SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ GÜLHANE DİŞ HEKİMLİĞİ SAĞLIK UYGULAMA VE ARAŞTIRMA MERKEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

MAKSİLLOFASİYAL PROTEZLERİN YAPIMINDA KULLANILAN SİLİKONLARIN POLİMERİZASYON VE ÜÇ BOYUTLU YAZICI YÖNTEMLERİ İLE ÜRETİLMİŞ FARKLI REZİN ALTYAPI MALZEMELERİNE BAĞLANTI DAYANIMININ İNCELENMESİ

Dt. Berna ÖZCAN

(DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ)

ANKARA 2024

SAĞLIK BİLİMLERİ ÜNİVERSİTESİ GÜLHANE DİŞ HEKİMLİĞİ SAĞLIK UYGULAMA VE ARAŞTIRMA MERKEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

MAKSİLLOFASİYAL PROTEZLERİN YAPIMINDA KULLANILAN SİLİKONLARIN POLİMERİZASYON VE ÜÇ BOYUTLU YAZICI YÖNTEMLERİ İLE ÜRETİLMİŞ FARKLI REZİN ALTYAPI MALZEMELERİNE BAĞLANTI DAYANIMININ İNCELENMESİ

Dt. Berna ÖZCAN

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Tuğgen ÖZCİVELEK

(DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ)

ANKARA 2024

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez sürecimde değerli bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, akademik ve klinik uygulamalarda bana yol gösteren, hep yanımda hissettiğim çok kıymetli danışman hocam Dr. Öğr. Üyesi Tuğgen ÖZCİVELEK'e;

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, destek olup daima yol gösteren sevgili hocalarım Prof. Dr. Osman Cumhur SİPAHİ'ye, Prof. Dr. Simel AYYILDIZ'a, Prof. Dr. Cem ŞAHİN'e, Doç. Dr. Ahmet Kürşad ÇULHAOĞLU'na, Doç. Dr. Ülkü Tuğba KALYONCUOĞLU'na ve Dr. Öğr. Üyesi Bahadır EZMEK'e;

Uzmanlık eğitimim boyunca teorik ve pratik bilgilerini benimle paylaşan SBÜ Gülhane Diş Hekimliği Protetik Diş Tedavisi ABD öğretim üyelerine;

Tezimin laboratuvar aşamalarında her türlü yardımı ve desteği veren Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvar çalışanlarına;

Araştırmamın yürütülmesine olanak sağlayan Sağlık Bilimleri Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü'ne, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Merkez Laboratuvarı'na ve Tübitak Bursa Test ve Analiz Laboratuvarı'na;

Uzmanlık eğitimim boyunca beraber çalıştığım, güzel anılar biriktirdiğim, desteklerini ve iyi niyetlerini her zaman hissettiğim canım arkadaşlarım Gamze MUTLU, Ayşenur KARA, Barış SÖZÜÖZ, Melek Almıla ERDOĞAN, Ahmet NARİN, Abdullah ÖZGÜR, Ceylan AKDOĞAN, Süheyla ESEN başta olmak üzere tüm asistan arkadaşlarıma;

Tüm hayatımda olduğu gibi tez sürecimde de beni destekleyen, motive eden, sevgilerinden ve varlıklarından güç aldığım canım aileme;

Tez sürecim boyunca önerileri ve yardımlarıyla desteğini hep hissettiğim, sevgisiyle her zaman yanımda olan, beni motive eden yol arkadaşım sevgili eşim Hakan ÖZCAN'a ve bir tanecik kızımız Nehir ÖZCAN'a teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR İ

İÇİNDEKİLER İİ

ÖZET Vİ

ABSTRACT Vİİİ

SİMGELER VE KISALTMALAR X

TABLO LİSTESİ Xİ

ŞEKİL LİSTESİ Xİİİ

1.GİRİŞ VE AMAÇ 1

2.GENEL BİLGİLER 3

2.1. MAKSİLLOFASİYAL PROTEZLERİN TARİHÇESİ 3

2.2. MAKSİLLOFASİYAL PROTEZ TİPLERİ VE RETANSİYON 4

2.3. MAKSİLLOFASİYAL PROTEZLERİN YAPIMINDA KULLANILAN MALZEMELERDE BULUNMASI GEREKEN ÖZELLİKLER 5

2.3.1. Fiziksel ve Mekanik Özellikler 5

2.3.2. Uygulama Özellikleri 6

2.3.3. Biyolojik Özellikler 6

2.4 MAKSİLLOFASİYAL PROTEZLERİN YAPIMINDA KULLANILAN MALZEMELER 7

2.4.1. Akrilik Rezinler 7

2.4.1.1. Isı ile polimerize olan akrilik rezinler: 8

2.4.1.2. Kimyasal polimerize olan akrilik rezinler: 9

2.4.1.3. Işık ile polimerize olan akrilik rezinler: 9

2.4.1.4. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan rezinler: 9

2.4.2. Akrilik Kopolimerler 10

2.4.3. Polivinil Klorür ve Kopolimer 10

2.4.4. Klorlu Polietilen 10

2.4.5. Poliüretan Elastomerler 11

2.4.6. Silikon Blok Kopolimerler 11

2.4.7. Polifosfazenler 11

2.4.8. Köpüren Silikonlar 11
2.4.9. Sifenilenler 11
2.4.10. Silikon Elastomerler 12
2.4.10.1. Oda sıcaklığında vulkanize olan silikonlar: 13
2.4.10.2. Yüksek sıcaklıkta vulkanize olan silikonlar: 13
2.5. YARI KRİSTAL TERMOPLASTİKLER 14
2.5.1. Poliarileterketon Ailesi 14
2.5.1.1. Polietereterketon (PEEK): 14
2.5.1.2. Polieterketonketon (PEKK): 14
2.6. ADEZİV SİSTEMLER 14
2.7. SİLİKON ELASTOMER VE AKRİLİK REZİN BAĞLANTISININ DEĞERLENDİRİLMESİ 15
2.8. MAKSİLLOFASİYAL PROTEZLERİN YAPAY YAŞLANDIRILMASI 16
2.9. DİJİTAL DİŞ HEKİMLİĞİ VE 3B YAZICILAR 17
2.9.1. Üç Boyutlu (3B) Yazıcılar 17
2.9.1.1. Toz yataklı füzyon birleştirme (PBF) 19
2.9.1.2. Işıkla kürleme 19
2.9.1.2.1. Stereolitografi (SLA) 20
2.9.1.2.2. Dijital ışık işleme (DLP) 20
2.9.1.2.3. Likit kristal ekran (LCD) 20
2.9.1.2.4. Sprey baskı (PJ) 20
2.9.1.3. Erimiş biriktirme modellemesi (FDM) 21
2.9.2 Maksillofasiyal Protezler ve 3B Yazıcılar 21
2.9.2.1. 3B yazıcılarda kullanılan polimerler 22
3.GEREÇ VE YÖNTEMLER 25
3.1. ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI 28
3.1.1. Altyapı Örneklerin Üretilmesi 30
3.1.1.1. Konvansiyonel yöntemle üretilen akrilik rezin örnekler 30
3.1.1.1.1. Kimyasal polimerize olan şeffaf renkli akrilik rezin örnekler 32
3.1.1.1.2. Isı ile polimerize olan şeffaf ve pembe renkli akrilik rezin örnekler 33
3.1.1.2. Üç boyutlu yazıcı ile üretilen örnekler 33

3.1.1.2.1. Likit kristal ekran (LCD) teknolojisi ile üretilen örnekler 34
3.1.1.2.2. Erimiş Biriktirme Modelleme (FDM) teknolojisi ile üretilen örnekler 35
3.1.2. Altyapı Örnekler ile Silikon Elastomerin Bağlantısı 37
3.2. ÖRNEKLERİN YAPAY YAŞLANDIRILMASI 40
3.3. SOYULMA TESTİ 41
3.4. BAĞLANTI YÜZEYİNİN İNCELENMESİ 42
3.5. İSTATİKSEL ANALİZ 43
4.BULGULAR 44
4.1. SOYULMA TESTİ SONUÇLARI 44
4.2. SOYULMA TESTİ SONRASI ÖRNEKLERİN İNCELENMESİ 57
4.2.1. Yapay Yaşlandırma Uygulanmamış Örneklerde Görülen Başarısızlık Tipleri 59
4.2.1.1. Kimyasal polimerize olan şeffaf renkli akrilik rezin (KPSA) 60
4.2.1.2. Isı ile polimerize olan şeffaf renkli akrilik rezin (IPSA) 60
4.2.1.3. Isı ile polimerize olan pembe renkli akrilik rezin (IPPA) 61
4.2.1.4. Üç boyutlu yazıcıdan üretilmiş cerrahi kılavuz rezini (CKR) 61
4.2.1.5. Üç boyutlu yazıcıdan üretilmiş kaide rezini (KR) 62
4.2.1.6. Üç boyutlu yazıcıdan üretilmiş polieterketonketon (PEKK) 63
4.2.1.7. Üç boyutlu yazıcıdan üretilmiş polietereterketon (PEEK) 63
4.2.2. Yapay Yaşlandırma Uygulanmış Örneklerde Görülen Başarısızlık Tipleri 64
4.2.2.1. Yapay yaşlandırma uygulanmış kimyasal polimerize olan şeffaf renkli akrilik rezin (YKPSA) 64
4.2.2.2. Yapay yaşlandırma uygulanmış ısı ile polimerize olan şeffaf renkli akrilik rezin (YIPSA) 65
4.2.2.3. Yapay yaşlandırma uygulanmış ısı ile polimerize olan pembe renkli akrilik rezin (YIPPA) 66
4.2.2.4. Yapay yaşlandırma uygulanmış üç boyutlu yazıcıdan üretilmiş cerrahi kılavuz rezini (YCKR) 66
4.2.2.5. Yapay yaşlandırma uygulanmış üç boyutlu yazıcıdan üretilmiş kaide rezini (YKR) 67

4.2.2.7. Yapay yaşlandırma uygulanmış üç boyutlu yazıcıdan üretilmiş polietereterketon (YPEEK) 69

5.TARTIŞMA 70

6.SONUÇLAR 85

KAYNAKLAR 86

ÖZET

MAKSİLLOFASİYAL PROTEZLERİN YAPIMINDA KULLANILAN SİLİKONLARIN POLİMERİZASYON VE ÜÇ BOYUTLU YAZICI YÖNTEMLERİ İLE ÜRETİLMİŞ FARKLI REZİN ALTYAPI MALZEMELERİNE BAĞLANTI DAYANIMININ İNCELENMESİ

Amaç: Ekstraoral maksillofasiyal protezler, proteze rijit destek sağlayan akrilik altyapının üzerini kaplayan, yumuşak doku görünümünde silikon elastomerlerden oluşur. Silikon elastomer-altyapı arasındaki bağlantı protezin başarısında önemlidir. Çalışmada farklı polimerizasyon ve üç boyutlu yazıcı(3B) ile üretilmiş yedi rezin altyapının silikon elastomere bağlantısı, yapay yaşlandırmanın etkisi incelendi. Altyapı üretiminde güncel dijital malzemelerin konvansiyonel malzemelere alternatif kullanımının araştırılması amaçlandı.

Gereç ve Yöntem: Örneklerin hazırlanmasında kimyasal polimerize şeffaf akrilik rezin(KPSA), ısı ile polimerize şeffaf(IPSA) ve pembe akrilik rezin(IPPA), 3B cerrahi kılavuz rezini(CKR), kaide rezini(KR), polieterketonketon(PEKK), polietereterketon(PEEK) olmak üzere 7 farklı altyapı malzemesi, silikon elastomer kullanıldı. Her altyapı malzemesinden 10 adet, toplam 70 örnek ASTM-D903-98 standartlarına göre hazırlanarak yarısına soyulma testi yapıldı. Diğer yarısına yapay yaşlandırma sonrası soyulma testi yapıldı. Ölçülen bağlantı dayanımı verisi iki yönlü varyans analizi ve post hoc Bonferroni testi ile değerlendirildi. Bağlantı yüzeyleri konfokal mikroskopta incelendi.

Bulgular: Soyulma testi sonrası ortalama bağlantı dayanımı (N/mm) örneklerde sırasıyla IPSA (7,1600), IPPA (6,5108), KR (6,4294), KPSA (5,7826), CKR (5,3783), PEEK (0,9556), PEKK (0,1912), YCKR (3,1828), YKR (2,7568), YIPPA (2,3062), YIPSA (0,2658), YKPSA (0,1336), YPEEK (0,0797), YPEKK (0,0532) ölçüldü. Bağlantı yüzeylerinde adeziv, karışık, koheziv başarısızlık gözlendi. İki yönlü varyans analizi sonucuna göre farklı altyapı kullanımının, yapay yaşlandırma uygulanmasının ve bu ikisi arasındaki etkileşimin bağlantı dayanımına etkisi anlamlı bulundu(sırasıyla $p<0.001$, $p<0.001$, $p<0.001$). Bağlantı dayanımı KPSA, IPSA, IPPA, CKR, KR gruplarında benzer bulundu($p>0.05$). PEEK, PEKK gruplarında

benzer($p>0.05$) ancak diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde düşüktü($p<0.05$). Bağlantı dayanımı YCKR, YKR gruplarında YKPSA, YIPSA, YPEKK, YPEEK gruplarından anlamlı düzeyde yüksek ölçüldü($p<0.05$). PEKK, PEEK dışındaki altyapı türlerinde yapay yaşlandırmanın bağlantı dayanımını düşürdüğü görüldü($p<0.05$).

Sonuç: Silikon elastomer-altyapı bağlantısı altyapının farklı polimerizasyon veya 3B üretilmesinden ve yapay yaşlandırma uygulanmasından etkilendi. 3B üretilen CKR ve KR'nin maksillofasiyal protezlerde altyapı malzemesi olarak kullanımı avantaj sağlayabilir. 3B üretilen PEEK ve PEKK'in maksillofasiyal protezlerde altyapı olarak kullanılabilmeleri için bağlantı dayanımını geliştirmeye yönelik ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

Anahtar Kelimeler: Maksillofasiyal protez, silikon elastomerler, dijital teknoloji, yapay yaşlandırma, soyulma testi

ABSTRACT

INVESTIGATION OF THE BOND STRENGTH OF SILICONES TO DIFFERENT RESIN SUBSTRUCTURE MATERIALS PRODUCED BY POLYMERIZATION AND THREE-DIMENSIONAL PRINTING METHODS USED IN THE CONSTRUCTION OF MAXILLOFACIAL PROSTHESES

Aim: Extraoral maxillofacial prostheses consist of a rigid acrylic substructure providing support to the silicone elastomer. The bond between the silicone elastomer and the substructure is critical for success. In this study, the bond strength between silicone elastomer and seven resin substructures, produced with different polymerisation and three-dimensional printing (3D) methods, and the effect of artificial aging were investigated. It was aimed to investigate the use of current digital materials as an alternative to conventional materials in substructure production.

Materials and Method: Seven different substructure materials, including chemically polymerised clear acrylic resin(KPSA), heat polymerised clear acrylic resin(IPSA) and pink acrylic resin(IPPA), 3D surgical guide resin (CKR), Denture base resin(KR), polyetheretherketone (PEKK), polyetheretheretherketone (PEEK) and silicone elastomer were used to prepare samples. A total of 70 samples, 10 of each material, were prepared according to ASTM-D903-98 standards and peel test was performed on half of them. The other half was subjected to peel test following artificial aging. The calculated peel bond strength data were analysed by two-way analysis of variance and post hoc Bonferroni test. The bond surfaces were examined under confocal microscope.

Results: The mean bond strength(N/mm) after the peel test was measured in the samples as IPSA (7.1600), IPPA (6.5108), KR (6.4294), KPSA (5.7826), CKR (5, 3783), PEEK (0.9556), PEKK (0.1912), YCKR (3.1828), YKR (2.7568), YIPPA (2.3062), YIPSA (0.2658), YKPSA (0.1336), YPEEK (0.0797), YPEKK (0.0532). Adhesive, mixed, cohesive failures were observed on the bonding surfaces. According to the results of two-way analysis of variance, the effect of using different substructures, applying artificial aging and the interaction between these two were found to be significant($p<0.001$, $p<0.001$, $p<0.001$, $p<0.001$, respectively). The bond

strength was similar in KPSA, IPSA, IPPA, CKR, KR groups($p>0.05$). It was similar in PEEK, PEKK groups($p>0.05$) but statistically significantly lower than the other groups($p<0.05$). Bond strength was significantly higher in YCKR, YKR groups than YKPSA, YIPSA, YPEKK, YPEEK groups($p<0.05$). Artificial aging decreased the bond strength in all substructure types except PEKK, PEEK($p<0.05$).

Conclusion: The silicone elastomer-substructure bond was affected by the fabrication of the substructure using different polymerization or 3D printing methods and the application of artificial aging. The use of 3D fabricated CKR and KR as substructure materials in maxillofacial prostheses may provide advantages. Further studies are needed to improve the bond strength of 3D fabricated PEEK and PEKK to use them as substructures in maxillofacial prostheses.

