önemli ölçüde klinik ve laboratuvar süresinde kısalma gibi faydalar sonuçların sanal olarak görselleştirmesine, hastanın randevularını azaltmasına ve doğrudan protez üretimine olanak sağladığı bildirilmiştir

(Tanveer, Ridwan-Pramana, Molinero-Mourelle , Koolstra, & Forouzanfar, 2021). Burun bölgesi protezlerinin dahil edildiği bu çalışmada dijital iş akışının öngörülebilir sonuçlar sağlamanın yanı sıra iş akış basamaklarındaki ekipman ve maliyet sınırlaması bildirilmiştir (Tanveer, Ridwan-Pramana, Molinero-Mourelle , Koolstra, & Forouzanfar, 2021).

Çalışmamızda literatürde sıklıkla çalışmalara dahil edilen PMMA materyal kullanılmıştır (Taft, Cameron, & Knudson, 1996; Patel, ve diğerleri, 2015; Hattori, ve diğerleri, 2014; Haddad, ve diğerleri, 2012; Hatamleh & Watts, Bonding of maxillofacial silicone elastomers to an acrylic substrate, 2010; Thomas, 1995). Soğuk sertleşen geleneksel PMMA üretimi için uygulanan toz likit karıştırma işleminin materyal üzerinde oluşturduğu polimerizasyon büzülmesi ve polimerizasyon sonundaki gözenekli yüzey yapısının bakteriyel tutulumu neden olması, ayrıca polimerizasyona bağlı monomer salınımı gösterdiği bilinmektedir (Atay, 2013) . Sıklıkla kullanılan ve çalışılan geleneksel PMMA'nın (Taft, Cameron, & Knudson, 1996) yanısıra kütleme işleminin üreticide tamamlandığı düşük monomer salınımına sahip ve CAD/CAM teknolojisine müsaade eden PMMA diskler (Atay, 2013) (Turgut, Sacak, Kıran, & Bas, 2009) (Cevik & Kocacikli, 2019) çalışmamızda yer almaktadır.

Ayrıca çalışmamızdaki materyallere diş hekimliğinde hızlı yükseliş trendinde olan, CAD/CAD teknolojileri ile çalışmaya uygun PEEK ve PEKK yüksek performans polimerleri dahil edilmiştir (Özden & Demir, 2020; Kurtz & Devine, 2007; Kurtz & Devine, 2007; Najeeb, Zafar, Khurshid, & Siddiqui, 2015; Muhsin, Hatton, Johnson, Sereno, & Wood, 2019; Younis, ve diğerleri, 2020; Zhang, ve diğerleri, 2020; Costa-Palau, Torrents-Nicolas, Brufau-de Barberà, & Cabratosa-Termes, 2014). Costa-Palau ve ark. yaptığı çalışmada kısmi maksilla defekti olan hastanın obturatorünün antral kısmı için PEEK materyal kullanılmıştır. 0.5 mm kalınlığa kadar kırılma direnci gösteren PEEK materyal hafif olması dolayısıyla tercih edilebileceğini, estetik ve retansiyon açısından kabul edilebilir olduğu daha bildirilmiştir (Costa-Palau, Torrents-Nicolas, Brufau-de Barberà, & Cabratosa-Termes, 2014). Literatürde maksillofasiyal sahada obturatör yapımı çalışmaları bulunan PEEK materyali olumlu fiziksel özellikleri sebebiyle çalışmamızda değerlendirilmiştir. Hafif olması ince hazırlanabilmesi farklı renk seçeneklerinin bulunmasına rağmen PEEK polimerinin yüzey enerjisi düşük olduğu ve

hidrofobik bir polimer olduğu bildirilmektedir (Özden & Demir, 2020) (Külünk, Külünk, & Saraç, 2017).

PEKK polimerinin PAEK ailesinin keton grubu yüksek performans polimerlerinden biri olarak tanımlamaktadır (Kurtz & Devine, 2007) (Younis, ve diğerleri, 2020). Yüksek performans polimerleri; biyouyumlulukları, ısı dirençleri, solvent dirençleri, mükemmel elektrik yalıtımı ve sağlam aşınma ve yorulma dirençleri gibi mekanik özellikleri sayesinde metal içermeyen protetik rehabilitasyonlar için sıklıkla araştırmalarda kullanımı izlenmektedir (Gama, ve diğerleri, 2020). Srinivasan ve ark. yaptığı çalışmada altyapı materyali olarak metal ile kıyaslanan PEKK materyalinin daha estetik ve daha hafif olarak bildirilmiştir (Srinivasan, Kalberer, Maniewicz, & Müller, 2019).

Laboratuvar testleri düşük maliyeti, klinik çalışmalara göre daha kısa sürede tamamlanabilmesi sayesinde diş hekimliğinde sıklıkta kullanıldığı bildirilmiştir (Üstün, Özarslan, & Büyükkaplan, 2017). Dental polimerlerin yapışma kapasitelerinin etkisini değerlendirmek ve klinik performanslarını öngörebilmek için in-vitro bağlantı dayanımı testleri kullanılmaktadır. İn-vitro çalışmalar, klinik deneylerin yerini tam olarak almasada malzeme özellikleri ve sorunların nedenlerini keşfetmek için fayda sağlayabildiği bildirilmektedir. Klinik durumu taklit etmek için in-vitro test standartlaştırılması önerilmektedir (Younis, ve diğerleri, 2020). Van Meerbeek ve ark. laboratuvar testinin avantajları arasında yeni ve/veya deneysel bir malzemenin performansının mevcut standartlar ile doğrudan karşılaştırabilmesi ve birçok deney grubunun birlikte test edebilmesi olduğunu bildirmiştir (Van Meerbeek, ve diğerleri, 2010). Literatürde yüksek performans polimerinin maksillofasiyal silikonlarla bağlantı dayanımının değerlendirildiği herhangi bir çalışmaya rastlanmadığı için veri toplamak için laboratuvar testi tercih edilmiştir.

Hattori ve ark. maksillofasiyal protez silikonları ve matriks arasındaki bağlantı dayanımını test etmek için sıklıkla soyma testi kullanılırken (Haddad, ve diğerleri, 2012) (Wolf, Reitemeier, Schmidt, Richter, & Duncan, 2001), gerilme testi silikon ölçü malzemesi ile akrilik plak arasındaki bağlantının değerlendirmek için kullanıldığını bildirmişlerdir. Ayrıca yumuşak astar materyallerinin bağlantı dayanımlarının test edilmesinde de çekme/gerilme testi sıklıkla kullanılmaktadır (Sarac, Sarac, Basoglu, Yapici, & Yuzbasioglu, 2006) (Surapaneni, Ariga, Haribabu, Ravi Sahnkar, & Kumar,

2013) (Mittal, Anil Kumar, Sandhu, Iyer, & Ahuja, 2016) (Gundogdu, Yesil Duymus, & Alkurt, 2014) (Akin, Tugut, Mutfak, & Guney, 2014) (Pinto, Mesquita, & de Arruda Nobilo, 2004) . Üretim sürecinin silikon-akrilik rezin bağlantı gücüne etkilerini değerlendirdikleri çalışmalarında gerilme testi, yüz protezinin çıkarılması esnasındaki kuvvetleri taklit etmek için daha pratik ve uygun olarak kabul edilmiştir (Hattori, ve diğerleri, 2014). Çalışmamızda hastanın çıkarma esnasında uyguladığı kuvvetleri simüle etmek için gerilim testi uygulanmıştır.

Bağlantının sağlanacağı dairesel yüzeyler çekme testinde kopmanın tek taraftan olabilmesi için farklı çaplarda hazırlanmıştır. Bu sayede gerilim uygulanmaya başlandığında yüzey alanı daha dar olan taraftan tek yönlü kopma görülmesi beklenmekteydi. Gerilme testi örnekleri 8mm çaplı dairesel alandan kopma göstermiştir. Bu gerilim testi yöntemi Kutay'ın (Kutay, 1994) esnek astarlar için daha önce kullanılan bağlantı testi yöntemleriyle olan sorunların üstesinden gelmek için tasarladığı ve deney numunelerinin dikey hizalanması ile ilgili sorunu ortadan kaldırdığı ayrıca deflasking sırasında numuneler üzerinde istenmeyen bağlantıyı bozabilecek açma kuvvetlerinin oluşmasını da deflasking prosedürlerini değiştirerek önlediğini bildirdiği çalışmasıyla benzerlik göstermektedir.