Keywords: Maxillofacial prosthesis, silicone elastomers, digital technology, artificial aging, peel test

SİMGELER VE KISALTMALAR

CAD/CAM: Computer aided design/Computer aided manufacturing

DLP: Digital light processing

LCD: Liquid crystal display

PEEK: Polietereterketon

PEKK: Polieterketonketon

PJ: Photo jet

PMMA: Polimetilmetakrilat

SLA: Stereolithography

SLS: Selective laser sintering

3B: Üç boyutlu

TABLO LİSTESİ

Tablo 3. 1. Yapay yaşlandırma uygulanmamış çalışma gruplarının tanımlanması 26
Tablo 3. 2. Yapay yaşlandırma uygulanmış çalışma gruplarının tanımlanması 27
Tablo 3. 3. Çalışmada örnek üretiminde kullanılan malzemeler ve cihazlar 29
Tablo 3. 4. Deneylerde kullanılan cihazlar 30
Tablo 4. 1. Silikon elastomer-Kimyasal polimerize olan şeffaf renkli akrilik rezin 44
Tablo 4. 2. Silikon elastomer-Isı ile polimerize olan şeffaf renkli akrilik rezin 44
Tablo 4. 3. Silikon elastomer-Isı ile polimerize olan pembe renkli akrilik rezin 45
Tablo 4. 4. Silikon elastomer-Üç boyutlu cerrahi kılavuz rezini 45
Tablo 4. 5. Silikon elastomer- Üç boyutlu kaide rezini 45
Tablo 4. 6. Silikon elastomer-Polieterketonketon 46
Tablo 4. 7. Silikon elastomer-Polietereterketon 46
Tablo 4. 8. Yapay yaşlandırma uygulanmış silikon elastomer-Kimyasal polimerize olan şeffaf renkli akrilik rezin 47
Tablo 4. 9. Yapay yaşlandırma uygulanmış silikon elastomer-Isı ile polimerize olan şeffaf renkli akrilik rezin 47
Tablo 4. 10. Yapay yaşlandırma uygulanmış silikon elastomer-Isı ile polimerize olan pembe renkli akrilik rezin 48
Tablo 4. 11. Yapay yaşlandırma uygulanmış silikon elastomer- Üç boyutlu cerrahi kılavuz rezini 48
Tablo 4. 12. Yapay yaşlandırma uygulanmış silikon elastomer-Üç boyutlu kaide rezini 49
Tablo 4. 13. Yapay yaşlandırma uygulanmış silikon elastomer-Polieterketonketon 49
Tablo 4. 14. Yapay yaşlandırma uygulanmış silikon elastomer-Polietereterketon 50
Tablo 4. 15. Yapay yaşlandırma uygulanmamış örneklerin bağlantı dayanımının (N/mm) aritmetik ortalama, ortanca, alt ve üst sınır değerleri 50
Tablo 4. 16. Yapay yaşlandırma uygulanmış örneklerin bağlantı dayanımının aritmetik ortalama, ortanca, alt ve üst sınır değerleri 51
Tablo 4. 17. Yapay yaşlandırma uygulanmamış grupların ikili karşılaştırma sonuçları 52
Tablo 4. 18. Yapay yaşlandırma uygulanmış grupların ikili karşılaştırma sonuçları 53

Tablo 4. 19. Altyapı türü ve yapay yaşlandırma uygulanmasının bağlantı dayanımına etkisi 55
Tablo 4. 20. Yapay yaşlandırma uygulanmamış gruplarda başarısızlık tipleri 59
Tablo 4. 21. Yapay yaşlandırma uygulanmış gruplarda başarısızlık tipleri 59

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 2. 1. Maksillofasiyal protez yapımında kullanılan malzemeler 7
Şekil 2. 2. Soyulma testinin şematik çizimi 16
Şekil 3. 1. Soyulma testi örneği, Rezin altyapının uzunluğu (A)=75mm, Bağlanmış silikon (B)=25mm, Serbest silikon (C)=50mm, Silikon elastomer ve rezin altyapının genişlikleri (D)=10mm, Silikon elastomer ve rezin altyapının kalınlıkları (E)=6mm 28
Şekil 3. 2. Paslanmaz çelik kalıp ve mum örnekler 31
Şekil 3. 3. Muflanın alt parçasına gömülmüş mum objeler 31
Şekil 3. 4. Mum atımı sonrası açılmış mufla 32
Şekil 3. 5. Kimyasal polimerize olan şeffaf akrilik rezin örnekler 32
Şekil 3. 6. Isı ile polimerize olan şeffaf renkli akrilik rezin örnekler 33
Şekil 3. 7. Isı ile polimerize olan pembe renkli akrilik rezin örnekler 33
Şekil 3. 8. Free Shape 120 Printer, Ackuretta üç boyutlu yazıcı 34
Şekil 3. 9. Ultrasonik temizleyici ve ultraviyole kürleme cihazı 34
Şekil 3. 10. Üç boyutlu yazıcıdan üretilmiş cerrahi kılavuz rezini örnekler 35
Şekil 3. 11. Üç boyutlu yazıcıdan üretilmiş kaide rezini örnekler 35
Şekil 3. 12. Creatbot Peek-300 üç boyutlu yazıcı 35
Şekil 3. 13. Üç boyutlu yazıcıdan üretilmiş polieterketonketon örnekler 36
Şekil 3. 14. Üç boyutlu yazıcıdan üretilmiş polietereterketon örnekler 36
Şekil 3. 15. Zımparalama-Parlatma cihazı 36
Şekil 3. 16.A: G611 Platinum Primer B: M511 Silikon Rubber 37
Şekil 3. 17.A: Teflon bant ile izolasyon B: Altyapı ve mum örneklerin sabitlenmesi 38
Şekil 3. 18.A: Aseton ile yüzeyin temizlenmesi B: Platin primer uygulanması 38
Şekil 3. 19.Silikon elastomerin uygun oranda karıştırılması 39
Şekil 3. 20. Silikon elastomerin altyapı örnekler üzerine yerleştirilmesi 39
Şekil 3. 21. 100ºC kuru hava ortamında polimerizasyonun 1 saatte tamamlanması 39
Şekil 3. 22. Örnekler 40
Şekil 3. 23. Yapay yaşlandırma kabini ve örnekler 40
Şekil 3. 24. Yapay yaşlandırma uygulanmış örnekler 41
Şekil 3. 25. Silikon elastomerin altyapıdan çekilmesi, soyulma testi 41

Şekil 3. 26. Konfokal mikroskop, Zeiss Smartproof 5, Carl Zeiss 42
Şekil 4. 1. Soyulma bağlantı dayanımı(N/mm) değerlerinin altyapı türlerine göre dağılımlarını gösteren kutu grafikleri 56
Şekil 4. 2. Maksimum kuvvet(N) değerlerinin altyapı türlerine göre dağılımlarını gösteren kutu grafikler 56
Şekil 4. 3. Silikon elastomerde görülen uzama miktarı(mm) değerlerinin altyapı türlerine göre dağılımlarını gösteren kutu grafikleri 57
Şekil 4. 4. Her alt grupta görülen başarısızlık tipleri 58
Şekil 4. 5. Tüm gruplarda görülen başarısızlık tipleri 58
Şekil 4. 6. Kimyasal polimerize olan şeffaf renkli akrilik rezin örneklerin bağlantı yüzeyleri A: Karışık başarısızlık B: Adeziv başarısızlık 60
Şekil 4. 7. Isı ile polimerize olan şeffaf renkli akrilik rezin örneklerin bağlantı yüzeyi, karışık başarısızlık 60
Şekil 4. 8. Isı ile polimerize olan pembe renkli akrilik rezin örneklerin bağlantı yüzeyi, karışık başarısızlık 61
Şekil 4. 9. Üç boyutlu yazıcıdan üretilmiş cerrahi kılavuz rezini örneklerin bağlantı yüzeyleri A: Karışık başarısızlık B: Koheziv başarısızlık 61
Şekil 4. 10. Üç boyutlu yazıcıdan üretilmiş kaide rezini örneklerin bağlantı yüzeyleri, A: Karışık başarısızlık B: Koheziv başarısızlık 62
Şekil 4. 11. Üç boyutlu yazıcıdan üretilmiş PEKK örneklerin bağlantı yüzeyleri, A: Adeziv başarısızlık B: Karışık başarısızlık 63
Şekil 4. 12. Üç boyutlu yazıcıdan üretilmiş PEEK örneklerin bağlantı yüzeyinde görülen adeziv başarısızlık 63
Şekil 4. 13. Yapay yaşlandırma uygulanmış kimyasal polimerize olan şeffaf renkli akrilik rezin örneklerin bağlantı yüzeyleri A: Adeziv başarısızlık B: Karışık başarısızlık 64
Şekil 4. 14. Yapay yaşlandırma uygulanmış ısı ile polimerize olan şeffaf renkli akrilik rezin örneklerin bağlantı yüzeyleri A: Adeziv başarısızlık B: Karışık başarısızlık 65
Şekil 4. 15. Yapay yaşlandırma uygulanmış ısı ile polimerize olan pembe renkli akrilik rezin örneklerin bağlantı yüzeyi, karışık başarısızlık 66
Şekil 4. 16. Yapay yaşlandırma uygulanmış üç boyutlu yazıcıdan üretilmiş cerrahi kılavuz rezini örneklerin bağlantı yüzeyindeki karışık başarısızlık 66

Şekil 4. 17. Yapay yaşlandırma uygulanmış üç boyutlu yazıcıdan üretilmiş kaide rezini örneklerin bağlantı yüzeyindeki karışık başarısızlık 67
Şekil 4. 18. Yapay yaşlandırma uygulanmış üç boyutlu yazıcıdan üretilmiş PEKK örneklerin bağlantı yüzeyleri A: Adeziv başarısızlık B: Karışık başarısızlık 68
Şekil 4. 19. Yapay yaşlandırma uygulanmış üç boyutlu yazıcıdan üretilmiş PEEK örneklerin bağlantı yüzeyleri A: Adeziv başarısızlık B: Karışık başarısızlık 69

1.GİRİŞ VE AMAÇ

Cerrahi müdahale, travma, gelişimsel ya da konjenital malformasyonlar sonucu stomatognatik yapılarda veya ilgili fasiyal komponentlerde görülen eksiklik veya bozukluklara maksillofasiyal defekt denir (1,2). Maksillofasiyal defektler hastalarda estetik ve fonksiyonel problemlere sebep olmakla birlikte endişe, özgüven eksikliği, sosyal yetersizlik, psikolojik bozukluk ve toplumdan uzaklaşma gibi problemlere yol açabilir (2). Bu yüzden defektlerin rehabilitasyonu hastaların topluma geri kazandırılmasında önemlidir. Maksillofasiyal defektler cerrahi rekonstrüksiyonun kontrendike veya yetersiz olduğu durumlarda maksillofasiyal protezler ile anatomik, kozmetik, fonksiyonel olarak restore edilir (3–5). Maksillofasiyal protez yapımında kullanılan başlıca malzemeler akrilik rezinler, akrilik kopolimerler, polivinil klorit ve kopolimerleri, poliüretan esaslı elastomerler ve silikon elastomerlerdir (4–6). Mevcut malzemeler klinik kullanımda mükemmel özellikler sergilemediğinden malzemelerin geliştirilmeleri ve alternatif yeni malzemelerin kullanımı için araştırmalar devam etmektedir (5).

Ekstraoral maksillofasiyal protezlerin tutuculuğu anatomik doku andırkatlarından yararlanarak, gözlüğe tutturularak, cilt adezivleri uygulanarak ya da implant destekli hassas tutucular ile sağlanır (1,2,7–15). Silikon elastomer esnek olduğu için büyük defektlerde silikon elastomerin desteklenmesi veya implant destekli ekstraoral maksillofasiyal protezlerde hassas tutucuların dişi parçasının proteze tutturulabilmesi için rijit bir altyapının kullanımı gerekebilir (2,7,15–17). Rijit altyapı kimyasal polimerize olan akrilik rezin, ısıyla polimerize olan akrilik rezin veya ışıkla polimerize edilmiş kompozit rezin gibi çeşitli malzemelerden üretilebilmektedir (18). Bu altyapı silikon elastomere adeziv primeri ile bağlanmaktadır (2). Silikon elastomer ve rijit altyapı bağlantısı maksillofasiyal protezin klinik başarısında kritik öneme sahiptir (19). Altyapı malzemesinin iyileştirilmesi protezin idamesini, restorasyonun dayanıklılığını ve başarıyı olumlu etkiler (18).

Akrilik rezinler adezivler ile uyumlu, kenar sınırlarında ince ve kesintisiz geçişler elde edilebilen, renklendirilebilen, rijit yapıda, ulaşılması ve uygulaması kolay, dayanıklı malzemeler olduklarından silikon elastomer yapıya destek sağlaması

için sıklıkla altyapı olarak kullanılır (7,10). Buna karşın silikondan kolay ayrılması, mikrobiyal kolonizasyona elverişli yüzeye sahip olması gibi çeşitli dezavantajları bulunur (5,20). Teknolojinin gelişmesi ile yeni malzemeler keşfedilmektedir. Polietereterketon (PEEK) ve polieterketonketon (PEKK), poliarileterketon ailesinden mükemmel mekanik özelliklere sahip termoplastik polimerlerdir. Diş hekimliğinde hareketli ve sabit protezlerde altyapı, kanal içi post, implant malzemesi ve implant üstü protezlerde dayanak olmak üzere çeşitli alanlarda kullanılır (21). PEEK ve PEKK kimyasal olarak inert, uygun mekanik özelliklere sahip, biyouyumlu polimerler olduklarından maksillofasiyal protezlerde alternatif bir altyapı olarak kullanılması düşünülebilir (21–23). Dijital diş hekimliğindeki gelişmelerle birlikte hızlı, daha düşük maliyetli, kullanımı kolay ve eksiltmeli üretime kıyasla daha az artık malzeme bırakan üç boyutlu (3B) yazıcıların kullanımı gündeme gelmektedir. Bu yazıcılar ile metal, termoplastik polimer, ışığa duyarlı rezin, seramik gibi çeşitli malzemelerden üretim yapılabilir (24). Diş modelleri, kaide malzemeleri, cerrahi kılavuzlar, geçici restorasyonlar, oklüzal splintler üretilir. Kaide malzemesi olarak kullanılan rezin ve cerrahi kılavuz rezininin biyouyumlu, uzun ömürlü, yeterli mekanik özelliklere sahip olmaları sebebiyle maksillofasiyal protezlerde altyapı olarak kullanılmaları düşünülebilir (24,25).

Bu çalışma ile mekanik ve biyolojik olarak üstün özellikli yeni malzemelerin kullanım alanlarının ve klinik kullanımda alternatif olabilecek malzemelerin araştırılması doğrultusunda, farklı malzemelerin silikon elastomer ile bağlantısının incelenmesi amaçlanmıştır. Çalışma kapsamında ekstraoral maksillofasiyal protezlerin üretiminde kullanılan silikon elastomerin kimyasal polimerize olan akrilik rezin, ısıyla polimerize olan akrilik rezin, 3B yazıcıdan eklemeli yöntemle üretilmiş kaide rezini, cerrahi kılavuz rezini, PEEK ve PEKK örnekler ile bağlantı dayanımları karşılaştırılmıştır. Örneklere bir yıllık klinik kullanımı simüle eden yapay yaşlandırma uygulandığında yıpranmanın bağlantı dayanımına etkisi değerlendirilmiştir. Yokluk hipotezi “Maksillofasiyal protezlerde farklı altyapı malzemesi kullanımının ve yapay yaşlandırma uygulanmasının altyapı örnek ile silikon elastomer arasındaki bağlantı dayanımına etkisi yoktur” olarak kurulmuştur.

2.GENEL BİLGİLER

2.1. MAKSİLLOFASİYAL PROTEZLERİN TARİHÇESİ

Yüz ve dental dokuların restorasyonunu kapsayan mühendislik prensiplerinin bilinen en eski uygulamaları Hipokrat'a atfedilmektedir (3). Maksillofasiyal protezlerin başlangıç noktası tam olarak bilinmemekle birlikte yüzyıllar öncesine dayanmaktadır (26). Arkeolojik çalışmalarda Mısır mumyalarında kulak, burun ve göz protezleri bulunmuştur. Ayrıca Çinlilerin mum, reçine ve genellikle gümüş ve altın olmak üzere metallerden burun ve kulak protezleri yaptıkları bilinmektedir (5). 16. yüzyıla kadar maksillofasiyal protezlerin yapımında parşömen, mum, ahşap, kauçuk, altın, gümüş, kumaş gibi malzemeler yaygın olarak kullanılmıştır (27).

Ambroise Pare, 16. yüzyılda maksillofasiyal defektlerin tedavisi için cerrahi rekonstrüksiyona alternatif olarak yapay göz, kulak ve burun gibi maksillofasiyal protezleri tanımlamış ve palatal perforasyonların tedavisi için obturatörü kullanan ilk kişi olmuştur (3,5,28). Modern diş hekimliğinin babası olarak bilinen Pierre Fauchard, maksillofasiyal protezlerin çiğnemeyi iyileştirmenin yanı sıra palatal kusurları onarıp estetiği iyileştirebileceğini vurgulamıştır. Fauchard, tutuculuk için burun tabanından yararlanılan bir obturatör tasarlamıştır. 19. yüzyılda William Morton altın bir plaka kullanarak obturatör yapmıştır (3). Ayrıca Morton gözlüğe takılan, yüz renginde porselenden burun protezi yapmıştır.