Universal test makinesinde uygulanan gerilim testi için standartlaştırılmış bir çapraz kafa hızı bildirilmemiştir. Farklı çalışmalarda silikon ile akrilik rezin için yapılan çekme testlerinde kadar değişiklik gösteren çapraz kafa hızları uygulanmıştır (Hattori, ve diğerleri, 2014) (Ona, Takahashi, Sato, Igarashi, & Wakabayashi, 2010). Çalışmamızda hassasiyeti korumak için çapraz kafa yer değiştirmesi 5mm/dk olarak uygulanmıştır.

Mikromekanik tutunma ve kimyasal bağlanma kombinasyonu, dental restorasyonlarda güçlü ve dayanıklı bir yapışma için anahtar faktörler olduğu bilinmektedir (Kosor Yerci, Artunç, & Şahan, 2015). Primerlerin bondlara göre daha iyi tutma sonuçları vermesinin sebebi olarak primerin içinde bulunan organik çözücüler gösterilebilmektedir. Bu çözücüler rezin materyal ile silikon arasındaki bağlantıyı arttırmaktadır. Bu sayede yüzey aşındırarak materyalin ıslanabilirliğinin artırılması mümkün olmaktadır (Kosor Yerci, Artunç, & Şahan, 2015). İki materyalin bağlantısı için mekanik, mikromekanik ve moleküler yapışma olmak üzere üç mekanizma tanımlanmaktadır (Anusavice, Shen, & Rawls, 2013). Mekanik bağlantının; yüzeydeki düzensizlikler sayesinde oluştuğu bildirilmektedir (Anusavice, Shen, & Rawls, 2013). Çalışmamızda CAD/CAM örnekler

ve geleneksel yöntemle hazırlanacak numuneler arasından değerlendirmede mekanik göz ardı edilebilmesi için PMMA(SS) gruplarının hazırlanmasında yine bilgisayar destekli üretim pirinç materyallerle oluşturulan kalıplar kullanılmıştır. İki materyalin bağlantısı için mekanik, mikromekanik ve moleküler yapışma olmak üzere üç mekanizma tanımlanmaktadır (Anusavice, Shen, & Rawls, 2013). Mekanik bağlantının; yüzeydeki düzensizlikler sayesinde olduğu bildirilmektedir (Anusavice, Shen, & Rawls, 2013). Çalışmamızda CAD/CAM örnekler ve geleneksel yöntemle hazırlanacak numuneler arasından değerlendirmede mekanik göz ardı edilebilmesi için PMMA(SS) gruplarının hazırlanmasında yine bilgisayar destekli üretim pirinç materyallerle oluşturulan kalıplar kullanılmıştır. Mikromekanik bağlantı ise yüzeydeki düzensizliklerin bir bağlantı ajanı uygulanması sayesinde gerçekleşmesiyle oluşur (Anusavice, Shen, & Rawls, 2013) (Haddad, ve diğerleri, 2012). Çalışmamızda bütün örneklerin çalışma yüzeylerine 110µ Al₂O₃ kumlama yapılmıştır. Bu sayede PEKKbond ve platinum primer uygulamasını farklı polimer yüzeylerindeki etkisi değerlendirilmiştir. Mikromekanik bağlantı ise yüzeydeki düzensizliklerin bir bağlantı ajanı uygulanması sayesinde gerçekleşmesiyle oluşur (Anusavice, Shen, & Rawls, 2013) (Haddad, ve diğerleri, 2012). Çalışmamızda bütün örneklerin çalışma yüzeylerine 110µ Al₂O₃ kumlama yapılmıştır. Bu sayede PEKKbond ve platinum primer uygulamasını farklı polimer yüzeylerindeki etkisi değerlendirilmiştir.

Araştırmacılar matriks üzerinde yüz protezinin silikon elastomeri ile bağlantısını güçlendirmek için bir ajan kullanılmasının bu bağlantı dayanımını arttıracakını bildirmişlerdir (Taft, Cameron, & Knudson, 1996; Patel, ve diğerleri, 2015). Hatamleh ve ark. yaptığı çalışmada primerlerin hem silikon hem de reçine ile reaksiyona girdiği, silikon ve akrilik altyapı arasında kimyasal bir ara ürün görevi gördüğü, organik çözücüye ve yapışkan yapıya sahip olduğu bildirilmiştir (Hatamleh & Watts, Bonding of maxillofacial silicone elastomers to an acrylic substrate, 2010) (Patel, ve diğerleri, 2015). Taft ve ark. yaptığı çalışmada A1205 markalı primerin akriliğin otopolimerize veya ışık ile polimerizasyonuna bağlı olmadan en yüksek bağlantı değeri gösterdiği bildirilmektedir (Taft, Cameron, & Knudson, 1996). Çalışmamızda da oluşturulan gruplar arasında altyapı materyalinin farklılığına bakılmaksızın G611 platinum primer uygulanan grupların diğer gruplara göre daha yüksek bağlantı dayanımı göstermesi ile paralel sonuç vermiştir.

Choi ve ark. yaptığı çalışmada otopolimerize, sıcak ile polimerize olan rezin ve CAD/CAM akrilik rezin protez kaidesi ile üç tip yumuşak astar materyali uygulamasının bağlantı değerleri incelenmiştir. Otopolimerize rezin üç astar için en yüksek bağlantı kapasitesi gösterirken, CAD/CAM akrilik reçineler en düşük gerilme bağlantı mukavemetlerini ürettiğini bildirmiştir (Choi, ve diğerleri, 2018). Çalışmamızda ise platinum primerin uygulandığı gruplar arasında en yüksek bağlantı dayanımını 0.6983Mpa ortalama ile PMMA(CC) grubu göstermiştir. Sadece platinum primer uygulanan PMMA(SS) grubu; bağlantı dayanımı 0.5558Mpa ortalaması ile ikinci sırada yer almaktadır. Sadece platinum primer uygulanan gruplar arasında CAD/CAM PMMA grubu, geleneksel PMMA grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmamakla beraber Mpa değerlerinde daha yüksek bağlantı ortalaması vermektedir.

PMMA(SS) numunelerinin olduğu PEKKBond ve PEKKBond+Platinum primer uygulanan gruplarında zayıf bağlantı sağlanmıştır. Buna rağmen CAD/CAM numunelerinin hiçbirinde PEKKBondun bulunduğu bağlantı ajanı uygulamalarında bağlantı sağlanamamıştır. Üreticide polimerize edilen CAD/CAM disklerinin yüzey yapısının daha az gözenekli olması (Atay, 2013) bu sonuca paralel olarak bağlantıyı zayıflatmaktadır. Ayrıca SEM analizinde PMMA(SS) materyalinin PEKKbond ile bağlantı sağlanmış ve çekme testi uygulanmış numunlerinde PEKKBondun yüzeyin gözenekli yapısına tamamen yayıldığı izlenmiştir. Bu durum çözücü özelliği bulunan primerin sağladığı bağlantıya engel olması olarak yorumlanabilir (Kosor Yerci, Artunç, & Şahan, 2015) (Hatamleh & Watts, Bonding of maxillofacial silicone elastomers to an acrylic substrate, 2010). PEKKBondun yalnız uygulandığı PMMA(SS) materyalin zayıf bağlantı sağlanan numunelerinde teste sokulamadan kopmaların görülmesi ve çekme testi sonuçlarının çalışmaya dahil edilen diğer bütün numuneler göre anlamlı derecede düşük olması ile paralellik göstermektedir. PMMA(SS) yüzeyine yapılan PEKKBond ve platinum primerin birlikte uygulandığı grup, yalnızca PEKKBond uygulamasının yapıldığı gruba göre 0,19967 Mpa daha yüksek bağlantı dayanımı ortalaması göstermiştir. Bu fark PEKKBondun uygulandığı gruplarda primerin uygulanmasının bağlantı dayanımını arttırması olarak yorumlanmaktadır ve istatistiksel olarak anlamlıdır.

PEEK materyalinin yüzey enerjisinin artırılması için kumlama ve/veya asit uygulamalarının önerildiği çalışmalar mevcuttur (Silthampitag, ve diğerleri, 2016) (Stawarczyk, ve diğerleri, 2014). Çalışmamızda ise yüzey alanı ve ıslanabilirliği arttırmak

için sadece kumlama işlemi uygulanmıştır. Çalışmaya dahil edilen bütün bağlantı sağlanacak yüzeyler kumlanmıştır. Yüzey hazırlık işlemlerinin ardından primer adezivlerin uygulamasını bağlanma gücünü arttırdığı bilinmektedir (Silthampitag, ve diğerleri, 2016) . Stawarczyk ve ark. yaptığı çalışmada veneer bağlantıları için yüzey hazırlık işlemlerinin ardından adeziv (signum PEKKbond, Visio.link) sistem uygulamaları önerilmektedir (Stawarczyk, ve diğerleri, 2014). Yapılan ön çalışmada visio.link adeziv primeri RTV silikon polimerizasyonunu bozduğu için çalışmaya dahil edilmemiştir. Bunun yanı sıra PEKKbond (anaxdent) uygulaması yapılan CAD/CAM numunelerin hiç birinde bağlantı sağlanamamıştır. Bu nedenle CAD/CAM numunelerin PEKKBond ve PEKKBond+platinum primer uygulanan gruplara çekme testi uygulanamamıştır. Ayrıca çalışmamızda kullanılan platinum primer uygulanan PEEK(CC) materyali PMAA(CC) ye göre daha düşük bir bağlantı dayanımı göstermesi ve bu durumun anlamı fark oluşturması bir yüksek performans polimeri olan PEEK polimerinin kimyasal maddelere karşı dirençli yapısıyla açıklanabilir (Gama, ve diğerleri, 2020).

Fokas ve ark. yaptığı çalışmada PEKK materyalin veneerleme işleminden önce yüzey işlemi uygulanması önerilmektedir (Fokas, Guo, & Tsoi, 2019). Çalışma standardizasyonu için bütün gruplarda olduğu gibi PEKK materyalinin de bütün numuneleri 110µ alüminyum oksit ile kumlanmıştır.

Çalışmamızda olumlu fiziksel özellikleriyle yer alan PEKK polimeri test sonuçlarının istatistiksel değerlendirmesinde bir diğer PAEK grubu yüksek performans polimeri PEEK(CC) ile benzer sonuçlar göstermiştir. Platinum primer ile sağlanan bağlantı sonuçları PMAA(CC) ve PMMA(SS) gruplarına göre anlamlı derece düşük bulunmuştur. Ayrıca PEKK, kolayca değiştirilemeyen stabil bir malzemedir (Fokas, Guo, & Tsoi, 2019). Bu nedenle, PEKK(CC) örneklerde elde edilen nispeten daha düşük bağlantı dayanımı beklenmedik değildir.

Yüksek performans polimerleri grupları PEEK(CC) ve PEKK(CC) kendi aralarında değerlendirildiklerinde bağlantı dayanımı olarak anlamlı bir fark oluşturmamışlardır. Ancak PEKK bağlantı dayanımı değerleri ortalama olarak daha düşüktür. Bu durum PEKK materyalinin PEEK polimere göre keton grubu içermesinin sonucu olarak yorumlanmıştır. Keton grubu fazlalığı bu polimeri yüzey işlemlerine daha dirençli hale getirmektedir (Younis, ve diğerleri, 2020).

Fuhrman ve ark. yaptığı PEKK ve PEEK materyallerin yüzey işlemlerinin adezyon sistemine etkisinin değerlendirildiği in-vitro çalışmada primer uygulanan gruplar daha yüksek çekme testi dayanımı göstermiştir. Çeşitli siman sistemleriyle bağlantı dayanımını ölçen çalışmada metakrilat içeren adeziv primerlerin bağlantı dayanımına olumlu katkıları olduğunu bildirmektedir (Fuhrmann, Steiner, Freitag-Wolf, & Kern, 2014). Bu sonuç çalışmamızda PEKK polimeri ve üretan metakrilat grubu içeren PEKKBond tek başına ve PEKKBond+Platinum Primer uygulamasının yapıldığı gruplarda bağlantının oluşmamasıyla çelişmektedir.

Ham verilerde Newton(N) birimi ile kayıt alınan veriler birim alandaki bağlantı dayanımını değerlendirmek üzere istatistiksel değerlendirmeye Megapaskal(Mpa) değeri olarak alınmıştır. Önceki çalışmalarda silikon elastomer ile akrilik matriksin bağlantı değerleri 0.19 ile 0.79 Mpa arasında değişmektedir (Hattori, ve diğerleri, 2014). Hatamleh ve ark. çıkarma kuvvetleri için newton birimlerini 13N ve 16 N aralığında değişen kuvvetler bildirilmiştir (Hatamleh & Watts, Effects of Bond Primers on Bending Strength and Bonding of Glass Fibers in Fiber-Embedded Maxillofacial Silicone Prostheses, 2011). Ayrıca çalışmalarında tutucu parçaların ataşmana göre farklılık göstermekle beraber 3N ila 10N arasında tutuculuk kuvvetleri olduğu bildirilmektedir (Hatamleh & Watts, Effects of Bond Primers on Bending Strength and Bonding of Glass Fibers in Fiber-Embedded Maxillofacial Silicone Prostheses, 2011). Çalışmamızın ham verileri incelendiğinde PMMA(CC)+P+S grubunun ortalama çekme 34.97N ve gerilim değeri 0.69 Mpa dır. Bu değer çıkarma esnasında ataşmanlar için bildirilen değerlerin sınırları içinde yer almaktadır. PEEK(CC)+P+S için ortalama 22.45N değeri 0.44 Mpa gerilim oluşmuştur. PEKK(CC)+P+S en düşük değer 21.12N ve gerilim 0.42Mpa'dır.

Sonuç olarak;

- Geleneksel akrilik ile hazırlanan matriks yerine CAD/CAM teknolojisine müsaade eden PMMA, PEEKve PEKK polimer benzer bağlantı dayanımı göstermesi nedeniyle kullanılabılır.
- Hafifliği ve ince hazırlanabilme gibi olumlu özellikleriyle dikkat çeken PAEK grubu yüksek performans polimerlerinden PEEK materyal, CAD/CAM grupları arasında yeterli bağlantı dayanımı göstermesi ile

Çene-yüz protezleri alanında kullanımı için yeni çalışmaların yapılması önerilmektedir.

- Primer kullanımı CAD/CAM polimerleri için bağlantı dayanımını arttırmak için önerilmektedir.
- PEKK için önerilen PEKKBond'un, bağlantı dayanımını arttırmak için RTV silikon ile kullanımı önerilmemektedir.
- RTV silikon için Visio.link bağlantı ajanı uygulması polimerizasyon inhibisyonu yapmaktadır.