Upham 1900'da kauçuk kullanarak burun ve kulak protezi yapmıştır. Baird ve Baker 1905 yılında maksillofasiyal protez vakalarında siyah vulkanize kauçuk kullandıklarını bildirmişlerdir. 1913'te jelatin-gliserin içerikli bileşikler, esnek ve yumuşak olduğundan kullanılmış fakat kullanım ömürleri kısıtlı olmuştur. Ayrıca rezin ile güçlendirilmiş balmumu bazlı termoplastik malzemeler de kullanılmıştır (3,5,28). 20. yüzyılda Birinci Dünya Savaşı sırasında maksillofasiyal protezlere ihtiyaç artmış ve yapımında sıklıkla vulkanit kullanılmıştır (3). Bulbalian ve Clarke maksillofasiyal protezin yapımında lateksi kullanmışlardır. 1940 yılında vulkanit kauçuğun yerini akrilik rezinler almıştır. Tylman, maksillofasiyal protezler için rijit yapıdaki akrilik rezin yerine esnek yapıda vinil kopolimeri tanıtmıştır. Lontz 1974 yılında polisiloksan elastomerleri modifiye etmiştir. Gonzales 1978 yılında poliüretan elastomerin kullanımını gündeme getirmiştir. Lewis ve Castelberry maksillofasiyal

protezlerde sifenilenin kullanılma potansiyelinden bahsetmiştir. Antonocci ve Stansberry yeni akrilik rezin jenerasyonunu tanıtmıştır. Gettleman polifosfazenlerin kullanımını ilk kez dile getirilmiştir (5).

Günümüzde ekstraoral maksillofasiyal protezlerin yapımında sıklıkla silikon elastomer ve akrilik rezin birlikte kullanılmaktadır (29). Silikon elastomer, kimyasal olarak inert, dayanıklı, biyouyumlu, kolay manipüle edilebilen elastik yapıdadır ve cilt tonuna uygun şekilde renklendirilebilmesi nedeni ile güncel uygulamalarda başarılı bulunan maksillofasiyal protez malzemelerindendir (2,16,29–31). Yağ, nem, temizleme solüsyonları ve ultraviyole (UV) ışınlar silikon elastomerin renginin değişmesine ve altyapı ile bağlantısının bozulmasına neden olmaktadır. Sonuç olarak silikon elastomerler özelliklerini 6 ay gibi geçici bir süre koruyabildiklerinden geliştirilmeleri gereklidir (29).

Bugüne kadar çok sayıda polimer ve kompozit maksillofasiyal protezlerin yapımında kullanılmıştır. Polimerler farklı şekilde tasarlanabilmeleri, kolay kullanımları ve uzun ömürlü olmalarının yanı sıra maliyet etkinlikleri sayesinde popüler malzemeler haline gelmiştir. Polimer kimyasındaki ilerlemeler sonucu çok sayıda yeni sentetik polimer ortaya çıkmıştır. Bu malzemeler sert-kırılgan yapıdan yumuşak-esnek özelliğe kadar değişen çok çeşitli fiziksel özelliklere sahiptir (27). Günümüzde teknolojinin gelişmesi ve polimer kimyasındaki gelişmeler sonucu yeni malzemelerin keşfedilmesi ile maksillofasiyal defektlerin tedavisindeki durum umut vericidir (27,28).

2.2. MAKSİLLOFASİYAL PROTEZ TİPLERİ VE RETANSİYON

Maksillofasiyal protezlerin kapsamı defekt ve eksiklerin boyutuna, lokalizasyonuna göre değişmektedir. Maksillofasiyal protezler restoratif ve tamamlayıcı protezler olmak üzere ikiye ayrılabilir. Restoratif protezler ağız içi (intraoral) ve ağız dışı (ekstraoral) protezler olarak sınıflandırılabilir. Restoratif protezler kemik kaybını telafi eder veya kaybedilmiş yüz konturunu onarır. Auriküler, nazal, oküler, orbital, kranial, mandibular rezeksiyon, obturator, konuşma ve palatal lift protezleri maksillofasiyal protezlere örnek olarak verilebilir (32). Tamamlayıcı protezler ise cerrahi ve radyoterapi protezleri olmak üzere sınıflandırılır. Cerrahi

protezler plastik cerrahide ameliyat öncesi, sırası veya sonrası dönemlerde kullanılmaktadır. Radyoterapi protezleri ise tedavi sırasında radyasyonun uygulanacağı alanı sınırlayarak tedaviye rehberlik eder (3,29).

Hastanın sistemik durumu, defektin lokal özellikleri, anatomik ve ekonomik kısıtlamalar her vakaya özel olarak seçilen retansiyon yöntemini etkilemektedir. Maksillofasiyal protezlerde retansiyon tutucu andırkat bölgelerinden faydalanarak, gözlük, osteointegre implantlara yerleştirilen hassas tutucular ve medikal cilt adezivi kullanımı ile sağlanmaktadır (1,2,7–15). Retansiyonun implantlar ile sağlanması geleneksel yöntemlerin bazı dezavantajlarının elimine edilerek daha öngörülebilir estetik ve dayanıklı, iyileştirilmiş retansiyon ve stabiliteye sahip protezlerin yapımına olanak tanımıştır (18,19).

Ekstraoral maksillofasiyal protezlerin yapımında osteointegre implantların kullanıldığı vakalarda retansiyon elemanı olarak titanyum mıknatıslar, bar-klips, O-ring gibi çeşitli hassas tutucu sistemleri kullanılmaktadır. Bu hassas tutucuların kullanılabilmesi için tutucu bir matris, matrisin protezin içine entegre edileceği rijit altyapı gereklidir. Tutucu unsurların erkek parçaları implanta, dişi parçalar ise protezi destekleyen altyapı malzemesine bağlanır. Bu altyapının da maksillofasiyal silikon elastomere kuvvetli biçimde bağlanması gereklidir (7,8,15).

2.3. MAKSİLLOFASİYAL PROTEZLERİN YAPIMINDA KULLANILAN MALZEMELERDE BULUNMASI GEREKEN ÖZELLİKLER

Beumer ve arkadaşları maksillofasiyal protezlerde bulunması gereken özellikleri fiziksel ve mekanik özellikler, uygulama özellikleri ve biyolojik özellikler olmak üzere üç başlıkta sınıflandırmıştır (33).

2.3.1. Fiziksel ve Mekanik Özellikler

Çevre dokular ile benzer dinamik özellikler göstermelidir. Yüksek kenar dayanımına, yırtılma dayanımına, çekme dayanımına, uzama katsayısına sahip olmalıdır. Düşük sürtünme katsayısına, özgül ağırlığa, camsı geçiş ısısına, yüzey gerilimine ve ısı iletkenliğine sahip olmalıdır. Doku ile uyumlu yumuşaklıkta, esnek,

hafif, kokusuz ve saydam olmalıdır. Su emmemeli, aşınmaya karşı dirençli, dayanıklı olmalı, yanmamalıdır.

2.3.2. Uygulama Özellikleri

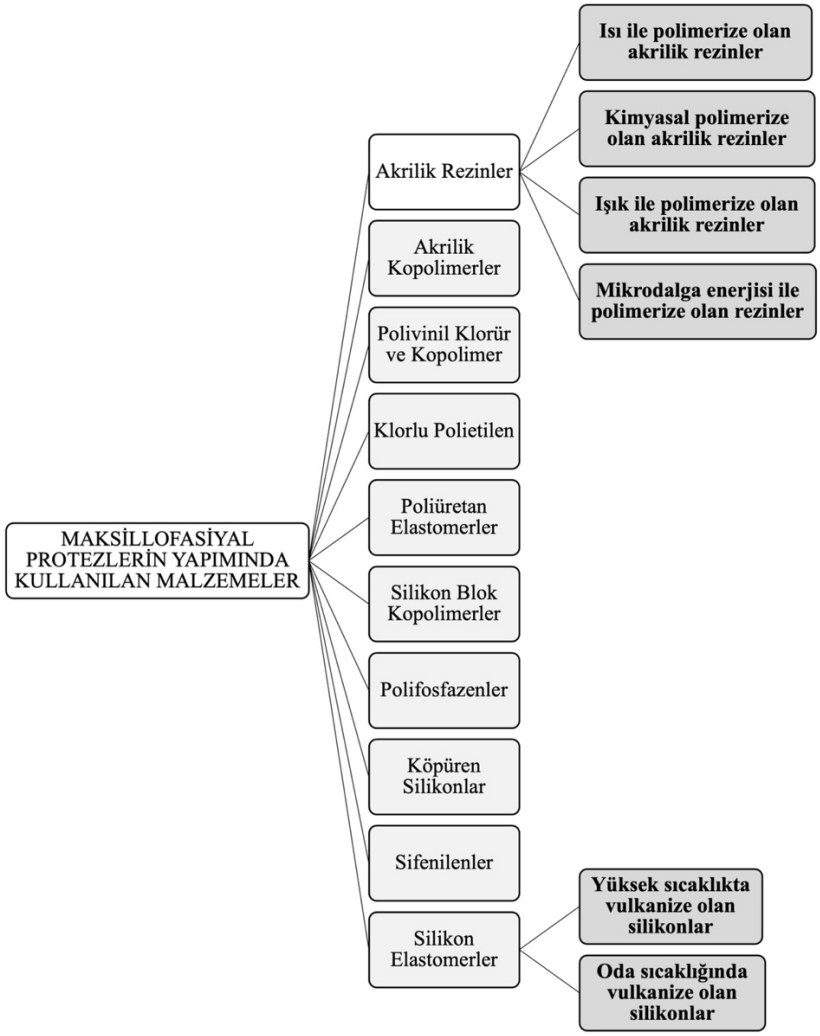
Şekillendirilmesi kolay olmalı ve detaylar işlenebilmelidir. Kimyasal olarak inert ve uygun boyutsal stabiliteye sahip olmalıdır. Renklendirici ajanlar ile iç ve dış boyama yapılabilmeli ve kullanım süresi boyunca rengini koruyabilmelidir. Kolay kalıplanabilmelidir. Viskozitesi, renklendirici ajanların homojen dağılımına izin verecek yeterlilikte yüksek fakat kolay uygulamaya olanak verecek kadar düşük olmalıdır. Yeterli çalışma zamanına sahip olmalıdır. Bileşenleri toksik olmamalıdır. Pöröz olmamalıdır. Uygulama öncesi ve sonrası kokusuz olmalıdır. Düşük uygulama ısısına sahip olmalıdır. Uzun raf ömrüne sahip olmalıdır.

2.3.3. Biyolojik Özellikler

Destek dokularla uyumlu olmalıdır. Alerjen ve toksik olmamalıdır. Uygun renk ve boyutsal stabiliteye sahip olmalıdır. Dokulara benzer esneklikte olmalı, aşırı yüksek ve düşük ısılarda (-4.5 ˚C, 60 ˚C) esnekliğini koruyabilmelidir. Çözücü ve adezivlere karşı inert olmalıdır. Dezenfektanlar ile bozulmadan temizlenebilmelidir. Mikroorganizma üremesine karşı dirençli olmalıdır.

2.4 MAKSİLLOFASİYAL PROTEZLERİN YAPIMINDA KULLANILAN MALZEMELER

Maksillofasiyal protezlerin yapımında kullanılan malzemeler aşağıdaki şekildeki (Şekil 2.1.) gibi sınıflandırılabilir (28).



Şekil 2. 1. Maksillofasiyal protez yapımında kullanılan malzemeler

2.4.1. Akrilik Rezinler

Diş hekimliğinde akrilik rezinlerin kullanımı yaygındır (34). Eski dönemlerde maksillofasiyal protezlerin tamamının yapımında sıklıkla kullanılırken günümüzde maksillofasiyal proteze desteklik sağlaması ya da hassas tutucu elemanların proteze bağlanabilmesi için silikon elastomerler ile kullanılmaktadır (10). Avantajları kolay erişilebilir, uygulanmasına aşina olunan, iç ve dış boyama yapılabilen, dayanıklı,

adezivler ile uyumlu, iyi renk stabilitesine sahip, tamir edilebilen ve besleme yapılabilen bir malzeme olmasıdır (5,28,35). Dezavantajları ise rijit yapısının yüz hareketlerini ve andırkatlı alanlarda kullanımını kısıtlaması (5,28), cilt hissi vermemesi, su absorbe etmesi, silikon elastomerden kolay ayrılması, yüksek termal iletkenlik katsayısına sahip olması ve mikrobiyal kolonizasyon için uygun yüzeye sahip olmasıdır (20).

Akrilik rezinler toz-likit sistemi formunda bulunabilir (34,36). Likit ve toz üretici firmanın önerileri doğrultusunda uygun oranlarda karıştırılarak kalıbın içindeki boşluğa yerleştirilerek polimerize edilir. Ayrıca Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing-CAD/CAM) teknolojisi ile polimetilmetakrilat (PMMA) blokların kazınması veya 3B yazıcılar ile üretilebilmektedir (34).

2.4.1.1. Isı ile polimerize olan akrilik rezinler: Toz kısmı PMMA küreleri, renklendirici, bazı kopolimerler ve başlatıcı ajan olan benzoil peroksitten oluşmaktadır. Likit kısmı çoğunlukla metil metakrilat ve depolanma sırasında likidin istenmeyen polimerizasyonunu önlemek için inhibitör olarak adlandırılan hidrokinon, glikol dimetakrilat gibi çapraz bağlayıcı ajanlar içerir. Isıyla polimerize olan akrilik rezinlerin üretimi basınçlı kalıplama için mufla içinde alçı kalıbın elde edilmesi, rezinin hazırlanması, kalıba yerleştirilmesi ve bir su banyosunda termal polimerizasyonunu aşamalarından oluşur.

Toz ve likit uygun oranlarda karıştırılarak işlenebilir kitle elde edilir. Kitle, ısıyla polimerizasyonun başlatılmasından önce ıslak kum, liflenme, hamur, lastik ve sert olmak üzere beş ayrı aşamadan geçer. Konvansiyonel basınçla kalıplama tekniğinde akrilik rezin hamur kıvamında geldiğinde mufladaki boşluğa yerleştirilir, muflanın kapağı kapatılır ve pres altında basınç uygulanılır. Üretici firma önerileri doğrultusunda sıcak su banyosunda ısı ile polimerizasyonu sağlanır. Polimerizasyon tamamlandıktan sonra mufla su banyosundan çıkarılır, soğumaya bırakılır. Elde edilen ürünün tesviye ve polisaj işlemleri tamamlanır.

İdeal özelliklere sahip rezinin elde edilebilmesinde polimer-monomer oranı önem taşır. Hacimsel olarak polimer-monomer oranı yaklaşık 3:1 iken oluşan

polimerizasyon büzülmesi, alçı kalıbın başlangıçtaki sertleşme genleşmesi, muflada polimerizasyon sırasında suya maruz kalan akrilik rezinin genleşmesi ile telafi edilir. Sonuçta boyutsal değişiklik az miktarda görülür (34).

2.4.1.2. Kimyasal polimerize olan akrilik rezinler: Kimyasal polimerize olan akrilik rezinlerin polimerizasyonunda kullanılan başlatıcı ajan, dimetil-para-toluidin gibi bir tersiyer aminle kimyasal olarak aktive edilebilir. Tersiyer amin, likit bileşene ilave edilir. Toz ve likit karıştırıldığında tersiyer amin, tozun içeriğindeki benzoil peroksitin ayrışmasına sebep olur. Serbest radikaller ortaya çıkar ve polimerizasyon süreci başlar. Kimyasal aktivasyon ile polimerizasyon oda sıcaklığında tamamlanır. Isı uygulanması gerekmez.

Isı ile polimerize olan akrilik rezinlere göre laboratuvar işlemleri daha kısa ve basittir ancak polimerizasyon hızlı gerçekleştiğinden artık monomer daha fazladır. Artık monomer plastizör gibi davranarak yapının dayanıklılığını azaltır ve dokularda iritasyona sebep olur. Yapılarında bulunan aminler oksidasyona duyarlı olduğundan, renk stabilitesi ısıyla polimerize olan rezinlere göre daha düşüktür (34).

2.4.1.3. Işık ile polimerize olan akrilik rezinler: Işıkla polimerize olan akrilik rezinler üretan dimetakrilat, silika, yüksek moleküler ağırlıklı monomer ve başlatıcı ajan olarak mavi ışığa duyarlı kamforokinon içeren tek bileşenden oluşur. Model üzerinde şekillendirilen rezin, polimerizasyonun tamamlanması için ışık kaynağına yerleştirilir. Polimerizasyon tamamlanınca modelden ayrılır, tesviye ve polisaj işlemleri tamamlanır (34).

2.4.1.4. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan rezinler: Akrilik rezinler mikrodalga enerjisi ile polimerize edilebilir. Bu tekniğin uygulanabilmesi için özel olarak hazırlanmış metal olmayan plastik bir mufla gereklidir. Polimerizasyon için gerekli olan ısı enerjisinin sağlanmasında 1100 watt ve 24 GHz mikrodalga fırın kullanılır. Bu tekniğin avantajı, polimerizasyonun hızlı gerçekleşmesidir (34).