6 KAYNAKÇA

- Çötert, S. (2001). *Çene-Yüz Protezleri*. İzmir: Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları.
- Çelik Güven, M., Dayan, S. Ç., & Yıldırım, G. (2020). Custom and prefabricated PolyEtherKetoneKetone (PEKK) post-core systems bond strength: Scanning electron microscopy evaluation. *Microsc Res Tech*, 83(7), 804-810.
- Çulhaoğlu, A. K., Özkır, S. E., Şahin, V., Yılmaz, B., & Kılıçarslan, M. A. (2020). Effect of Various Treatment Modalities on Surface Characteristics and Shear Bond Strengths of Polyetheretherketone-Based Core Materials. *J Prosthodont*, 29(2), 136-141.
- Özden, S., & Demir, H. (2020). Polieter-Eter-Keton (PEEK) Diş Hekimliğinde Yükselen Materyal. *NEU Dent J*, 2(2), 76-85.
- ABDULLAH, A. O., TSITROU, E. A., & POLLINGTON, S. (2016). Comparative in vitro evaluation of CAD/CAM vs conventional provisional crowns. *J Appl Oral Sci.*, 24(3), 258-263.
- Acuri, M. R., LaVelle, W. E., Fyler, E., & Jons, R. (1993). Prosthetic complications of extraoral implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 69(3), 289-292.
- Akin, H., Tugut, F., Mutaf, B., & Guney, U. (2014). Investigation of bonding properties of denture bases to silicone-based soft denture liner immersed in isobutyl methacrylate and 2-hydroxyethyl methacrylate. *J Adv Prosthodont*, 6, 121-125.
- Al-Dharrab, A. A., Tayel, S. B., & Abodaya, M. H. (2013). The Effect of Different Storage Conditions on the Physical Properties of Pigmented Medical Grade I Silicone Maxillofacial Material. *ISRN Dentistry*, 1-9.
- Alqutaibi, A. Y. (2015). Materials of facial prosthesis: History and advance. *International Journal of Contemporary Dental and Medical Reviews*, 1-4.
- Alsadon, O., Wood, D., Patrick, D., & Pollington, S. (2020). Fatigue behavior and damage modes of high performance poly-ether-ketone-ketone PEKK bilayered crowns. *J Mech Behav Biomed Mater*, 110, 103957.
- Alsadon, O., Wood, D., Patrick, D., Copponnex, T., & Pollington, S. (2015). *Evaluation of the Optical Properties of PEKK Based Restorations*. https://www.researchgate.net/publication/273977833_Evaluation_of_the_Optical_Properties_of_PEKK_Based_Restorations adresinden alındı
- Al-Salehi, S. K., Calder, I. D., & Lamb, D. J. (2007). Magnetic Retention for Obturators. *Journal of Prosthodontics*, 16(3), 214-218.
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, R. H. (2013). *Philips' Science of Dental Materials* (Cilt 12th Edition). St.Louis, Missouri: Saunders.
- Aramany, M. A., & Drane, J. B. (1972). Radiation protection prostheses for edentulous patients. *J Prosthet Dent*, 27(3), 292-296.
- Aramany, M. A., Downs, J. A., & Beery, Q. C. (1982). Prosthodontic rehabilitation for glossectomy patients. *J Prosthet Dent*, 48(1), 78-81.
- Ariani, N., Reintsema, H., Ward, K., Cortino, S., & Wee, A. G. (2017). Maxillofacial prosthodontics practice profile: a survey of non-United States prosthodontists. *Journal of Otolaryngology - Head and Neck Surgery*, 46(35).
- Arnold, C., Hey, J., Schweyen, R., & Setz, J. M. (2018). Accuracy of CAD-CAM-fabricated removable partial dentures. *J Prosthet Dent*., 119(4), 586-592.

- Artopoulou, I. I., Chambers, M. S., Zinelis, S., & Eliades, G. (2016). Peel strength and interfacial characterization of maxillofacial silicone elastomers bonded to titanium. *Dental Materials*, 32, e137-e147.
- Asar, V. N., Yazıcıoğlu, H., Yaluğ, S., & Yılmaz, C. (2008). İMPLANT DESTEKLİ YÜZ PROTEZLERİ. *GÜ Diş Hek Fak Derg*, 25(1), 41-49.
- Atay, A. (2013). *Overview of Maxillofacial Prosthetics*. New York: Nova Science Publishers, Inc.
- Ayandoğan Avaz, E., Durkan, R., & Bağış, B. (2017). Protez Kaide Materyali Olarak Kullanılan Akrilik Rezinlerin Kopolimerizasyon Yöntemiyle Güçlendirilmesi. *EÜ Dişhek Fak Derg*, 38(2), 62-67.
- Aziz, T., Waters, M., & Jagger, R. (2003). Analysis of the properties of silicone rubber maxillofacial prosthetic materials. <https://www.sciencedirect.com/science/journal/03005712>, 31(1), 67-74.
- Bae, S.-Y., Park, J.-Y., Jeong, I.-D., Kim, H.-Y., Kim, J.-H., & Kim, W.-C. (2017). Three-dimensional analysis of marginal and internal fit of copings fabricated with polyetherketoneketone (PEKK) and zirconia. *J Prosthodont Res*, 61(2), 106-112.
- Barnhart, G. W. (1960). A New Material and Technicinthe Art of Somato-Prosthesis. *Journal of Dental Research*, 39(4), 836-844.
- Bates, J. F., Stafford, G. D., Huggett, R., & Handley, R. W. (1977). Current status of pour type denture base resins. *Journal of Dentistry*, 5(3), 177-189.
- Bathala, L., Majeti, V., Rachuri, N., Singh, N., & Gedela, S. (2019). The Role of Polyether Ether Ketone (Peek) in Dentistry – A Review. *Journal of Medicine and Life*, 12(1), 5-9.
- Batniji, R. K., Hutchison, J. L., Dahiya, R., Lam, S. L., & Williams, E. F. (2002). Tissue Response to Expanded Polytetrafluroethylene and Slicone Implants in a Rabbit Model. *Archives of Facial Plastic Surgery*, 4(2), 111-113.
- Beumer, J., & Calcaterra, T. C. (1976). Prosthetic Rehabilitation Of Large Midfacial Defects. *Laryngoscope*, 86(2), 280-285.
- Bidra, A. S., Taylor, T. D., & Agar, J. R. (2013). Computer-aided technology for fabricating complete dentures: Systematic review of historical background, current status, and future perspectives. *J Prosthet Dent*, 109(6), 361-366.
- Brandão, T. B., Vechiato Filho, A. J., Prado Ribeiro, A. C., Gebrim, E. M., Bodard, A.-G., da Silva, D. P., . . . Dias, R. B. (2016). Evaluation of use of acrylic resin-based surgical guide in the function and quality of life provided by mandibular prostheses with microvascular free fibula flap: A four-year, randomized, controlled trial. *J Prosthet Dent*, 116(3), 457-463.
- Broughton, W. R., & Mera, R. D. (1997). *Review of durability test methods and standards for assesing long term performance of adhesive joint*. National Physical Laboratory. Teddington: Crown.
- Cavalcanti, Y. W., Bertolini, M. M., Cury, A. A., & Silva, W. J. (2014). The effect of poly(methyl methacrylate) surface treatments on the adhesion of silicone-based resilient denture liners. *J Prosthet Dent*, 112(6), 1539-1544.
- Cevik, P., & Kocacikli, M. (2019). Three-dimensional printing technologies in the fabrication of maxillofacial prosthesis: A case report. *The International Journal of Artificial Organs*, 00(0), 1-5.
- Chalian, V. A., & Philips, R. W. (1974). Materials in Maxillofacial Prosthetics. *J. BIOMED. MATER. RES.*, 5(2), 349-363.