Akrilik rezinlerin konvansiyonel yöntemlerle üretimi çeşitli laboratuvar prosedürlerini içermektedir. Bunun yanında daha az teknik hassasiyet gerektiren, yüksek doğrulukta, sonuçları daha öngörülebilir ve zamandan tasarruf sağlayan

CAD/CAM teknolojisi ile PMMA bloklardan kazınarak veya 3B yazıcılar ile üretilebilmektedir (34).

3B yazıcıdan yazdırılabilir rezinler üretan dimetakrilat ve trietilen glikol dimetakrilat gibi ışığa duyarlı termoset sıvı monomerlerden, foto-başlatıcılardan ve çeşitli katkı maddelerinden oluşmaktadır. Bu monomerler uygun ışık kaynağına maruz bırakıldığında, serbest radikal polimerizasyon reaksiyonunu başlatır. Bu sırada terminal alifatik C=C bağları kırılır ve metakrilat monomerleri arasındaki birincil C–C kovalent bağına dönüşür ve rezin malzeme sıvı halden katı hale geçer. Genellikle artık monomer miktarını azaltmak, ek çapraz bağlar elde etmek ve mekanik özellikleri geliştirmek için UV fırında son kürleme prosedürüne tabi tutulur. Son kürleme koşulları rezinin bileşimi, pigmentasyonu, stabilitesi, model geometrisi ve boyutu gibi farklı parametrelerle belirlenir. Son kürleme malzemelerin dönüşüm derecesi üzerinde önemli etkiye sahiptir. Dönüşüm derecesi arttırılarak genellikle mekanik özellikler geliştirilir, biyouyumluluk artar ve artık monomer azalır. Bu durum özellikle yumuşak ve sert dokularla temas eden rezinlerde önem kazanmaktadır (37).

2.4.2. Akrilik Kopolimerler

Yumuşak ve elastiktir yapıdadır. Kenar dayanıklılığı zayıftır. Güneş ışığına maruz kaldıklarında kolay bozulur. Renklendirilme ve şekillendirilmeleri zor olduğundan kullanımları yaygınlaşmamıştır (5,28).

2.4.3. Polivinil Klorür ve Kopolimer

Geçmişte vinil polimerler ve kopolimerler maksillofasiyal protezlerin yapımında yaygın olarak kullanılmıştır. Polivinil klorür ve plastizör ajan kombinasyonundan oluşur. Esnek yapıdadır, boyama yapılabilir fakat zayıf renk stabilitesine ve kenar dayanıklılığına sahiptir. UV ışına maruz kaldıklarında kolay bozulur. Cildin yağ salgılarından etkilenir. Yüksek sıcaklıkta kürlenmeleri için metal kalıp kullanılmalıdır (4,5,28,35).

2.4.4. Klorlu Polietilen

Termoplastik bir elastomerdir. Polivinil klorür ve kopolimerlerine benzer özellikler taşır (38). Yüksek kenar dayanıklılığına sahiptir. Elastik özelliğini korur. Minimal mantar üremesi gösterdiği kanıtlanmıştır.

2.4.5. Poliüretan Elastomerler

Terminal grubu izosiyanat olan bir polimerin, terminal grubu hidroksil olan bir başka polimer ile katalizör varlığında birleştirilmesiyle üretilir. Yüksek yırtılma direncine sahiptir. Elastik yapıda olmasına rağmen protez kenarlarında yeterli dayanıklılığı sağlar. İç ve dış boyama yapılabilir. Estetik açıdan üstün kozmetik sonuçlar elde edilebilir fakat işlenmesi zordur. Yapısındaki izosiyanat sebebiyle neme duyarlıdır. Renk stabilitesi, adeziv sistemlerle uyumu zayıftır. Lokal iritasyona neden olabilir. Kullanım ömürleri kısadır (4,5,28,35,39).

2.4.6. Silikon Blok Kopolimerler

Silikon blok kopolimerler, silikon elastomerlerin düşük yırtılma dayanımı, düşük uzama yüzdesi ve yüzeylerinde bakteri veya mantar gelişimine yatkın olmaları gibi bazı olumsuz özelliklerini iyileştirmek için geliştirilen yeni malzemelerdendir. Çalışmalarda silikon blok kopolimerlerin, yırtılmaya karşı daha dirençli olduğu ve biyoadeziv özelliklerinin iyileştirildiği vurgulanmaktadır (5,28,35).

2.4.7. Polifosfazenler

Polifosfazen yumuşak protez astarı olarak kullanılmak amacıyla geliştirilmiştir. İnsan derisine benzer yumuşaklıkta olduğundan maksillofasiyal protez malzemesi olarak kullanılma potansiyeline sahiptir (28).

2.4.8. Köpüren Silikonlar

Firtell ve ark. maksillofasiyal protezlerin ağırlığını azaltmak için köpüklü silikonu tanıtmışlardır. Silikonun vulkanizasyonu sırasında katalizör olarak kalay oktoat kullanıldığında kabarcıklarla birlikte gaz açığa çıkar. Sonuçta oluşan silikon kütlesi artar ve yoğunluk azalır, daha hafif bir malzeme elde edilmiş olur (28).

2.4.9. Sifenilenler

Sifenilenler, metil ve fenil grupları içeren siloksan kopolimerleridir. Dokunulduğunda deriye benzer bir his verir. Bu polimerler biyouyumlu, UV ışınlara ve ısıya karşı dirençli olması gibi arzu edilen birçok özelliğe sahiptir. Ayrıca yüksek kenar dayanımı, düşük elastiklik modülüne sahip olmakla birlikte kolay

renklendirilebilir niteliktedir. Polimetilsiloksanlara göre gelişmiş kenar dayanımı ve düşük elastikiyet modülü sergiler (28).

2.4.10. Silikon Elastomerler

Silikon elastomerler 1946 yılında piyasaya sürülmüştür. Polimetilsiloksan olarak adlandırılan çeşitli özellikteki silikonlar, son yıllarda maksillofasiyal protezlerinin yapımında en sık kullanılan malzemelerdendir. Kimyasal olarak inert ve dayanıklı yapıdadır (31). Biyouyumlu, kolay manipüle edilebilen, cilt ile uyumlu elastik yapıdadır ve cilt tonuna uygun şekilde renklendirilebilir (2,30).

Silikon, çeşitli organik yan grupların silikon atomlarına eklenmesiyle veya moleküler zincirlerin çapraz bağlanmasıyla değiştirilebilen alternatif silikon ve oksijen zincirlerinden oluşur. Organik ve inorganik bileşiklerin bir kombinasyonudur. Üretimlerindeki ilk aşama silikanın elementel silikona indirgenmesidir. Daha sonra çeşitli reaksiyonlar sonrası silikon metil klorit ile birleşerek dimetil diklorosiloksan oluşur ve su ile birleşerek polimer yapı oluşur. Oluşan polimerler yarısaydam, solgun, beyaz renkli olup polimetilsiloksanı oluşturur. Renklendirilmesi için boyayıcı ajanlar, işleme sırasında plastik yapıdan kauçuksu bir yapıya dönüştürülmesi için antioksidanlar ve vulkanize edici ajanlar eklenir. Vulkanizasyon işlemi ile uzun zincirli polimerler aralarında oluşan çapraz bağlar birbirinden zor ayrılan bir yapı meydana getirir ve silikonları özellikle UV ışınlar karşısında bozulmalara karşı dirençli kılar. Belirli sıcaklık aralığında iyi fiziksel özellikler sergiler (28,33). Polimer zincirleri ve silika doldurucular arasındaki etkileşim silikonun dayanıklılığını ve bağlanmasını etkilemektedir (31).

Yüksek yırtılma ve gerilme dayanımı, yeterli sertlik, tutucu altyapıya yeterli bağlanma maksillofasiyal silikon elastomerlerde bulunması gereken temel özelliklerdendir (31). Yırtılma ve gerilme dayanımı açısından silikon elastomerin mekanik özellikleri çeşitli faktörlere bağlıdır. Bunlardan biri, moleküler ağırlık dağılımıdır (40). Aynı polimerin uzun ve kısa zincirlerinin birlikte kullanılması, iki modlu bir moleküler ağırlık dağılımı sağlar. Bu sayede yırtılma dayanımı, yeterli gerilme direnci ve esneklik gibi iyi mekanik özelliklere sahip elastomerler elde edilmektedir (41). Mekanik özellikleri etkileyen ikinci faktör, küçük parçacık boyutlu ve yüzey alanı geniş silika doldurucunun eklenmesidir. Üçüncü faktör, polimer

zincirleri arasındaki çapraz bağlanma derecesidir. Optimum gerilme ve yırtılma dayanımı için doğru çapraz bağlayıcı konsantrasyonu esastır (40).

Silikon elastomerler oda sıcaklığında veya yüksek sıcaklıklarda kürlenebilir. Vulkanizasyon işleminde ısı kullanıp kullanılmamasına bağlı olarak "Oda Sıcaklığında Vulkanize Edilmiş (RTV) Silikonlar" ve "Yüksek Isıyla Vulkanize Edilmiş (HTV) Silikonlar" olarak ikiye ayrılır. Her ikisinin de çeşitli avantaj ve dezavantajları vardır (4,5,28,35,38,39).

2.4.10.1. Oda sıcaklığında vulkanize olan silikonlar: Oda sıcaklığında yapılarındaki asetik asidin buharlaşması ile sertleşir. Tek bileşenli bir malzemedir. Boyalı suni ipek lifleri, kuru toprak pigmentleri ve/veya yağ bazlı pigmentlerin ilavesiyle renklendirilir. Protez yapımı sırasında iki veya üç parçadan oluşan alçı kalıplar içinde polimerize edilir (38).

Reaksiyon tipine göre RTV silikonlar ikiye ayrılır (25).

1. Çapraz bağlanma, yoğunlaşma (kondenzasyon) reaksiyonu: Silarioller (hidroksil sonlu polisiloksanlar) gibi reaktif grupların, katalizör (triasetoksi silan) eşliğinde, çapraz bağlayıcı ajanlar (tetraetil silikat) ile reaksiyonudur.
2. Ekleme reaksiyonları ile polisiloksanların çapraz bağlanma reaksiyonu: Katalizör olarak platin varlığında silikona bağlı vinil gruplarına (CH2==CH-) silil hidrit gruplarının (-SiH) eklenmesini içerir.

2.4.10.2. Yüksek sıcaklıkta vulkanize olan silikonlar: Genellikle macun kıvamında, opak, beyaz renkli, viskoz yapıdadır. Bir veya iki bileşenli sistemlerden oluşmaktadır. Yaklaşık olarak %0,5 vinil yan zincirler içeren polidimetilvinilsiloksan kopolimeridir. Vulkanizasyon ajanı (katalizör) olarak diklorobenzoil peroksit kullanılır. Doldurucu olarak partikül büyüklüğü 30 μm silika kullanılır. Doldurucu miktarı sertlik, dayanıklılık ve uzama derecesi etkiler. Çevresel faktörlere maruz kaldığında mükemmel termal ve renk stabilitesi gösterir (5,25).

2.5. YARI KRİSTAL TERMOPLASTİKLER

2.5.1. Poliarileterketon Ailesi

Poliarileterketon ailesi, fenilen halkalarının oksijen köprüleri ve karbonil grupları (ketonlar) aracılığıyla bağlanmasıyla oluşan kristal yapılı, yüksek performanslı termoplastik polimerlerdir (42,43) İçerdiği yapılara göre polieterketon (PEK), polieterketoneterketon (PEKEK), polieterketoneterketonketon (PEKEKK), PEKK ve PEEK olarak sınıflandırılmaktadır (43).

2.5.1.1. Polietereterketon (PEEK): Keton ve eter fonksiyonel grupları ile birbirine bağlı zincirlerden oluşan yarı kristalin polisiklik aromatik bir polimerdir (42). Yüksek mekanik ve fiziksel özelliklere sahip olmakla birlikte boyutsal olarak stabil ve aşınmaya karşı dirençlidir. Elastisite modülü kemiğe yakın olduğundan medikal alanda vertebra cerrahisinde yapay kalça eklem malzemesi olarak metal implantların yerine kullanılmaktadır. Kimyasal olarak inert, biyouyumlu bir malzemedir. Cilalanabilme özelliği yüksek olduğundan mikrobiyal kolonizasyona karşı dirençlidir (42–44). Diş hekimliğinde geçici implant dayanağı, implant, implant destekli protezlerde bar, sabit protezlerde altyapı malzemesi, hareketli protezlerde ana bağlayıcı, kroşe ve diğer komponentlerin yapımında PEEK kullanılmaktadır (44).

2.5.1.2. Polieterketonketon (PEKK): PEEK gibi yüksek mekanik ve fiziksel özelliklere sahip bir termoplastik polimerdir. Kimyasal olarak inert ve biyouyumludur. Darbeleri iyi absorbe eder ve yüksek kırılma direncine sahiptir (45). Amorf yapıda olmasına rağmen PEKK'in basınç dayanımı PEEK'den daha yüksektir, daha düşük bir kristalleşme hızına sahiptir ve işlenebilir. PEKK düşük sıcaklıktaki ortamda soğumadan daha az etkilenir bu yüzden daha iyi adezyon tabakasına sahiptir ve daha az bükülmeye uğrar. Ek olarak PEKK'nin daha düşük hazne sıcaklığında 3B yazıcılar tarafından işlenebilir olması sebebi ile konvansiyonel mum atımı ve eksiltmeli bilgisayar destekli üretim yöntemleri ile üretilen malzemelere alternatif olabileceği düşünülmektedir (22,23,46).

2.6. ADEZİV SİSTEMLER

Silikon elastomerin rijit altyapıya yeterli miktarda bağlanması maksillofasiyal protezlerin idamesinde ve başarısında kritik öneme sahiptir (5,31,47). Farklı

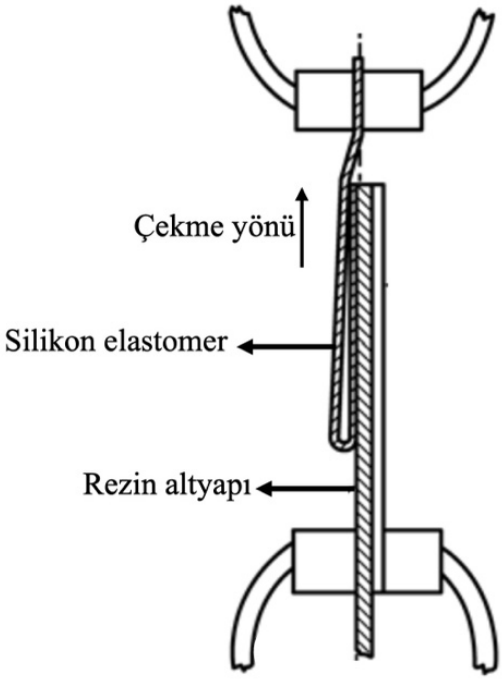
malzemeler arasındaki bağlantı mekanik, mikromekanik ve moleküler olmak üzere üç farklı şekilde sınıflandırılabilir. Yüzeyde bulunan küçük düzensizlikler aracılığıyla mekanik bağ oluşurken bu düzensizliklere bağlayıcı bir ajan uygulanması sonucu mikromekanik bağ oluşur. Farklı maddelerin moleküllerinin fiziksel ve kimyasal kuvvetler aracılığıyla birbirine bağlanması sonucunda ise moleküler bağ oluşur (7).

Maksillofasiyal silikon elastomer ve rezin altyapı farklı kimyasal yapıya sahiptir (15,19). Silikon ve rezin malzemeler arasındaki bağ esas olarak bu malzemelerin bileşimi ve kimyasal afiniteleri ile ilgilidir. Günümüz şartlarında standart prosedürde silikon elastomer ve altyapı arasında bağlantıyı sağlamak için adeziv sistemler kullanılır (16,31). Adeziv sistemler, primer ve adezivden oluşmaktadır. Silikon elastomer vulkanize edilirken primer hem silikon hem de rezin malzeme ile reaksiyona girer, yüzeyi pürüzlendirir, kovalent ve hidrojen bağ oluşumunu indükler ve ıslanabilirliği artırarak yüzeyi bağlantı için hazırlar (31). İçinde bulunan propan-2-ol ve çeşitli vinil silanların, silikon elastomerin reaktif gruplarıyla etkileşime girerek bağlantıyı artırdığı bilinmektedir. Ayrıca içinde bulunan adeziv monomer ise silikon ve rezin altyapı arasında adezyonu sağlar (16,17,19).

2.7. SİLİKON ELASTOMER VE AKRİLİK REZİN BAĞLANTISININ DEĞERLENDİRİLMESİ

Bağlantı dayanımı, yapıştırıcı/yapışkan arayüzünde veya yakınında bağı kırmak için gereken kuvvet olarak tanımlanmaktadır (32). Maksillofasiyal silikon elastomer ile altyapı arasındaki bağlantı dayanımının değerlendirilmesinde çekme, kesme ve soyulma testleri kullanılmaktadır (16,48).

Soyulma bağlantı dayanımı, yapıştırılmış yüzeyleri 180° ayırma açısıyla birbirinden kademeli olarak ayırmak için gereken kuvvetin birim genişliğe oranı olarak tanımlanmaktadır (49). Literatürde yapılan çalışmalarda silikon elastomer ve rezin malzemeler arasındaki soyulma bağlantı dayanımı, ASTM-D903-98 standartlarına göre 180° soyulma testi ile değerlendirilmektedir (7,49). Aşağıdaki şekilde silikon elastomer-rezin altyapı bağlantısının değerlendirildiği 180° soyulma testinin şematik çizimi verilmiştir (Şekil 2.2.).