- Chang, T.-L., Garrett, N., Roumanas, E., & Beumer, J. (2005). Treatment satisfaction with facial prostheses. *J Prosthet Dent*, 94(3), 275-280.
- Chelakara, S. R., Kumar, S. P., Shankar, R. Y., Krishna, H. M., & Kumar, S. T. (2016). Extra oral implants as retentive aids for maxillofacial prosthesis: A review. *Journal of Applied Dental and Medical Sciences*, 2(2), 135-142.
- Chen, M.-S., Udagama, A., & Drane, J. B. (1981). Evaluation of facial prostheses for head and neck cancer patient. *J Prosthet Dent*, 49(5), 538-544.
- Cheng, K.-j., Liu, Y.-f., Wang, R., Zhang, J.-x., Jiang, X.-f., Dong, X.-t., & Xu, X. (2020). Topological optimization of 3D printed bone analog with PEKK for surgical mandibular reconstruction. *J Mech Behav Biomed Mater*, 107, 103758.
- Choi, J. E., Ng, T. E., Leong, C. K., Kim, H., Li, P., & Waddell, J. N. (2018). Adhesive evaluation of three types of resilient denture liners bonded to heat-polymerized, autopolymerized, or CAD-CAM acrylic resin denture bases. *J Prosthet Dent*, 120, 699-705.
- Choi, J.-W., Yun, B.-H., Jeong, C.-M., & Huh, J.-B. (2018). Retentive Properties of Two Stud Attachments with Polyetherketoneketone or Nylon Insert in Mandibular Implant Overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 33(5), 1079-1088.
- Cobein, M. V., Coto, N. P., Crivello Junior, O., Lemos, J., Vieira, L. M., Pimentel, M. L., . . . Dias, R. B. (2017). Retention systems for extraoral maxillofacial prosthetic implants: a critical review. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 55, 763-769.
- Costa-Palau, S., Torrents-Nicolas, J., Brufau-de Barberà, M., & Cabratosa-Termes, J. (2014). Use of polyetheretherketone in the fabrication of a maxillary obturator prosthesis: a clinical report. *J Prosthet Dent*, 112(3), 680-682.
- Dakshinamoorthy, A., Chidambaranathan, A. S., & Balasubramaniam, M. (2018). Evaluation of shear bond strength between maxillofacial silicone and fiber-reinforced composite resin after various surface treatments. *119(6)*, 1029 e1-5.
- Dawson, J. H., Hyde, B., Hurst, M., Harris, B. T., & Lin, W.-S. (2018). Polyetherketoneketone (PEKK), a framework material for complete fixed and removable dental prostheses: A clinical report. *J Prosthet Dent*, 119(6), 867-872.
- de Carvalho, G. P., Franco, A. G., Kreve, S., Ramos, E. V., Dias, S. C., & do Amaral, F. B. (2017). Polyether Ether Ketone in Protocol Bars: Mechanical Behavior of Three Designs. *Journal of International Oral Health*, 9(5), 202-206.
- de Caxias, F. P., dos Santos, D. M., Bannwart, L. C., de Moraes Melo Neto, C. L., & Goiato, M. C. (2019). Classification, History, and Future Prospects of Maxillofacial Prosthesis. *International Journal of Dentistry*, 2019.
- Deng, H.-Y., Zwetchkenbaum, S., & Noone, A.-M. (2004). Bond strength of silicone to polyurethane following immersion of silicone in cleaning solutions. *J Prosthet Dent*, 91(6), 582-585.
- Devine, D. M., Hahn, J., Richards, G. R., Gruner, H., Wieling, R., & Pearce, S. G. (2013). Coating of carbon fiber-reinforced polyetheretherketone implants with titanium to improve bone apposition. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 101(4), 591-598.
- Diaz-Arnold, A. M., Vargas, M. A., Shaull, K. L., Laffoon, J. E., & Qian, F. (2008). Flexural and fatigue strength of denture base resin. *J Prosthet Dent*, 100(1), 47-51.

- Ebnesajjad, S. (2011). *HANDBOOK OF ADHESIVES AND SURFACE PREPARATION Technology, Applications and Manufacturing*. Amsterdam: William Andrew/Elsevier.
- Eleni, P. N., Krokida, M. K., Frangou, M. J., Polyzois, G. L., Maroulis, Z. B., & Marinos-Kouris, D. (2007). Structural damages of maxillofacial biopolymers under solar aging. *J Mater Sci: Mater Med*, 18, 1675-1681.
- Ergün, G., & Şahin, Z. (2016). Konvansiyonel ve İmplant Üstü Protezlerde Kullanılan Kaide Materyallerinde Güncel Gelişmeler. *urkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics*, 2(3), 35-44.
- Evans, J. H., Schweiger, J. W., & Wright, R. F. (1996). Craniofacial osseointegration of a large midfacial bone-anchored combination maxillofacial prosthesis- A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 75(5), 483-486.
- Federspil, P. A. (2009). Implant-retained craniofacial prostheses for facial defects. *GMS Current Topics in Otorhinolaryngology - Head and Neck Surgery*, 8, 1-16.
- Fernandes, J., Olliani, M., Nogueira, J., Silva, J., & Araújo, R. (2016). Analysis and Comparison of Different Bond Strength Tests. *JSM Dent*, 4(5), 1076.
- Fischer, E. R., Hansen, B. T., Nair, V., Hoyt, F. H., & Dorward, D. W. (2012). Scanning Electron Microscopy. *Current Protocols in Microbiology*, 2(2).
- Fokas, G., Guo, C. Y., & Tsoi, J. K. (2019). The effects of surface treatments on tensile bond strength of polyether-ketone-ketone (PEKK) to veneering resin. *J Mech Behav Biomed Mater*, 93, 1-8.
- Frazer, R. Q., Byron, R. T., Osborne, P. B., & Karen, W. P. (2005). PMMA: an essential material in medicine and dentistry. *J Long Term Eff Med Implants*, 15(6), 629-639.
- Fuhrmann, G., Steiner, M., Freitag-Wolf, S., & Kern, M. (2014). Resin bonding to three types of polyaryletherketones (PAEKs)—Durability and influence of surface conditioning. *Dental Materials*, 30, 357-363.
- Gale, M. A. (1990). Combination intraoral and extraoral maxillofacial prostheses retained by osseointegrated implants placed in previously irradiated bone: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 64(4), 403-405.
- Gama, L. T., Duqueb, T. M., Özcan, M., Philippi, A. G., Mezzomo, M. L., & Goncalves, T. (2020). Adhesion to high-performance polymers applied in dentistry: A systematic review. *Dental Materials*, 36, e93-e108.
- Ghajghouj, O., & Taşar-Faruk, S. (2019). Evaluation of Fracture Resistance and Microleakage of Endocrowns with Different Intracoronar Depths and Restorative Materials Luted with Various Resin Cements. *Materials (Basel)*, 12(16), 2528.
- Goiato, M. C., Bannwart, L. C., Haddad, M. F., dos Santos, D. M., Pesqueira, A. A., & Miyahara, G. I. (2012). Fabrication Techniques for Ocular Prostheses – An Overview. *Orbit*, 33(3), 229-233.
- Goiato, M. C., dos Santos, D. M., Bannwart, L. C., Moreno, A., Pesquiera, A. A., Haddad, M. F., & dos Santos, E. G. (2013). Psychosocial impact on anophthalmic patients wearing ocular prosthesis. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 42(1), 113-119.
- Goiato, M. C., dos Santos, D. M., de Medeiros, R. A., Filho, A. J., Sinhoreti, M. A., da Silva, E. V., & Moreno, A. (2015). Tensile Bond Strength of a Soft Liner to an Acrylic Resin after Primer Application and Thermocycling. *Materials Research*, 18(6), 1183-1187.

- Goiato, M. C., Pesqueira, A. A., da Silva, C. R., Filho, H. G., & dos Santos, D. M. (2009). Patient satisfaction with maxillofacial prosthesis. Literature review. *Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery*, 62, 175-180.
- Goiato, M. C., Pesqueira, A. A., Moreno, A., Santos, D. M., Haddad, M. F., & Bannwart, L. C. (2012). Effects of pigment, disinfection, and accelerated aging on the hardness and deterioration of a facial silicone elastomer. *Polymer Degradation and Stability*, 97, 1577-1580.
- Gonzalez, J. B. (1978). Polyurethane elastomers for facial prostheses. *J Prosthet Dent*, 39(2), 179-187.
- Grajower, R., Revah, A., & Sorin, S. (1976). Reflectance spectra of natural and acrylic resin teeth. *J of Prosthet Dent*, 36(5), 570-579.
- Gundogdu, M., Yesil Duymus, Z., & Alkurt, M. (2014). Effect of surface treatments on the bond strength of soft denture lining materials to an acrylic resin denture base. *J Prosthet Dent*, 112(4), 964-971.
- Gupta, A. D., Verma, A., Dubey, T., & Thakur, S. (2017). MAXILLOFACIAL PROSTHETICS PART-1: A REVIEW. *Int J Adv Res*, 5(10), 31-40.
- Haddad, M. F., Goiato, M. C., Santos, D. M., CREPALD, N. d., Pesqueira, A. A., & Bannwart, L. C. (2012). Bond strength between acrylic resin and maxillofacial silicone. *Journal of Applied Oral Science*, 20(6), 649-654.
- Hatamleh, M. M., & Watts, D. C. (2010). Bonding of maxillofacial silicone elastomers to an acrylic substrate. *Dental Materials*, 26, 387-395.
- Hatamleh, M. M., & Watts, D. C. (2010). Effects of Accelerated Artificial Daylight Aging on Bending Strength and Bonding of Glass Fibers in Fiber-Embedded Maxillofacial Silicone Prostheses. *Journal of Prosthodontics*, 19, 357-363.
- Hatamleh, M. M., & Watts, D. C. (2010). Mechanical properties and bonding of maxillofacial silicone elastomers. *Dental Materials*, 26, 185-191.
- Hatamleh, M. M., & Watts, D. C. (2011). Effects of Bond Primers on Bending Strength and Bonding of Glass Fibers in Fiber-Embedded Maxillofacial Silicone Prostheses. *Journal of Prosthodontics*, 20, 113-119.
- Hattori, M., Sumita, Y. I., Muthiah, L., Iwasaki, N., Takahashi, H., Aimaizhang, Y., . . . Taniguchi, H. (2014). Effect of fabrication process on the bond strength between silicone elastomer and acrylic resin for maxillofacial prosthesis. *Dental Materials Journal*, 33(1), 16-20.
- Huber, H., & Studer, S. P. (2002). Materials and techniques in maxillofacial prosthodontic rehabilitation. *Oral Maxillofacial Surg Clin N Am*, 14, 73-93.
- Ierardo, G., Luzzi, V., Lesti, M., Voza, I., Brugnoletti, O., Polimeni, A., & Bossù, M. (2017). Peek polymer in orthodontics: A pilot study on children. *J Clin Exp Dent*, 9(10), 1271-1275.
- Üstün, Ö., Özarslan, M. M., & Büyükkaplan, U. Ş. (2017). Restoratif Materyallerin Direncini Ölçen Mekanik Testler ve Klinik Etkileri. *Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics*, 3(3), 224-228.
- Jacobson, T. E., Chang, J. C., Keri, P. P., & Watanabe, L. G. (1988). Bond strength of 4-META acrylic resin denture base to cobalt chromium alloy. *THE JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY* 571, 60(5), 570-576.
- Jagger, D. C., Harrison, A., & Jandt, K. D. (1999). The reinforcement of dentures. *J Oral Rehabil*, 26, 185-194.
- Könönen, M., Rintanen, J., Waltimo, A., & Kempainen, P. (1995). Titanium framework removable partial denture used for patient allergic to other metals: A clinical

- report and literature review. *THE JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY*, 73(1), 4-7.
- Külünk, T., Külünk, Ş., & Saraç, D. (2017). Diş Hekimliği Uygulamalarında Polietereterketon. *Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics*, 3(3), 175-83.
- Karakoca, S., Aydın, C., Yılmaz, H., & Bal Turhan, B. (2010). Retrospective study of treatment outcomes with implant-retained extraoral prostheses: Survival rates and prosthetic complications. *J Prosthet Dent*, 103(2), 118-126.
- Kern, M., & Lehmann, F. (2012). Influence of surface conditioning on bonding to polyetheretherketon (PEEK). *Dent Mater*, 28(12), 1280-1283.
- Kersten, R. F., van Gaalen, S. M., de Gast, A., & Öner, C. F. (2015). Polyetheretherketone (PEEK) cages in cervical applications: a systematic review. *Spine J*, 15(6), 1446-1460.
- Keskin, H., & Özdemir, T. (1995). *Çene – Yüz Protezleri*. İstanbul: İ.Ü. Basımevi.
- Khamis, M. M., Medra, A., & Gauld, J. (2008). Clinical evaluation of a newly designed single-stage craniofacial implant: A pilot study. *J Prosthet Dent*, 100(5), 375-383.
- Kiat-amnuay, S., Gettleman, L., & Goldsmith, J. L. (2004). Effect of multi-adhesive layering on retention of extraoral maxillofacial silicone prostheses in vivo. *J Prosthet Dent*, 92(3), 294-298.
- Kiat-amnuay, S., Waters, P. J., Robert, D., & Gentleman, L. (2008). Adhesive retention of silicone and chlorinated polyethylene for maxillofacial prostheses. *J Prosthet*, 99(6), 483-488.
- Klur, T., Hasan, I., Ottersbach, K., Stark, H., Fichte, M., Dirk, C., & Bourauel, C. (2019). PEKK-made indirect temporary crowns and bridges: a clinical pilot study. *Clin Oral Invest*, 23(2), 771-778.
- Kosor Yerci, B., Artunç, C., & Şahan, H. (2015). Adhesive retention of experimental fiber-reinforced composite, orthodontic acrylic resin, and aliphatic urethane acrylate to silicone elastomer for maxillofacial prostheses. *J Prosthet Dent*, 114(1), 142-147.
- Koutouzis, T., Richardson, J., & Lundgren, T. (2011). Comparative soft and hard tissue responses to titanium and polymer healing abutments. *J Oral Implantol*, 36(Special Issue), 174-182.
- Kurtz, S. M., & Devine, J. N. (2007). PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*, 28(32), 4845-4869.
- Kutay, O. (1994). Comparison of tensile and peel bond strengths of resilient liners. *J Prosthet Dent*, 71(5), 525-531.
- Labriaga, W., Song, S.-Y., Park, J.-H., Ryu, J.-J., Lee, J.-Y., & Shin, S.-W. (2018). Effect of non-thermal plasma on the shear bond strength of resin cements to Polyetherketoneketone (PEKK). *J Adv Prosthodont* 2018, 10(6), 408-414.
- Lee, K.-S., Shin, J.-H., Kim, J.-E., Kim, J.-H., Lee, W.-C., Shin, S.-W., & Lee, J.-Y. (2017). Biomechanical Evaluation of a Tooth Restored with High Performance Polymer PEKK Post-Core System: A 3D Finite Element Analysis. *BioMed Research International*, 1373127.
- Lee, K.-S., Shin, S.-W., Lee, S.-P., Kim, J.-E., Kim, J.-H., & Lee, J.-Y. (2017). Comparative Evaluation of a Four-Implant-Supported Polyetherketoneketone Framework Prosthesis: A Three-Dimensional Finite Element Analysis Based on Cone Beam Computed Tomography and Computer-Aided Design. *Int J Prosthodont*, 30(6), 581-585.

- Louis, R. S., Torres Terán, J. F., & Cardín, V. G. (2016). Implant-supported nasal prosthesis. Clinical case report. *Revista Odontológica Mexicana*, 20(1), e44-e49.
- Luzi, F., Fenn, M., Christ, J., Kennedy, Z., Varga, T., Hughes, M. S., & Ortiz-Marrero, C. (2020). Application of entropy and signal energy for ultrasound-based classification of three-dimensional printed polyetherketoneketone components. *J. Acoust. Soc. Am.*, 148, 292-301.
- Münchow, E. A., & Bottino, M. C. (2017). Dental Adhesives: From Earlier Products to Bioactive and Smart Materials. K. L. Mittal, & F. M. Etzler içinde, *Adhesion in Pharmaceutical, Biomedical and Dental Fields* (s. 331-368). Scrivener Publishing.
- Mahajan, H., & Gupta, K. (2012). Maxillofacial Prosthetic Materials: A Literature Review. *Journal of Orofacial Research*, 2(2), 87-90.
- McMordie, R., & King, G. E. (1989). Evaluation of primers used for bonding silicone to denture base material. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 61(5), 636-639.
- Mishra, S., & Chowdhary, R. (2019). PEEK materials as an alternative to titanium in dental implants: A systematic review. *Clin Implant Dent Relat Res.*, 21(1), 208-222.
- Mitra, A. C. (2014). Maxillofacial prosthetic materials- an inclination towards silicones. *J Clin Diagn Res*, 8(12), ZE08–ZE13.
- Mittal, M., Anil Kumar, S., Sandhu, H. S., Iyer, S. R., & Ahuja, R. S. (2016). Comparative evaluation of the tensile bond strength of two silicone based denture liners with denture base resins. *Med J Armed Forces India*, 72(3), 258-264.
- Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S., & Tamaki, Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J*, 28, 44-56.
- Muhsin, S. A., Hatton, P. V., Johnson, A., Sereno, N., & Wood, D. J. (2019). Determination of Polyetheretherketone (PEEK) mechanical properties as a denture material. *Saudi Dent J.*, 31(3), 382-391.
- Najeeb, S., Zafar, M. S., Khurshid, Z., & Siddiqui, F. (2015). Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *Journal of Prosthodontic Research*, 60(1), 8.
- Nekora Azak, A., Evlioğlu, G., Tuncer, E., & Özdemir Karataş, M. (2012). İmplant destekli nazal epitezler ile adeziv ile tutunan nazal epitezlerin karşılaştırılması. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 39(3-4), 21-32.
- Nemli Karakoca, S., Aydın, C., Yilmaz, H., Bal Turhan, B., & Arici Kasko, Y. (2013). Quality of life of patients with implant- retained maxillofacial prostheses: A prospective and retrospective study. *J Prosthet Dent*, 109(1), 44-52.
- Nishigawa, K., Bando, E., & Nakano, M. (2001). Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism. *Journal of Oral Rehabilitation*, 28(5), 485-491.
- Nishimura, R. D., Roumanas, E., Moy, P. K., & Sugai, T. (1996). Nasal defects and osseointegrated implants: UCLA experience. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 76(6), 597-602.
- Nomura, T., Sato, J., Matsuura, M., Kawaguchi, K., Sekiguchi, R., Horie, A., & Seto, K. (2013). Lightweight acrylic resin facial prosthesis for maxillofacial defects: A fabrication and retention method. *J Prosthet Dent*, 110(4), 326-330.
- Oh, K. C., Park, J.-H., Lee, J.-h., & Moon, H. S. (2017). Treatment of a mandibular discontinuity defect by using a fibula free flap and an implant-supported fixed