Şekil 2. 2. Soyulma testinin şematik çizimi (49)

Literatürdeki çalışmalarda soyulma testi sonrası görülen başarısızlık adeziv, karışık ve koheziv olmak üzere üç grupta sınıflandırılmaktadır. Silikon elastomerin rezin altyapıdan bütün olarak ayrılması adeziv, yalnızca silikon elastomerde meydana gelen kopma koheziv, ya da her iki durumun birlikte görüldüğü karışık başarısızlık olarak adlandırılmaktadır (2,7,19,32).

2.8. MAKSİLLOFASİYAL PROTEZLERİN YAPAY YAŞLANDIRILMASI

Maksillofasiyal protezlerin klinik kullanımlarını simüle etmek için hızlandırılmış yapay gün ışığı ile yaşlandırma, yağ ve temizleme solüsyonlarında bekletme, asidik ve alkali ortamlara maruz bırakma gibi çeşitli yaşlandırma yöntemleri kullanılmaktadır (2,9,16,19,30,50,51).

Hızlandırılmış yapay gün ışığı ile yaşlandırma iklimlendirme kabininde belirli bir nem oranı ve ışık kaynağı altında uygulanan sıcaklık döngülerinden oluşmaktadır.

Kabinde uygulanan ışık ve nem, adeziv primeri tarafından oluşturulan bağları yıkmaktadır. Ayrıca kabindeki sıcaklık bağ yıkımını hızlandırmaktadır (30).

2.9. DİJİTAL DİŞ HEKİMLİĞİ VE 3B YAZICILAR

Dijital diş hekimliği gerek klinikte konvansiyonel ölçü işlemlerine alternatif oluşturması gerekse laboratuvarda daha dayanıklı restorasyon üretimine imkân sağlaması, protezin yapımı sırasında oluşabilecek hataların azalması ve zaman tasarrufu sağlanması sebepleri ile popüler hale gelmiştir. Dijital diş hekimliğinde Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing-CAD/CAM) sistemleri ve 3B yazıcılar kullanılmaktadır (52). Bilgisayar destekli tasarım bilgisayar yazılım sistemleri kullanılarak bir maddenin geliştirilmesi ve 3B tasarımının yapılması, bilgisayar destekli üretim ise yapılan tasarımın bilgisayar desteği ile üretiminin yapılması olarak tanımlanabilir (32).

CAD/CAM sistemler tarama, tasarım ve üretim olmak üzere 3 bileşenden oluşmaktadır. Dişlerin ve çevre ağız içi dokuların dijital ölçüsünü elde etmek için çeşitli ağız içi ya da ağız dışı tarayıcılar kullanılmaktadır. Tarayıcılarla elde edilen veriler bilgisayara aktarılır ve dijital bir model elde edilir. Elde edilen modele göre çeşitli yazılımlar kullanılarak ürün tasarlandıktan sonra kazıma üniteleriyle eksiltmeli veya 3B yazıcılarla eklemeli olarak üretim tamamlanır (53).

CAD/CAM sistemler tasarım verisi ile dijital olarak saklandığından hekim-laboratuvar iletişimi ve gerektiğinde verinin tekrar kullanılması açısından kolaylık sağlamaktadır. Ayrıca protez yapım aşamalarından kaynaklanan hatalar ve çapraz enfeksiyon riski azalmıştır. Ekipman ve yazılım için başlangıçta yapılan yatırım maliyetlidir ve sistemin düzenli aralıklarla güncellenmesi gereklidir. Kullanıcıların eğitimine zaman ve para harcanmaktadır (54,55).

2.9.1. Üç Boyutlu (3B) Yazıcılar

Üç boyutlu yazıcılarla üretim, eklemeli imalat olarak da adlandırılmaktadır. CAD sonrasında çeşitli malzemelerle üretim tamamlanmaktadır. 3B yazıcılardan medikal alanda cerrahi planlamada, kişiye özel cerrahi materyallerin üretiminde ve hasta-hekim iletişimini kolaylaştırmak için model üretiminde sıklıkla

yararlanılmaktadır. Diş hekimliğinde protetik diş tedavisi, ağız-diş ve çene cerrahisi ve maksillofasiyal cerrahide kullanılmaktadır (56). Eklemeli imalat yöntemleri konvansiyonel mum atımı yöntemleri ve eksiltmeli üretim ile karşılaştırıldığında frez kullanılmadığından daha yüksek hassasiyetli üretim yapılabilmesi ve kişiselleştirilebilmesi gibi avantajlara sahiptir. Bazı çalışmalar, 3B yazıcılarla üretilen sabit dental restorasyonların kenar uyumunun daha iyi ve siman aralığının eksiltmeli üretimle frezelenerek üretilen restorasyonlarınkine göre önemli ölçüde daha düşük olduğunu göstermiştir. Buna karşın yüksek malzeme maliyeti ve zaman alıcı bitirme işlemleri gibi dezavantajlara sahiptir (56,57).

3B baskı teknolojileri farklı çalışma prensiplerine göre üç kategoriye ayrılabilir; “Toz Yataklı Füzyon Birleştirme (PBF)”, “Işıkla kürleme” ve “Erimiş Biriktirme Modellemesi (FDM)”. Her birinin kendine özgü avantajları vardır, belirli teknikler ve malzemeler ile kullanılır (Tablo 2.1.)(58).

Tablo 2. 1. Üç boyutlu yazıcı teknolojileri

Teknikler	Sınıflandırma	Malzemeler
Toz Yataklı Füzyon Birleştirme (PBF)	Seçici Lazer Eritme (SLM) Seçici Lazer Sinterleme (SLS) Elektron Işınıyla Eritme (EBM) Doğrudan Metal Lazer Sinterleme (DMLS)	Metaller
Işıkla kürleme	Stereolitografi (SLA) Dijital Işık İşleme (DLP) Sprey Baskı (Poly jet, PJ)	Rezin Seramik
Erimiş Biriktirme Modellemesi (FDM)		Termoplastik malzemeler

2.9.1.1. Toz yataklı füzyon birleştirme (PBF): Lazer radyasyonu ile sinterlenebilen ve soğutma yoluyla katılaştırılabilen toz haldeki malzemeler kullanılır. Enerji kaynaklarına ve toz malzemelerine göre çeşitli baskı teknolojilerine ayrılır: Seçici Lazer Eritme (SLM), Seçici Lazer Sinterleme (SLS), Elektron Işınıyla Eritme (EBM) ve Doğrudan Metal Lazer Sinterleme (DMLS). Bu yöntemlerin hepsinde enerji kaynağı olarak toz halindeki malzemeleri eritmek için ısı kullanılmaktadır (58–60). Titanyum diş implantları, kemik greftleme için titanyum ağ, kobalt-krom altyapılar olmak üzere her türlü metal ürünün üretiminde kullanılmaktadır (56).

2.9.1.2. Işıkla kürleme: Işıkla kürlenen ve ışığa duyarlı rezinler kullanılır. Üç ana teknolojiden oluşur: Stereolitografi (SLA), Dijital Işık İşleme (DLP) ve Sprey Baskı (Poly jet, PJ). SLA ve DLP teknolojilerindeki baskı süreci ışığa maruz kalma,

platformunun hareketi ve rezinin yeniden doldurulması olmak üzere üç prosedürden oluşmaktadır (56).

2.9.1.2.1. Stereolitografi (SLA)**:** En eski 3B baskı teknolojilerinden biridir. Işığa duyarlı sıvı rezini depolamak için bir rezervuar, model oluşturma platformu ve UV lazerden oluşmaktadır. Yapım sürecinde yapı platformu sıvı rezine batırılır ve UV lazer kullanılarak polimerize edilir. Daha sonra yapı platformu bir katmanın kalınlığına eşdeğer bir mesafe hareket eder ve kürlenmemiş rezin önceki katmanı kaplar. SLA teknolojisinde platform yukarıdan aşağı ve aşağıdan yukarı olmak üzere iki şekilde hareket edebilir. Platformun aşağıdan yukarıya yaklaşımının birçok avantajı vardır. Işıkla polimerizasyon alt tabakada gerçekleştiğinden oksijenle doğrudan temas gerçekleşmez. Lazer alt kısımda bulunduğundan operatörün yaralanma olasılığı azalır. Rezin yerçekimi sayesinde otomatik olarak yeniden doldurulabilir (56).

2.9.1.2.2. Dijital ışık işleme (DLP)**:** Bu teknolojide, dijital mikro reflektör adı verilen dikdörtgen bir ayna ve UV ışık kullanılır. Her ayna bir pikseli temsil eder ve yansıtılan görüntünün çözünürlüğü ayna sayısına bağlıdır. Işık kaynağından yayılan ışık, mikro ayna tarafından kırılır ve ardından bir piksel olarak basılacak yüzeye yansıtılır. Avantajı, tüm katmanın tek lazer ışınlaması ile oluşturulabilmesidir. Her katman, ilgili katman şeklinden veya piksel sayısından bağımsız olarak oluşturulduğundan, üretim süresi kısaltılabilir. Hassasiyeti yüksektir fakat pahalıdır (56).

2.9.1.2.3. Likit kristal ekran (LCD)**:** Işıkla kürleme teknolojilerinin birbirlerinden temel farkı ışık kaynağı ve görüntüleme sistemidir. Bu 3B baskı tekniğinde görüntüleme sistemi olarak likit kristal ekran kullanılmaktadır. Bu teknolojide sıvı kristale elektrik alan uygulanarak sıvı kristalin moleküler düzeni değişir ve ışığın geçmesini engelleyen bir katı malzemeye dönüşür. LCD yazıcılar daha ucuzdur ve iyi çözünürlüğe sahiptir (61).

2.9.1.2.4. Sprey baskı (PJ)**:** Temel prensibi foto polimerleşebilen bir mürekkep püskürtme işlemine dayanır. Yazdırma işlemi sırasında, yazıcı X/Y ekseni boyunca hareket eder ve foto polimer püskürtülürken, UV ışık ile foto polimer sertleştirilir. Daha sonra tabla Z ekseni boyunca bir katman iner ve nesne yazdırılıncaya kadar

döngü tekrarlanır. Termoplastik malzemeler, rezin, seramik, zirkonya gibi pek çok malzeme kullanılabilir. Ayrıca farklı malzemelerin birlikte kullanılmasına olanak tanır. Üretilen nesnelerin yüzey kalitesi ve baskı çözünürlüğü yüksektir (56).

2.9.1.3. Erimiş biriktirme modellemesi (FDM): Termoplastik filamentler, filamentin birkaç katmana sarıldığı makaralar şeklinde bulunur. Çeşitli kimyasal-fiziksel özellikleriyle karakterize edilen birçok filament vardır. Tıbbi sınıf filamentler, orta yüzdeki kusurları onaran protezler üretmek için kullanılabilir (62,63). Filament yapıda malzeme ısıtılır ve eritilir. Bilgisayar kontrolünde nozül ve çalışma tezgâhı sırasıyla X ve Y ekseni yönlerinde hareket eder, erimiş haldeki malzeme nozülden ekstrüde edilir ve son ürünü oluşturmak için malzemeler katman katman biriktirilerek katılaştırılır. Polilaktik asit, polikarbonat ve poliamid, akrilonitril-bütadien-stiren kopolimerleri, PEEK ve PEKK erimiş biriktirme modellemesi uygulamalarında yaygın olarak kullanılan termoplastiklerden bazılarıdır (56,64).

2.9.2 Maksillofasiyal Protezler ve 3B Yazıcılar

Üç boyutlu yazıcılar, çene-yüz rekonstrüksiyonunda olumlu etkiler yaratma potansiyeline sahip, yeni ve gelişen bir teknolojidir. Yüzün yeniden yapılandırılması ve hastaya ait modellerin oluşturulmasında hassas-kişiselleştirilmiş çözümler sunmaktadır (29). Çeşitli polimerlerin üretimine olanak tanıdığından maksillofasiyal protezlerin yapım sürecinde pek çok aşamada kullanılabilir (27).

Üç boyutlu yazıcılarla üretim nesnenin doğrudan istenen malzemeden basılması ya da esnek bir polimerin 3B basılmış kalıba dökülmesi olmak üzere iki farklı yaklaşımla yapılabilir. Konvansiyonel yöntemle üretime benzer şekilde ilgili bölgenin morfolojisinin elde edilmesi, protezin modellenmesi ve üretilmesi aşamalarından oluşur. Bilgisayarlı tomografi ve manyetik rezonans görüntüleme teknikleri sağlam dokunun ve maksillofasiyal defektin özelliklerini değerlendirmek amacıyla kullanılır. Elde edilen veri "Dijital Görüntüleme ve Tıpta İletişim (Digital Imaging and Communications in Medicine-DICOM)" formatındadır. Veri 3B bilgisayar destekli modelin oluşturulması için MIMICS, 3D Slicer, Amira, Rhino, SurgiCase, InVesalius, 3D Doctor vb. yazılımlar kullanılarak işlenir. Dijital modelde protez planlanması kontralateral sağlam anatomik bölgenin ayna görüntülenmesi ile yapılabilir. Daha sonra veriler 3B yazıcı yazılımı tarafından tanınan yaygın olarak

kullanılan “Standart Mozaikleme Dili (STL)” dosya biçimine dönüştürülür. 3B baskı tekniği maliyet, doğruluk, hız ve malzemenin işlenebilirliğini göz önünde bulunarak seçilir. Üretim tamamlandıktan sonra baskı desteklerinin ayırılması, yıkama ve bitirme işlemlerini kapsayan son işleme tabi tutulur (27).

2.9.2.1. 3B yazıcılarda kullanılan polimerler: Yumuşak elastomerik polimerler, sert naylonlar, akrilonitril-bütadien-stiren kopolimerler, metakrilatlar, üretanlar ve siloksanlar gibi çok sayıda polimer 3B yazıcılarda kullanılabilmektedir. Kürlenme davranışlarına bağlı olarak 3B yazıcılarla kullanılan polimerler termoplastik ve termoset olmak üzere iki ana gruba ayrılabilir(65). Termoplastik polimerler camsı geçiş sıcaklığı değeri üzerine ısıtıldığında yumuşar ve sıvı gibi davranır. Bu işlem geri dönüşümlüdür ve istenen herhangi bir şekilde yeniden kalıplanabilir. Termoset polimerler ise geri dönüşümsüz bir şekilde sertleşir. Termoset malzemeler mekanik olarak güçlüdür ve yüksek camsı geçiş sıcaklığına sahiptir (66).

Ekstraoral maksillofasiyal protez yapımında karşılaşılan en büyük zorluklardan biri insan cildinin taklit edilmesidir. Sentetik polimerler cilt yapısını belirli bir dereceye kadar taklit edebilir. Klinik uygulamalarda yumuşak dokuyu oluşturmak için poliüretan ve silikon elastomer gibi polimerler kullanılmaktadır. Yumuşak polimer genellikle rijit bir altyapıya bağlanır. Bu altyapı protezin şeklini ve mekanik özellikleri korumakla birlikte ve bazı durumlarda manyetik veya mekanik klips bağlantısı için gerekli olan retantif matriksi de içerir.

Altyapılar ve oküler protezler, akrilik rezin gibi sert 3B yazdırılabilir polimerlerden üretilebilir (27). Modern 3B yazıcılar ile çok bileşenli protezler üretilebilmektedir. Örneğin bir nesne bir ucunda sert ve şeffaf, diğer ucunda ise esnek ve opak olacak şekilde basılabilir (67). 3B yazıcılar ile kişiselleştirilmiş gerekli mekanik ve estetik özelliklere sahip polimerlerin tasarımı hassas şekilde yapılabilir. 3B yazıcılar için ışıkla kürlenen rezinler bileşimi karmaşık ve üreticiden üreticiye değişen sıvı formda polimer malzemelerdir. Rezinlerin biyouyumluluğu, doku ile uzun süreli teması, gerekli kimyasal ve mekanik özellikleri sağlayabilmesi değerlendirilmesi gereken temel konulardandır (66).

Akrilik polimerler; başlıca avantajı kimyasal ve teknolojik özelliklerinin, biyouyumluluğun yeterli olmasıdır. En yaygın kullanılan akrilik polimer PMMA'dır. İşlenmesi kolay, yüksek mekanik dayanıklılığa ve iyi estetik özelliklere sahip, hafif, düşük maliyetli bir polimerdir. 3B baskıda aktif olarak kullanılır. SLS, FDM, SLA, DLP yöntemleriyle üretilebilir.

Poliüretan elastomerler; mükemmel esneklikte, kenar dayanıklılığı iyi olan, içsel ve dışsal olarak renklendirilebilen elastik polimerlerdir. Neme karşı hassas ve sınırlı mekanik özelliklere sahiptir. FDM ve SLS yöntemleriyle üretilebilir (68).

Polikaprolakton; alifatik yarı kristalin bir polimerdir. Kolay işlenebilir ve fizyolojik sıcaklıkta üstün mekanik özelliklere sahiptir. FDM ve SLS yöntemleriyle üretilebilir (69).