- complete denture fabricated with a PEKK framework: A clinical report . *J Prosthet Dent*, 4.
- Ona, M., Takahashi, H., Sato, M., Igarashi, Y., & Wakabayashi, N. (2010). Effect of reactive adhesives on the tensile bond strength of polyvinyl siloxane impression materials to methyl methacrylate tray material. *Dental Materials Journal*, 29(3), 336-340.
- Ozyilmaz , O. Y., Kara, O., & Akin, C. (2021). Evaluation of various denture cleansers on color stability and surface topography of polyetherketoneketone, polyamide, and polymethylmethacrylate. *Microsc Res Tech*, 84(1), 3-11.
- Panayotov, I. V., Orti, V., Cuisinier, F., & Yachouh, J. (2016). Polyetheretherketone (PEEK) for medical applications. *J Mater Sci Mater Med*, 27, 118.
- Patel, H., Kumar, R., Ponnanna, A. A., Bithu, A. S., Shah, K., & Prajapati, S. (2015). The Effect of Primer on Bond Strength of Silicone Prosthetic Elastomer to Polymethylmethacrylate: An in vitro Study. *Journal*, 9(3), 38-42.
- Pehlivan, N., Karakoca Nemli, S., & Karacaer. (2011). Çene Yüz Protezleri ve Ekstraoral İmplantlar. *GÜ Diş Hek Fak Derg*, 28(2), 123-129.
- Petrovic, L., Pohle, D., Münstedt, H., Rechtenwald, T., Schlegel, K. A., & Rupprecht, S. (2006). Effect of betaTCP filled polyetheretherketone on osteoblast cell proliferation in vitro. *J Biomed Sci*, 13(1), 41-46.
- Phasuk, K., & Haug, S. P. (2018). Maxillofacial Prosthetics. *Oral Maxillofacial Surg Clin N Am*, 30, 487-497.
- Pinto, J. R., Mesquita, M. F., & de Arruda Nobilo, M. A. (2004). Evaluation of varying amounts of thermal cycling on bond strength and permanent deformation of two resilient denture liners. *J Prosthet Dent*, 92(3), 288-293.
- Polyzois, G., Stafford, D. G., & Winter, R. (1992). A study of some mechanical properties of an RTV polydimethylsiloxane for extraoral maxillofacial prostheses. *Clinical Materials*, 9, 21-29.
- Pramanik, S., & Kar, K. K. (2012). Functionalized Poly(ether ether ketone): Improved Mechanical Property and Acellular Bioactivity. *Journal of Applied Polymer Science*, 123, 1100-1111.
- Raszewski, Z. (2020). Acrylic resins in the CAD/CAM technology: A systematic literature review. *Dent Med Probl*, 57(4), 449-454.
- Rauch, A., Hahnel, S., Günther, E., Bidmon, W., & Schierz, O. (2020). Tooth-Colored CAD/CAM Materials for Application in 3-Unit Fixed Dental Prostheses in the Molar Area: An Illustrated Clinical Comparison. *Materials*, 13(24), 1-9.
- Reddy, R. J., Kumar, M. B., Ahila, S. C., & Rajendiran, S. (2015). Materials in maxillofacial prosthesis. *Journal of Indian Academy of Dental Specialist Researchers*, 2(1), 1-4.
- Ring, M. E. (1991). The History of Maxillofacial Prosthetics. 87.
- Rosentritt, M., Raab, P., Hahnel, S., Stöckle, M., & Preis, V. (2017). In-vitro performance of CAD/CAM-fabricated implant-supported temporary crowns. *Clin Oral Invest*, 21(8), 2581–2587.
- Sarac, D., Sarac, S. Y., Basoglu, T., Yapici, O., & Yuzbasioglu, E. (2006). The evaluation of microleakage and bond strength of a silicone-based resilient liner following denture base surface pretreatment. *J Prosthet Dent*, 95, 143-151.
- Sasuga, T., & Hagiwara, M. (1987). Radiation deterioration of several aromatic polymers under oxidative conditions. *Polymer*, 28(11), 1915-1921.
- Schwitalla, A., & Müller, W.-D. (2013). PEEK dental implants: a review of the literature. *J Oral Implantol*, 39(6), 743-749.

- Siddiqi, A., Payne, A. G., De Silva, R. K., & Duncan, W. J. (2011). Titanium allergy: could it affect dental implant integration? *Clin Oral Implants Res*, 22(7), 673-680.
- Silthampitag, P., Chaijareenont, P., Tattakorn, K., Banjongprasert, C., Takahashi, H., & Aarksornnukit, M. (2016). Effect of surface pretreatments on resin composite bonding to PEEK. *Dental Materials Journal*, 35(4), 668-674.
- Sipahi, C. (2006). İmplant destekli çene-yüz protezlerinde retansiyon prensipleri. *Gülhane Tıp Dergisi*, 48, 119-124.
- Smith, K., & Oatley, C. W. (1955). The scanning electron microscope and its fields of application. *British Journal of Applied Physics*, 6(11), 391-399.
- Song, C.-H., Choi, J.-W., Jeon, Y.-C., Jeong, C.-M., Lee, S.-H., Kang, E.-S., . . . Huh, J.-B. (2018). Comparison of the Microtensile Bond Strength of a Polyetherketoneketone (PEKK) Tooth Post Cemented with Various Surface Treatments and Various Resin Cements. *Materials*, 11, 1-14.
- Srinivasan, M., Kalberer, N., Maniewicz, S., & Müller, F. (2019). Implant-Retained Overdentures Using an Attachment with True-Alignment Correction: A Case Series. *Int J Prosthodont*, 32(6), 482-496.
- Stawarczyk, B., Beuer, F., Wimmer, T., Jahn, D., Sener, B., Roos, M., & Schmidlin, P. R. (2013). Polyetheretherketone-a suitable material for fixed dental prostheses? *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 101(7), 1209-1216.
- Stawarczyk, B., Eichberger, M., Uhrenbacher, J., Wimmer, T., Edelhoff, D., & Schmidlin, P. R. (2015). Three-unit reinforced polyetheretherketone composite FDPs: Influence of fabrication method on load-bearing capacity and failure types. *Dent Mater J*, 34(1), 7-12.
- Stawarczyk, B., Jordan, P., Schmidlin, P. R., Roos, M., Eichberger, M., Gernet, W., & Keul, C. (2014). PEEK surface treatment effects on tensile bond strength to veneering resins. *J Prosthet Dent*.
- Steinberg, E., Rath, E., Shlaifer, A., Chechik, O., Maman, E., & Salai, M. (2013). Carbon fiber reinforced PEEK Optima--a composite material biomechanical properties and wear/debris characteristics of CF-PEEK composites for orthopedic trauma implants. *J Mech Behav Biomed Mater*, 17, 221-228.
- Stutzman, R. D., & Stark, W. J. (2003). Surgical technique for suture fixation of an acrylic intraocular lens in the absence of capsule support. *J Cataract Refract Surg*, 29(9), 1658-1662.
- Sun, F., Shen, X., Zhou, N., Gao, Y., Guo, Y., Yang, X., & Wu, G. (2020). A speech bulb prosthesis for a soft palate defect with a polyetherketoneketone (PEKK) framework fabricated by multiple digital techniques: A clinical report. *J Prosthet Dent*, 124(4), 495-499.
- Surapaneni, H., Ariga, P., Haribabu, R., Ravi Sahnkar, Y., & Kumar, V. (2013). Comparative Evaluation of Tensile Bond Strength between Silicon Soft Liners and Processed Denture Base Resin Conditioned by Three Modes of Surface Treatment: An Invitro Study. *J Indian Prosthodont Soc*, 13(3), 274-280.
- Taft, R. M., Cameron, S. M., & Knudson, R. C. (1996). The effect of primers and surface characteristics on the adhesion-in-peel force of silicone elastomers bonded to resin materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 76(5), 515-518.
- Tanveer, W., Ridwan-Pramana, A., Molinero-Mourelle, P., Koolstra, J. H., & Forouzanfar, T. (2021). Systematic Review of Clinical Applications of CAD/CAM Technology for Craniofacial Implants Placement and Manufacturing of Nasal Prostheses. *Int. J. Environ. Res. Public Health*, 18, 3756.