Polilaktidler; insan vücuduyla ilgili uygulamalarda en yaygın kullanılan termoplastik polimerlerden biridir. Biyouyumlu olup cilt ile uzun süre temas edebilir. Darbe dayanımı düşüktür. Kırılgan olduğundan mekanik amaçlardan ziyade estetik kaygıların ön planda olduğu durumlarda kullanılabilir. FDM ve SLS yöntemleriyle üretilebilir (70).

Polietereterketon; mekanik, termal ve kimyasal özellikleri, biyolojik kararlılığı ve biyouyumluluğu nedeniyle önemli bir polimerdir. PEEK, yüksek dayanıklılık, sertlik ve tokluk gibi dikkate değer mekanik özelliklere sahiptir. Ek olarak, PEEK darbelere karşı dayanıklıdır ve stres altında minimum sünme sergiler ve boyutsal olarak stabildir. Performans özellikleri açısından 3B baskı için mevcut malzemeler arasında PEEK en üst sırada yer almaktadır. PEEK, özellikle maksillofasiyal cerrahi olmak üzere çeşitli biyomedikal uygulamalarda kullanılmaktadır. FDM ve SLS yöntemleriyle üretilebilir (71).

Stiren polimerleri; en popüler stiren polimerleri arasında polistiren ve akrilonitril-bütadien-stiren kopolimeri bulunur. Bu polimerler yumuşak doku protezlerinin 3B yazıcılarla üretimi sırasında sert kalıp üretimi için kullanılmaktadır (27).

Silikon elastomerler; 3B yazıcılar ile dolaylı veya doğrudan olmak üzere iki farklı yaklaşımla üretilebilir. Dolaylı yaklaşımda silikon elastomer sert polimer kalıplar kullanılarak kürlenir. Optimum özelliklere sahip silikon elastomerin üretimi için doğrudan 3B yazıcılarla üretim yaklaşımları aktif olarak geliştirilmektedir. Fakat doğrudan 3B yazıcılarla üretim kolay olmasına rağmen polimerizasyon sonrası katmanlı görünüm estetik gereklilikleri karşılamamaktadır (27).

Üç boyutlu yazıcıdan üretilen RTV silikonlar kabul edilebilir değerlerde sertlik, yırtılma ve çekme dayanımına sahiptir (72,73). Ancak silikon elastomerlerin 3B yazıcıdan üretilmesi ısıtma, kürleme gibi karmaşık teknik işlemler gerektirdiğinden zordur. Elde edilen silikon elastomer gerekli özellikleri taşımayabilir. Literatürde 3B yazıcıdan üretilen maksillofasiyal silikon elastomerlerin iyileştirilmesi, gerekli özellikleri sağlaması için yapılmış çeşitli çalışmalar bulunmakla birlikte bilgiler sınırlıdır (72–74).

Üretimde SLA, DLP, malzeme püskürtme, malzeme ekstrüzyonu teknolojileri kullanılabilir. Gelecekte dijital teknolojiler ile veri toplama, birden fazla malzemenin birlikte kullanılabilmesi, 3B yazıcılarla kullanılabilen polimerler malzemeler ve retansiyon sistemlerindeki gelişmelerle birlikte pratik uygulamalarda 3B yazıcıların kullanımının konvansiyonel tekniklerin yerini alabileceği öngörülmektedir.

3.GEREÇ VE YÖNTEMLER

Bu deneysel çalışma Sağlık Bilimleri Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğünce (proje numarası: 2023/088) desteklendi. Deneyler Sağlık Bilimleri Üniversitesi Gülhane Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Tübitak Bursa Test ve Analiz Laboratuvarı ve Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Merkez Araştırma Laboratuvarlarında gerçekleştirildi.

Hipotez aşağıdaki şekilde kuruldu:

> H_0 (Yokluk Hipotezi): Maksillofasiyal protezlerde farklı altyapı malzemesi kullanımının ve yapay yaşlandırma uygulanmasının altyapı örnek ile silikon elastomer arasındaki bağlantı dayanımına etkisi yoktur.

Bu in vitro çalışmada yedi farklı altyapı malzemesi kullanılarak hazırlanan örnekler yapay yaşlandırma uygulanıp uygulanmamasına göre 14 gruba ayrıldı. Örneklem büyüklüğü; Hatemleh ve arkadaşlarının çalışması (19) referans alınarak, G*Power istatistik programı ile Tip-1 hata (α) 0.05 olmak üzere her grupta minimum 5 örnek olmak üzere toplam 70 örnek olarak hesaplandı.

Çalışmada malzeme olarak maksillofasiyal silikon elastomer, adeziv primer ve altyapı malzemesi olarak kimyasal polimerize olan şeffaf renkli akrilik rezin (KPSA), ısı ile polimerize olan şeffaf renkli akrilik rezin (IPSA), ısı ile polimerize olan pembe renkli akrilik rezin (IPPA), 3B yazıcıdan üretilmiş cerrahi kılavuz rezini (CKR), 3B yazıcıdan üretilmiş kaide rezini (KR), PEKK, PEEK kullanıldı. Çalışma grupları aşağıda yer alan tablolardaki gibi tanımlandı (Tablo 3.1. ve Tablo 3.2).

Tablo 3. 1. Yapay yaşlandırma uygulanmamış çalışma gruplarının tanımlanması

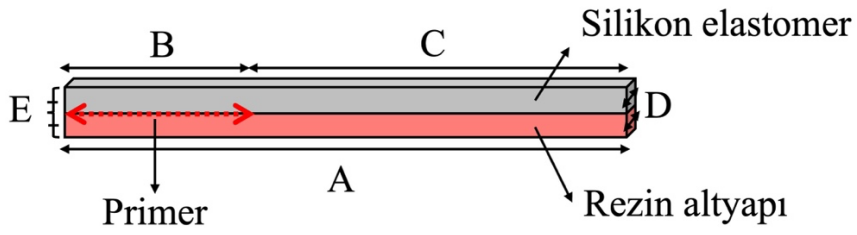
Grup No	Silikon Elastomere Bağlı Altyapı	Tanımlayıcı Kısaltma
1	Kimyasal polimerize olan şeffaf renkli akrilik rezin (n=5)	KPSA
2	Isı ile polimerize olan şeffaf renkli akrilik rezin (n=5)	IPSA
3	Isı ile polimerize olan pembe renkli akrilik rezin (n=5)	IPPA
4	3B Cerrahi kılavuz rezini (n=5)	CKR
5	3B Kaide rezini (n=5)	KR
6	PEKK (n=5)	PEKK
7	PEEK (n=5)	PEEK

Tablo 3. 2. Yapay yaşlandırma uygulanmış çalışma gruplarının tanımlanması

Grup No	Yapay Yaşlandırma Uygulanan, Silikon Elastomere Bağlı Altyapı	Tanımlayıcı Kısaltma
1	Kimyasal polimerize olan şeffaf renkli akrilik rezin (n=5)	YKPSA
2	Isı ile polimerize olan şeffaf renkli akrilik rezin (n=5)	YIPSA
3	Isı ile polimerize olan pembe renkli akrilik rezin (n=5)	YIPPA
4	3B Cerrahi kılavuz rezini (n=5)	YCKR
5	3B Kaide rezini (n=5)	YKR
6	PEKK (n=5)	YPEKK
7	PEEK (n=5)	YPEEK

3.1. ÖRNEKLERİN HAZIRLANMASI

Soyulma testi için her bir örnek ASTM D903-98 standartlarına göre hazırlanan 75x10x3 mm boyutlarında rezin bir altyapı ve altyapının bir uca yakın 25x10 mm'lik yüzeyine primer uygulanarak silikon ile altyapı arasında bağlantısı sağlanan, 75x10x3 mm boyutlarında altyapı ile aynı hizada vulkanize edilen silikon elastomerden oluşturuldu (Şekil 3.1) (49,75).



Şekil 3. 1. Soyulma testi örneği, Rezin altyapının uzunluğu (A)=75mm, Bağlanmış silikon (B)=25mm, Serbest silikon (C)=50mm, Silikon elastomer ve rezin altyapının genişlikleri (D)=10mm, Silikon elastomer ve rezin altyapının kalınlıkları (E)=6mm

Deneyde test edilen toplam 70 adet örneğin üretimi Tablo 3.3'te verilen yöntem ve cihazlar kullanılarak yapıldı. Bütün altyapı örneklerinin silikon elastomerle bağlantı yapan yüzeyi zımpara-parlatma cihazı ve polisaj motoru kullanılarak standardize edildi. Bağlantı alanına adeziv primeri uygulanıp üzerine silikon elastomerin vulkanizasyonu eş zamanlı olarak tamamlandı. Tüm örneklerin yarısına iklimlendirme kabininde hızlandırılmış yapay yaşlandırma uygulandı. Daha sonra tüm örneklere Universal test cihazı kullanılarak soyulma testi yapıldı. Silikon elastomer-altyapı ara yüzeyinde görülen başarısızlık konfokal mikroskopta incelenerek adeziv, karışık ve koheziv olmak üzere görsel olarak sınıflandırıldı. Deneylerde kullanılan cihazlar Tablo 3.4'te verilmiştir.

Tablo 3. 3. Çalışmada örnek üretiminde kullanılan malzemeler ve cihazlar

Malzeme	Üretim Yöntemi ve Cihaz	Üretici Firma
Maksillofasiyal silikon elastomer	Kimyasal ve ısı ile polimerizasyon (Beko Mini Fırın, Türkiye)	Technovent M511 Silikon Rubber, Technovent Ltd., South Wales, Birleşik Krallık
Adeziv primeri	Isı ile polimerizasyon (Beko Mini Fırın, Türkiye)	Technovent G611 Platinum Primer, Technovent Ltd., South Wales, Birleşik Krallık
Şeffaf akrilik rezin	Kimyasal polimerizasyon, Mum eritme cihazı (Er Metal Dental, Ankara, Türkiye), Polimerizasyon (Ekstromat) Cihazı (Ivomat IP3, Ivoclar Vivadent Pty. Ltd. Avustralya)	İntegra, Birleşik Grup Dental, Ankara, Türkiye
Şeffaf akrilik rezin	Isı ile polimerizasyon, Mum eritme cihazı (Er Metal Dental, Ankara, Türkiye), Polimerizasyon (Mufla Kaynatma) Cihazı (Er Metal Dental, Ankara, Türkiye)	BMS 016, BMS Dental, Capannoli, İtalya
Pembe akrilik rezin	Isı ile polimerizasyon, Mum eritme cihazı (Er Metal Dental, Ankara, Türkiye), Polimerizasyon (Mufla Kaynatma) Cihazı (Er Metal Dental, Ankara, Türkiye)	İntegra, Birleşik Grup Dental, Ankara, Türkiye
3B Kaide rezini	LCD, Üç Boyutlu Yazıcı (Free Shape 120, Ackuretta Technologies, Tayvan)	Mack4D Denture Light Pink MACK4D Rezin, Dentona, Almanya
3B Cerrahi kılavuz rezini	LCD, Üç Boyutlu Yazıcı (Free Shape 120, Ackuretta Technologies, Tayvan)	Mack4D Guide (MACK4D Rezin, Dentona, Almanya)
PEKK	FDM, Üç Boyutlu Yazıcı (The CreatBot PEEK-300, Henan CreatBot Technology Limited, Henan, Çin)	Essentium PEKK; Essentium, Inc, Pflugerville, Teksas
PEEK	FDM, Üç Boyutlu Yazıcı (The CreatBot PEEK-300, Henan Creatbot Technology Limited, Henan, Çin)	Essentium PEEK; Essentium, Inc, Pflugerville, Teksas

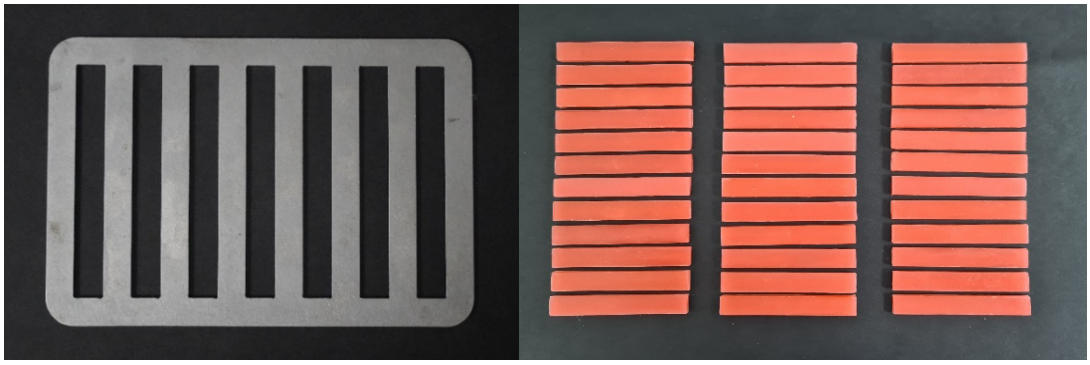
Tablo 3. 4. Deneylerde kullanılan cihazlar

Cihaz	Marka ve Model	Üretici Firma
Zımpara-parlatma cihazı	YMP-2 Manuel Taşlama ve Parlatma Sistemi	Shanghai Testermachine Co., Ltd.
İklimlendirme kabini	Atlas, Ci4400 Weather-Ometer	AMETEK, Inc., Amerika Birleşik Devletleri
Universal test cihazı	LRX	Llyod Insturments, AMETEK Inc., Amerika Birleşik Devletleri
Konfokal mikroskop	Zeiss Smartproof 5	Carl Zeiss, Jena, Almanya

3.1.1. Altyapı Örneklerin Üretilmesi

3.1.1.1. Konvansiyonel yöntemle üretilen akrilik rezin örnekler

Kimyasal polimerize olan şeffaf renkli akrilik rezin, ısı ile polimerize olan şeffaf renkli akrilik rezin, ısı ile polimerize olan pembe renkli akrilik rezin altyapı örneklerin üretiminde kayıp mum tekniği kullanıldı. Kayıp mum tekniğinde kullanılmak üzere 75x10x3mm boyutlarında 30 adet mum obje hazırlandı. Mum objelerin standart boyutlarda hazırlanabilmesi için 3 mm kalınlığında paslanmaz çelik plaka lazer ile 75x10x3 mm boyutlarında kesilerek bir kalıp üretildi (Şekil 3.2). Mum örneklerin eşit kalınlıkta ve yüzeylerinin düzgün olması için kalıp iki cam arasına konarak kalıbın içerisine damlatma yöntemiyle pembe plaka mum (Nowax Dental, President, Almanya) yığıldı ve soğumaya bırakıldı (76). Mum örneklerin soğumasıyla oluşan büzülme mum eklenerek telafi edildi.



Şekil 3. 2. Paslanmaz çelik kalıp ve mum örnekler

Kimyasal polimerize olan şeffaf renkli akrilik rezin, ısı ile polimerize olan şeffaf renkli akrilik rezin, ısı ile polimerize olan pembe renkli akrilik rezin altyapı örnekler Gülhane Diş Hekimliği Fakültesinde üretildi. Hazırlanan mum objeler her muflada 3'er tane olacak şekilde muflanın alt parçasında alçıya gömüldü (Şekil 3.3.). Alçı sertleştikten sonra lak (Imiseal, Imicryl Dental, Konya, Türkiye) uygulandı, muflanın üst parçası yerleştirildi ve alçı dökülerek muflaya alındı. Mum atımı otomatik mum eritme cihazında (Er Metal Dental, Ankara, Türkiye) 90° C 15 dakikada (Şekil 3.4.) tamamlandı.



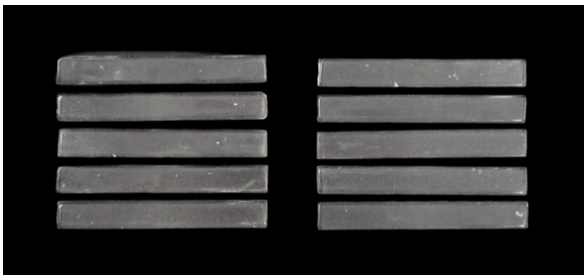
Şekil 3. 3. Muflanın alt parçasına gömülmüş mum objeler



Şekil 3. 4. Mum atımı sonrası açılmış mufla

3.1.1.1.1. Kimyasal polimerize olan şeffaf renkli akrilik rezin örnekler

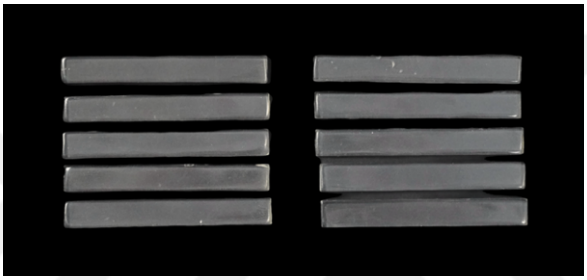
Üretici firmanın önerileri doğrultusunda hazırlanan kimyasal polimerize olan akrilik rezin (BMS 016, BMS Dental, İtalya) mufla içindeki alçı kalıba yerleştirildi. Polimerizasyon prosedürü 50˚C'de, 2.5 bar basınç altında ekstromatta (Ivomat IP3, Ivoclar Vivadent Pty. Ltd. Avustralya) tamamlandı. Muflalar oda sıcaklığında soğuduktan sonra örnekler mufladan çıkarıldı ve örneklerin tesviyesi tamamlandı (Şekil 3.5).



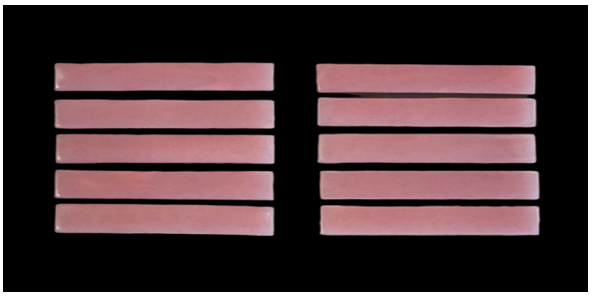
Şekil 3. 5. Kimyasal polimerize olan şeffaf akrilik rezin örnekler

3.1.1.1.2. Isı ile polimerize olan şeffaf ve pembe renkli akrilik rezin örnekler

Isı ile polimerize olan şeffaf ve pembe renkli akrilik rezin (İntegra, Birleşik Grup Dental, Ankara, Türkiye) üretici firmanın önerileri doğrultusunda (14 ml likit / 35 gr. toz) hazırlanıp mufla içindeki alçı kalıba yerleştirildi. Pres altında 30 dk. bekledikten sonra oda sıcaklığındaki polimerizasyon ünitesine yerleştirildi, su sıcaklığı 90°C ulaştıktan sonra 30 dk. polimerize edildi. Muflalar oda sıcaklığında soğuduktan sonra örnekler mufladan çıkarıldı ve örneklerin tesviyesi tamamlandı (Şekil 3.6. ve 3.7.).



Şekil 3. 6. Isı ile polimerize olan şeffaf renkli akrilik rezin örnekler



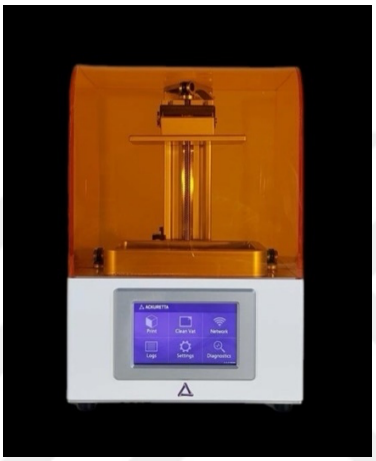
Şekil 3. 7. Isı ile polimerize olan pembe renkli akrilik rezin örnekler

3.1.1.2. Üç boyutlu yazıcı ile üretilen örnekler

Üç boyutlu yazıcı ile üretilen cerrahi kılavuz rezini, kaide rezini, PEKK ve PEEK örnekler için ExoCAD (DentalCAD) programı ile dijital olarak 75 mm boyunda, 10 mm genişliğinde ve 3 mm kalınlığında bir dikdörtgen prizması tasarlandı.

3.1.1.2.1. Likit kristal ekran (LCD) teknolojisi ile üretilen örnekler

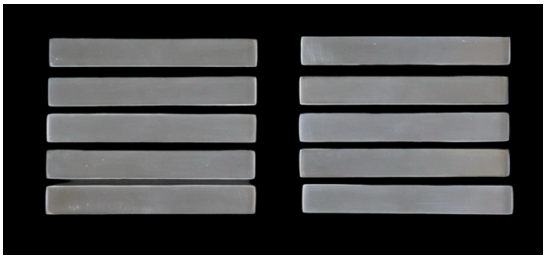
Cerrahi kılavuz rezini ve kaide rezini örnekler üretici firmanın önerileri doğrultusunda 3B yazıcıda (Free Shape 120 Printer, Ackuretta Technologies, Tayvan) (Şekil 3.8) likit kristal ekran (LCD) baskı teknolojisi ile üretildi. Üretilen her örnek izopropil alkol solüsyonu ile ultrasonik temizleyicide 5 dakika boyunca temizlendi (Şekil 3.9) ve 405 nm dalga boyunda ışık yayan bir UV kürleme cihazında 3 dakika son kürleme işlemine tabi tutuldu (Şekil 3.10. ve Şekil 3.11).



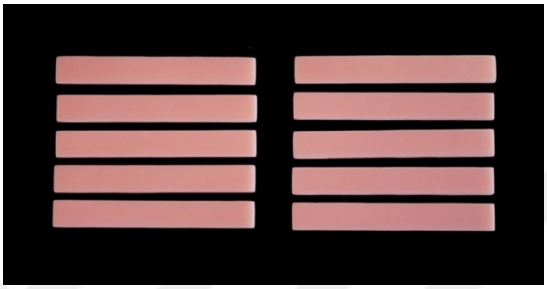
Şekil 3. 8. Free Shape 120 Printer, Ackuretta üç boyutlu yazıcı



Şekil 3. 9. Ultrasonik temizleyici ve ultraviyole kürleme cihazı



Şekil 3. 10. Üç boyutlu yazıcıdan üretilmiş cerrahi kılavuz rezini örnekler



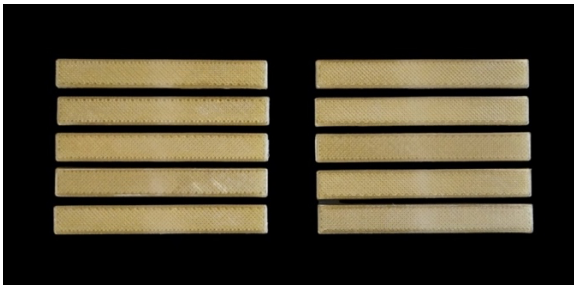
Şekil 3. 11. Üç boyutlu yazıcıdan üretilmiş kaide rezini örnekler

3.1.1.2.2. Erimiş Biriktirme Modelleme (FDM) teknolojisi ile üretilen örnekler

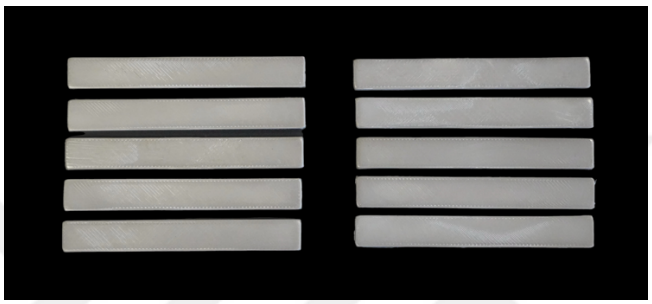
Üç boyutlu yazıcı ile üretilen PEKK ve PEEK örnekler, termoplastik bir filamentin katmanlar halinde eklenerek üretilmesi sürecini içeren "Erimiş Biriktirme Modelleme" (FDM) baskı teknolojisi ile üretildi. 3B yazıcı (The CreatBot PEEK-300, Henan Creatbot Technology Limited, Henan, Çin) (Şekil 3.12.) ile üretici firmanın talimatlarına göre üretim tamamlandı (Şekil 3.13. ve Şekil 3.14.).



Şekil 3. 12. Creatbot Peek-300 üç boyutlu yazıcı



Şekil 3. 13. Üç boyutlu yazıcıdan üretilmiş polieterketonketon örnekler



Şekil 3. 14. Üç boyutlu yazıcıdan üretilmiş polietereterketon örnekler

Toplam 70 adet altyapı örneğin üretimi tamamlandıktan sonra yüzeyleri zımpara-parlatma cihazında (YMP-2 Manuel Taşlama ve Parlatma Sistemi, Shanghai Testermachine Co., Ltd.) sürekli su akışı altında sırasıyla 80-120-320-600-800 grit zımpara kâğıdı ile zımparalandı (Şekil 3.15.). Yüzeylerin polisajı kıl fırça ile pomza-su karışımı, sonrasında pamuk fırça ile alçı-alkol karışımı uygulanarak polisaj motorunda tamamlandı.



Şekil 3. 15. Zımparalama-Parlatma cihazı

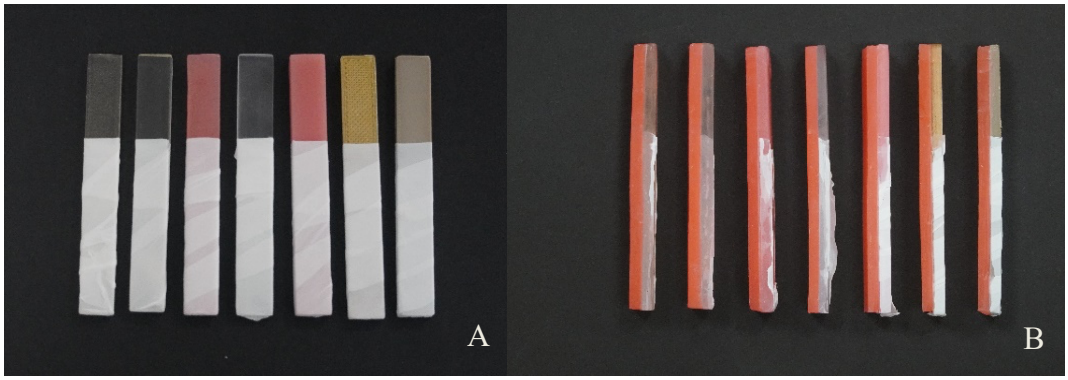
3.1.2. Altyapı Örnekler ile Silikon Elastomerin Bağlantısı

Maksillofasiyal silikon elastomer olarak “M511 Silikon Rubber” (Technovent Ltd., South Wales, Birleşik Krallık) (Şekil 3.16.A) ve adeziv primeri olarak bu malzeme ile uyumlu “G611 Platinum Primer” (Technovent Ltd., South Wales, Birleşik Krallık) (Şekil 3.16.B) kullanıldı.



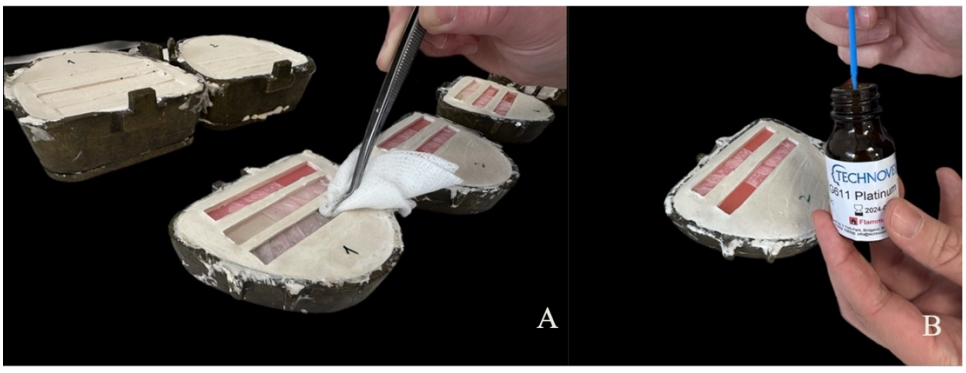
Şekil 3. 16.A: G611 Platinum Primer **B:** M511 Silikon Rubber

Silikon örneğin boyutlarına uygun olacak şekilde üretilen kalıptan 75 mm x10 mm x 3 mm boyutlarında 70 adet pembe mum obje hazırlandı. ASTM D903-98 standartlarında 180° soyulma test düzeneğine göre silikon elastomerin 25x10mm’lik kısmının altyapı örnek ile bağlantısı sağlandı. Üretilen her 7 farklı altyapının üst yüzeyine pembe mum örnek yerleştirilmeden önce altyapı örneklerinin bağlantı dışında kalacak 50 mm’lik kısmı teflon bant ile izole edildi (Şekil 3.17.A). Daha sonra altyapı örnekler ve mum objeler birbirlerine tam temas edecek şekilde (Şekil 3.17.B) birlikte muflaya alındı ve mum atımı tamamlandı.



Şekil 3. 17.A: Teflon bant ile izolasyon **B:** Altyapı ve mum örneklerin sabitlenmesi

Altyapı örneklerin silikon elastomerle bağlantı sağlayan 25 mm'lik kısmı aseton ile temizlendi (Şekil 3.18.A). Silikon elastomer ve tüm altyapı örnekler arasındaki bağlantıyı sağlamak için bağlantı yüzeyine ince bir tabaka halinde platin primer uygulandı (Şekil 3.18.B). Silikon elastomer üretici firmanın önerileri doğrultusunda A ve B kısımları 10:1 oranında hassas terazi kullanılarak temiz cam üzerinde karıştırıldı (Şekil 3.19.). Daha sonra silikon elastomer spatül yardımıyla altyapıların üzerine yerleştirildi (Şekil 3.20.) mufla kapatıldı ve britte sıkıştırıldı. Silikon elastomerin polimerizasyonu üretici firmanın talimatları doğrultusunda basınç altındaki muflada, 100ºC kuru hava ortamında, 1 saatte tamamlandı (Şekil 3.21.). Mufla fırından çıkarılıp oda sıcaklığında soğuduktan sonra örnekler mufladan çıkarıldı. Bütün örnekler sabunlu su ile fırçalanarak temizlendi (Şekil 3.22.).



Şekil 3. 18.A: Aseton ile yüzeyin temizlenmesi **B:** Platin primer uygulanması



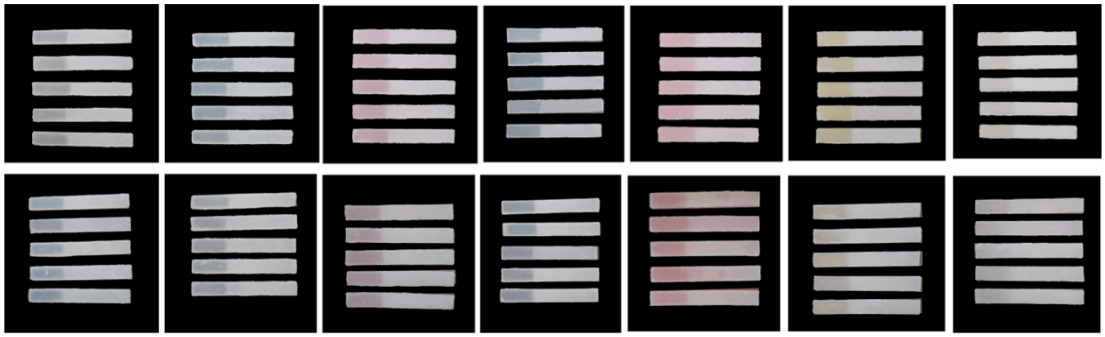
Şekil 3. 19. Silikon elastomerin uygun oranda karıştırılması



Şekil 3. 20. Silikon elastomerin altyapı örnekler üzerine yerleştirilmesi



Şekil 3. 21. 100ºC kuru hava ortamında polimerizasyonun 1 saatte tamamlanması



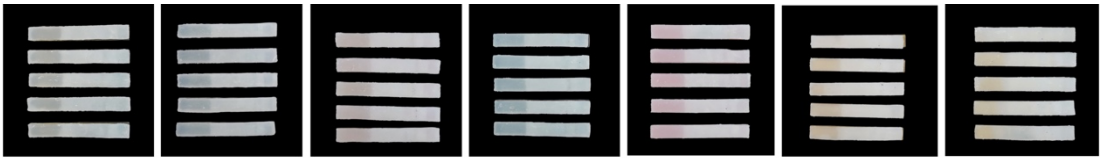
Şekil 3. 22. Örnekler

3.2. ÖRNEKLERİN YAPAY YAŞLANDIRILMASI

Maksillofasiyal protezlerin 1 senelik klinik kullanımlarını simüle etmek için 360 saat hızlandırılmış yapay yaşlandırma işlemi Tübitak Bursa Test ve Analiz Laboratuvarındaki yapay yaşlandırma kabininde (Ci4400 Weather-Ometer, Atlas, Inc., Amerika Birleşik Devletleri) (Şekil 3.23) yapıldı. Hızlandırılmış yapay yaşlandırma tüm gruplardaki örneklerin yarısına ASTM-4892-2 standartlarına göre 60 w/m^2 sürekli ışıma altında, 50±10% bağıl nemli ortamda, 38±3°C kabin sıcaklığında, her bir döngü 18 dk. da bir distile su ile spreyleme (27-31°C) ve 102 dk. da bir kurutma (34-38°C) olacak şekilde uygulandı (Şekil 3.24.) (77).



Şekil 3. 23. Yapay yaşlandırma kabini ve örnekler



Şekil 3. 24. Yapay yaşlandırma uygulanmış örnekler

3.3. SOYULMA TESTİ

Silikon elastomer ve rezin arasındaki bağlantı dayanımı ASTM D903-98 standartlarına göre, 180° soyulma testi kullanılarak değerlendirildi. Bu test için Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi bünyesinde bulunan Merkez Araştırma Laboratuvarındaki Universal test cihazı (LRX, Llyod Insturments, AMETEK Inc., Amerika Birleşik Devletleri) kullanıldı. Altyapı örneklerin silikon elastomer ile bağlantı yapmayan alanının 25 mm'lik kısmı ve serbest silikon elastomerin 25 mm'lik kısmı test cihazının aparatlarına sıkıştırılarak sabitlendi. Silikon elastomer 180° açıyla 10 mm/dk hız ile altyapıdan çekilerek soyuldu (Şekil 3.25.)(19).