- Tasopoulos, T., Chatziemmanouil, D., Kouveliotis, G., Karaiskou, G., Wang, J., & Zoidis, P. (2020). PEEK Maxillary Obturator Prosthesis Fabrication Using Intraoral Scanning, 3D Printing, and CAD/CAM. *Int J Prosthodont*, 33(3), 333-340.
- The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. (2017). *The Journal of prosthetic dentistry*, 117(5S), 1-105.
- Thomas, K. F. (1995). Freestanding magnetic retention for extraoral prosthesis with osseointegrated implants. *J Prosthet Dent*, 73(2), 162-165.
- Tjellström, A., Lindström, J., Nylén, O., Albrektsson, T., Brånemark, P. I., Birgersson, B., . . . Sylvén, C. (1981). The bone-anchored auricular episthesis. *Laryngoscope*, 91(5), 811-815.
- Tomenson, J. A., Carpenter, A. V., & Pemberton, M. A. (2005). Critical review of the epidemiology literature on the potential cancer risks of methyl methacrylate. *Int Arch Occup Environ Health*, 78(8), 603-612.
- Turgut, G., Sacak, B., Kıran, K., & Bas, L. (2009). Use of Rapid Prototyping in Prosthetic Auricular Restoration. *J Craniofac Surg*, 20(2), 321-325.
- Uhrenbacher, J., Schmidlin, P. R., Keul, C., Eichberger, M., Roos, M., Gernet, W., & Stawarczyk, B. (2014). The Effect of Surface Modification on the Retention Strength of Polyetheretherketone Crowns Adhesively Bonded to Dentin Abutment. *J Prosthet Dent*, 112(6), 1489-1497.
- Van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., Van Ende, A., Neves, A., & De Munck, J. (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials*, 26(2), 100-121.
- Van Noort, R. (2013). Testing bond strength: the case of dental biomaterials. *Joining and Assembly of Medical Materials and Devices*, 514-533.
- Villefort, R. F., Tribst, J. P., Dal Piva, A. M., Borges, A. L., Binda, N. C., de Almeida Ferreira, C. E., . . . von Zeidler, S. L. (2020). Stress distribution on different bar materials in implant-retained palatal obturator. *PLOS ONE*, 15(10), e0241589.
- Vince, G. H., Kraschi, J., Rauter, H., Stein, M., Grossauer, S., & Uhl, E. (2019). Comparison between autologous bone grafts and acrylic (PMMA) implants - A retrospective analysis of 286 cranioplasty procedures. *J Clin Neurosci*, 61, 205-209.
- Vincent, A., Kohlert, S., Kadakia, S., Sawhney, R., & Ducic, Y. (2019). Prosthetic Reconstruction of Orbital Defects. *Semin Plast Surg*, 33(2), 132-137.
- Wang, R. R., & Fenton, A. (1996). Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. *Quintessence Int*, 27(6), 401-408.
- Wazeh, A. M., El-Anwar, M. I., Atia, R. G., Mahjari, R. M., Linga, S. A., Al-Pakistani, L. M., & Yousief, S. A. (2018). 3D FEA Study On Implant Threading Role on Selection of Implant and Crown Materials. *J Med Sci*, 6(9), 1702-1706.
- Wichmann, N., Kern, M., Taylor, T., Wille, S., & Passia, N. (2020). Retention and wear of resin matrix attachments for implant overdentures. *J Mech Behav Biomed Mater*, 33, 103901.
- Wolf, B. H., Reitemeier, B. K., Schmidt, A. E., Richter, G. H., & Duncan, G. (2001). In vitro testing of the bond between soft materials used for maxillofacial prostheses and cast titanium. *J Prosthet Dent*, 85(4), 401-408.
- Wright, R. F., Zemnick, C., Wazen, J. j., & Asher, E. (2008). Osseointegrated Implants and Auricular Defects: A Case Series Study. *Journal of Prosthodontics*, 17, 468-475.

- Yanıkoglu, N., & Özdemir, H. (2017). Protetik Materyallerin Mekanik ve Yüzey Özelliklerini İnceleme Yöntemleri. *Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Tuorpkiciys*, 3(3), 203-209.
- Younis, M., Unkovskiy, A., Drexler, T., Qian, J., Wan, G., & Spintzyk, S. (2020). The impact of non-thermal plasma on the adhesion of polyetherketoneketone (PEKK) to a veneering composite system. *J Mech Behav Biomed Mater*, 112, 104065.
- Zeller, B., Stöckli, S., Zaugg, L. K., Astasov-Frauenhoffer, M., Hauser-Gerspach, I., Walimo, T., & Zitzmann, N. U. (2020). Biofilm formation on metal alloys, zirconia and polyetherketoneketone as implant materials in vivo. *Clin Oral Impl Res*, 31(11), 1078-1086.
- Zhang, F., zur Heide, C. M., Chevalier, J., Vleugelsb, J., Meerbeek, B. V., Wesemann, C., . . . Spies, B. C. (2020). Reliability of an injection-moulded two-piece zirconia implant with PEKK abutment after long-term thermo-mechanical loading. *J Mech Behav Biomedl Mater*(110), 103967.
- Zoidis, P., Bakiri, E., & Polyzois, G. (2017). Using modified polyetheretherketone (PEEK) as an alternative material for endocrown restorations: A short-term clinical report. *J Prosthet Dent* ., 117(3), 335-339.
- Zoidis, P., Bakiri, E., Papathanasiou, I., & Zappi, A. (2017). Modified PEEK as an alternative crown framework material for weak abutment teeth: a case report. *Gen Dent*, 65(5), 37-40.
- Zoidis, P., Papathanasiou, I., & Polyzois, G. (2016). The Use of a Modified Poly-Ether-Ether-Ketone (PEEK) as an Alternative Framework Material for Removable Dental Prostheses. A Clinical Report. *J Prosthodont.*, 25(7), 580-584.
- Zok , F. W., & Miserez, A. (2007). Property maps for abrasion resistance of materials. *Acta Mater*, 55(18), 6365-6371.

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

YÜKSEK PERFORMANSLI POLİMERLERİN MAKSİLLOFASİYAL SİLİKON İLE BAĞLANTI DAYANIMININ İNCELENMESİ

ORJİNALLİK RAPORU

% 7	% 6	% 4	% 3
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	nek.istanbul.edu.tr:4444 İnternet Kaynağı	% 1
2	onlinelibrary.wiley.com İnternet Kaynağı	% 1
3	Sławomir Miechowicz, Wiktoria Wojnarowska, Sławomir Majkut, Jolanta Trybulec et al. "Method of designing and manufacturing craniofacial soft tissue prostheses using Additive Manufacturing: A case study", Biocybernetics and Biomedical Engineering, 2021 Yayın	% 1
4	docplayer.biz.tr İnternet Kaynağı	% 1
5	Submitted to Canakkale Onsekiz Mart University Öğrenci Ödevi	<% 1
6	www.gecekitapligi.com İnternet Kaynağı	<% 1