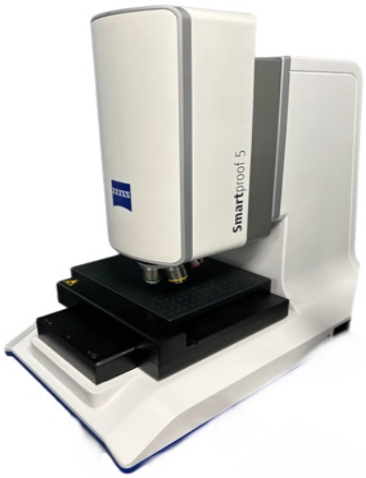
Şekil 3. 25. Silikon elastomerin altyapıdan çekilmesi, soyulma testi

Silikon elastomerin rezin altyapıdan ayrıldığı ve/veya koptuğu maksimum kuvvet (N) ve silikon elastomerin uzama miktarı (mm) kaydedildi. Soyulma bağlantı dayanımı (N/mm), kaydedilen maksimum kuvvet (F), numunelerin genişliği (W, mm) ve silikon elastomerin uzama oranı (λ) göz önünde bulundurularak aşağıdaki formüle göre hesaplandı (2,7,15,16,19,30,47,48,50,51,75,78,79).

Soyulma bağlantı dayanımı=F/W([1+λ] /2+1)

3.4. BAĞLANTI YÜZEYİNİN İNCELENMESİ

Soyulma testi sonrası tüm altyapı örneklerin silikon elastomer ile bağlantı yapmış yüzeyi konfokal mikroskopta (Zeiss Smartproof 5, Carl Zeiss) incelendi (Şekil 3.26.). Her örneğin yüzeyinde 1mm x 1 mm ebatlarında bir alan 10x.0.7 lens ile optik olarak tarandı. Elde edilen veri yüzey analiz yazılımına (ConfoMap ST 9.3.10494; Zeiss, Germany) aktarıldı. Yüzey pürüzlüğü (ISO 21920) ve topografisini değerlendirmek için 0,8 mm kesme değerine sahip bir Gauss Filtresi uygulandı. Son olarak yüzeyler 3 boyutlu olarak görselleştirildi. Örnekler incelenerek başarısızlık adeziv, karışık ve koheziv olmak üzere 3 tipte sınıflandırıldı.



Şekil 3. 26. Konfokal mikroskop, Zeiss Smartproof 5, Carl Zeiss

3.5. İSTATİKSEL ANALİZ

Soyulma testinden elde edilen verilerin istatiksel analizi IBM SPSS (IBM Corp., Versiyon 26.) programı ile gerçekleştirildi. İstatiksel analizde maksillofasiyal silikon elastomerin 7 farklı altyapı ile bağlantı dayanımı değerlendirildi. Ayrıca yapay yaşlandırma uygulanmasının maksillofasiyal silikon elastomer-altyapı bağlantısına etkisi de incelendi. Yapay yaşlandırmanın etkisi göz önünde tutularak bağlantı dayanımlarının karşılaştırılması iki yönlü varyans analizi ile gerçekleştirildi. Farklı altyapı malzemesi ve yapay yaşlandırma olup olmamasına göre toplam 14 alt grupta normal dağılım Shapiro Wilk testi, gruplar arası varyans homojenliği ise Levene testi ile değerlendirildi. İki yönlü varyans analizinde;

1. Yapay yaşlandırma göz ardı edilerek farklı altyapı malzemesi kullanılmasının,
2. Farklı altyapı malzemesi kullanılması göz ardı edilerek yapay yaşlandırmanın,
3. Yapay yaşlandırma ve farklı tip altyapı malzemesi kullanılmasının bağlantı dayanımına etkisinin anlamlılığı incelendi.

Etkileşim anlamlı bulunduğundan yapay yaşlandırma olan ve olmayan grupta altyapılar arasındaki farklılık ikili gruplarda post-hoc olarak incelendi ve elde edilen p değerlerine Bonferroni düzeltmesi uygulandı. %95 güven aralığında $p<0.05$ değeri istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

4.BULGULAR

Üretilen 7 farklı altyapının silikon elastomer ile bağlantısı sağlandı ve yarısına yapay yaşlandırma uygulandı. Daha sonra tüm örneklere soyulma testi uygulandı. Soyulma testi sonucunda elde edilen veriler aşağıdaki tablolarda gösterilmiştir (Tablo 4.1- 4.14).

4.1. SOYULMA TESTİ SONUÇLARI

Tablo 4. 1. Silikon elastomer-Kimyasal polimerize olan şeffaf renkli akrilik rezin

Tanımlayıcı Kısaltma	Örnek No	Maksimum Kuvvet (N)	Yer Değiştirme (mm)	Bağlantı Dayanımı (N/mm)
KPSA	1	26,6949	112,0894	5,9990
KPSA	2	34,3563	147,8465	8,5397
KPSA	3	17,3124	109,6081	3,8619
KPSA	4	22,4487	180,7834	6,0728
KPSA	5	17,4283	157,0954	4,4395

Tablo 4. 2. Silikon elastomer-Isı ile polimerize olan şeffaf renkli akrilik rezin

Tanımlayıcı Kısaltma	Örnek No	Maksimum Kuvvet (N)	Yer Değiştirme (mm)	Bağlantı Dayanımı (N/mm)
IPSA	1	28,2428	145,4136	6,9743
IPSA	2	30,3563	147,8465	7,5455
IPSA	3	33,3863	149,8465	8,3431
IPSA	4	25,5521	200,8574	7,2543
IPSA	5	23,9315	131,1825	5,6826

Tablo 4. 3. Silikon elastomer-Isı ile polimerize olan pembe renkli akrilik rezin

Tanımlayıcı Kısaltma	Örnek No	Maksimum Kuvvet (N)	Yer Değiştirme (mm)	Bağlantı Dayanımı (N/mm)
IPPA	1	26,5915	146,9917	6,5945
IPPA	2	25,5815	145,4136	6,3171
IPPA	3	31,4236	162,4543	8,1168
IPPA	4	22,2971	107,5784	4,9437
IPPA	5	23,1229	201,9638	6,5817

Tablo 4. 4. Silikon elastomer-Üç boyutlu cerrahi kılavuz rezini

Tanımlayıcı Kısaltma	Örnek No	Maksimum Kuvvet (N)	Yer Değiştirme (mm)	Bağlantı Dayanımı (N/mm)
CKR	1	30,9413	133,0573	7,3858
CKR	2	30,4569	53,8412	5,6617
CKR	3	23,5923	14,1234	3,7609
CKR	4	27,6647	125,9506	6,4726
CKR	5	15,4952	124,4883	3,6102

Tablo 4. 5. Silikon elastomer- Üç boyutlu kaide rezini

Tanımlayıcı Kısaltma	Örnek No	Maksimum Kuvvet (N)	Yer Değiştirme (mm)	Bağlantı Dayanımı (N/mm)
KR	1	21,5834	112,1923	4,8518
KR	2	25,8087	125,7417	6,0347
KR	3	28,1350	131,4450	6,6857
KR	4	31,6110	124,8812	7,3734
KR	5	30,0581	134,3674	7,2012

Tablo 4. 6. Silikon elastomer-Polieterketonketon

Tanımlayıcı Kısaltma	Örnek No	Maksimum Kuvvet (N)	Yer Değiştirme (mm)	Bağlantı Dayanımı (N/mm)
PEKK	1	2,3520	0,2141	0,3531
PEKK	2	0,7060	7,4563	0,1094
PEKK	3	2,2255	10,5212	0,3494
PEKK	4	0,2720	1,3021	0,0410
PEKK	5	0,6845	1,4705	0,1033

Tablo 4. 7. Silikon elastomer-Polietereterketon

Tanımlayıcı Kısaltma	Örnek No	Maksimum Kuvvet (N)	Yer Değiştirme (mm)	Bağlantı Dayanımı (N/mm)
PEEK	1	14,3432	46,5853	2,5969
PEEK	2	0,6904	42,9696	0,1233
PEEK	3	4,3549	53,6106	0,8088
PEEK	4	0,6007	8,6963	0,0936
PEEK	5	6,2235	53,5392	1,1556

Tablo 4. 8. Yapay yaşlandırma uygulanmış silikon elastomer-Kimyasal polimerize olan şeffaf renkli akrilik rezin

Tanımlayıcı Kısaltma	Örnek No	Maksimum Kuvvet (N)	Yer Değiştirme (mm)	Bağlantı Dayanımı (N/mm)
YKPSA	1	1,0705	7,9749	0,1662
YKPSA	2	0,8549	0,0004	0,1282
YKPSA	3	0,5842	2,9015	0,0887
YKPSA	4	0,9533	21,6929	0,1567
YKPSA	5	0,8549	0,0004	0,1282

Tablo 4. 9. Yapay yaşlandırma uygulanmış silikon elastomer-Isı ile polimerize olan şeffaf renkli akrilik rezin

Tanımlayıcı Kısaltma	Örnek No	Maksimum Kuvvet (N)	Yer Değiştirme (mm)	Bağlantı Dayanımı (N/mm)
YIPSA	1	0,9533	21,6929	0,1567
YIPSA	2	0,7976	8,5531	0,1242
YIPSA	3	0,9729	38,8915	0,1711
YIPSA	4	2,9471	22,3649	0,4860
YIPSA	5	2,3637	23,1835	0,3910

Tablo 4. 10. Yapay yaşlandırma uygulanmış silikon elastomer-Isı ile polimerize olan pembe renkli akrilik rezin

Tanımlayıcı Kısaltma	Örnek No	Maksimum Kuvvet (N)	Yer Değiştirme (mm)	Bağlantı Dayanımı (N/mm)
YIPPA	1	6,8843	31,2447	1,1760
YIPPA	2	2,1607	41,7178	0,3842
YIPPA	3	11,6630	86,9852	2,4258
YIPPA	4	16,7900	48,0910	3,0568
YIPPA	5	20,3668	105,5574	4,4882

Tablo 4. 11. Yapay yaşlandırma uygulanmış silikon elastomer- Üç boyutlu cerrahi kılavuz rezini

Tanımlayıcı Kısaltma	Örnek No	Maksimum Kuvvet (N)	Yer Değiştirme (mm)	Bağlantı Dayanımı (N/mm)
YCKR	1	19,3797	118,2819	4,4351
YCKR	2	19,4182	100,1642	4,2094
YCKR	3	4,5448	15,1602	0,7276
YCKR	4	12,1066	89,1220	2,5353
YCKR	5	18,1788	105,5972	4,0065

Tablo 4. 12. Yapay yaşlandırma uygulanmış silikon elastomer-Üç boyutlu kaide rezini

Tanımlayıcı Kısaltma	Örnek No	Maksimum Kuvvet (N)	Yer Değiştirme (mm)	Bağlantı Dayanımı (N/mm)
YKR	1	13,4674	91,2136	2,8390
YKR	2	14,0884	62,8490	2,7035
YKR	3	4,5555	44,2937	0,8178
YKR	4	4,4430	42,3083	0,7917
YKR	5	35,8648	52,3745	6,6320

Tablo 4. 13. Yapay yaşlandırma uygulanmış silikon elastomer-Polieterketonketon

Tanımlayıcı Kısaltma	Örnek No	Maksimum Kuvvet (N)	Yer Değiştirme (mm)	Bağlantı Dayanımı (N/mm)
YPEKK	1	0,5731	11,1159	0,0902
YPEKK	2	0,5846	20,0763	0,0955
YPEKK	3	0,3125	5,2112	0,0479
YPEKK	4	0,1027	2,1181	0,0155
YPEKK	5	0,1017	27,5331	0,0171

Tablo 4. 14. Yapay yaşlandırma uygulanmış silikon elastomer-Polietereterketon

Tanımlayıcı Kısaltma	Örnek No	Maksimum Kuvvet (N)	Yer Değiştirme (mm)	Bağlantı Dayanımı (N/mm)
YPEEK	1	0,6722	0,1802	0,1009
YPEEK	2	0,4737	3,4790	0,0721
YPEEK	3	0,3947	20,3421	0,0645
YPEEK	4	0,7984	0,0009	0,1197
YPEEK	5	0,2736	0,2672	0,0411

Yapay yaşlandırma uygulanmamış örneklerde bağlantı dayanımının aritmetik ortalama, ortanca, alt ve üst sınır değerleri aşağıdaki tabloda (Tablo 4.15) belirtilmiştir.

Tablo 4. 15. Yapay yaşlandırma uygulanmamış örneklerin bağlantı dayanımının (N/mm) aritmetik ortalama, ortanca, alt ve üst sınır değerleri

Grup	N	Ortalama (N/mm)	Standart Sapma (N/mm)	Ortanca (N/mm)	Alt ve Üst Sınır Değerleri (N/mm)
KPSA	5	5,7826	1,8183	5,9990	3,8619-8,5397
IPSA	5	7,1600	0,9713	7,2543	5,6826-8,3431
IPPA	5	6,5108	1,12746	6,58177	4,9437-8,1168
CKR	5	5,3783	1,6620	5,6617	3,6102-7,3858
KR	5	6,4294	1,02434	6,68574	4,8518-7,3734
PEKK	5	0,1912	0,14851	0,10942	0,0410-0,3531
PEEK	5	0,9556	1,02363	0,80889	0,0936-2,5969

Yapay yaşlandırma uygulanmış örneklerde bağlantı dayanımının aritmetik ortalama, ortanca, alt ve üst sınır değerleri aşağıdaki tablolarda (Tablo 4.16) belirtilmiştir.

Tablo 4. 16. Yapay yaşlandırma uygulanmış örneklerin bağlantı dayanımının aritmetik ortalama, ortanca, alt ve üst sınır değerleri

Grup	N	Ortalama (N/mm)	Standart Sapma (N/mm)	Ortanca (N/mm)	Alt ve Üst Sınır Değerleri (N/mm)
YKPSA	5	0,1336	0,0303	0,1282	0,0887-0,1662
YIPSA	5	0,2658	0,1620	0,1711	0,1242-0,4860
YIPPA	5	2,3062	1,6055	2,4258	0,3842-4,4882
YCKR	5	3,1828	1,5610	4,0065	0,7276-4,4351
YKR	5	2,7568	2,3794	2,7035	0,7917-6,6320
YPEKK	5	0,0532	0,0384	0,0479	0,0155-0,0955
YPEEK	5	0,0797	0,0309	0,0721	0,0411-0,1197

Soyulma testi sonrası elde edilen veriler iki yönlü varyans analizi ile istatiksel olarak değerlendirildi. İki yönlü varyans analizi sonucuna göre farklı altyapı kullanımının, yapay yaşlandırma uygulanmasının ve bu ikisi arasındaki etkileşimin bağlantı dayanımına etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulundu (sırasıyla $F(6,70) = 23.314$; $p<0.001$, $F(1,70) = 132.258$); $p<0.001$, $F(6,70) = 10.072$; $p<0.001$). Buna göre kullanılan altyapı malzemesi türünün bağlantı dayanımına etkisi yaşlandırma yapılıp yapılmamasına göre değişkenlik gösterdi. Benzer şekilde yapay yaşlandırma uygulanmasının bağlantı dayanımına etkisi kullanılan altyapı malzemesi türüne göre değişkenlik gösterdi.

İki yönlü varyans analizi sonucunda farklı altyapı malzemesi kullanımının ve yapay yaşlandırma uygulanmasının bağlantı dayanımına etkisi istatistiksel olarak anlamlı bulunduğundan her bir altyapı türü için karşılaştırmalar yaşlandırma uygulanan ve uygulanmayan gruplarda ayrı ayrı; aynı şekilde yaşlandırma uygulanan ve uygulanmayan gruplarda her altyapı türü için ayrı ayrı post hoc test edildi. Post-hoc

karşılaştırmalarda elde edilen p değerlerine Bonferroni düzeltmesi uygulandı (Tablo 4.17. ve Tablo 4.18.).

Tablo 4. 17. Yapay yaşlandırma uygulanmamış grupların ikili karşılaştırma sonuçları

Karşılaştırma		**p***
KPSA	IPSA	1.000
KPSA	IPPA	1.000
KPSA	CKR	1.000
KPSA	KR	1.000
KPSA	PEKK	**<0.001**
KPSA	PEEK	**<0.001**
IPSA	IPPA	1.000
IPSA	CKR	0.537
IPSA	KR	1.000
IPSA	PEKK	**<0.001**
IPSA	PEEK	**<0.001**
IPPA	CKR	1.000
IPPA	KR	1.000
IPPA	PEKK	**<0.001**
IPPA	PEEK	**<0.001**
CKR	KR	1.000
CKR	PEKK	**<0.001**
CKR	PEEK	**<0.001**
KR	PEKK	**<0.001**
KR	PEEK	**<0.001**
PEKK	PEEK	1.000

*: Bonferroni düzeltmeli p değerleri

Tablo 4. 18. Yapay yaşlandırma uygulanmış grupların ikili karşılaştırma sonuçları

Karşılaştırma		p*
YKPSA	YIPSA	1.000
YKPSA	YIPPA	0.148
YKPSA	YCKR	**0.005**
YKPSA	YKR	**0.028**
YKPSA	YPEKK	1.000
YKPSA	YPEEK	1.000
YIPSA	YIPPA	0.233
YIPSA	YCKR	**0.009**
YIPSA	YKR	**0.047**
YIPSA	YPEKK	1.000
YIPSA	YPEEK	1.000
YIPPA	YCKR	1.000
YIPPA	YKR	1.000
YIPPA	YPEKK	0.111
YIPPA	YPEEK	0.122
YCKR	YKR	1.000
YCKR	YPEKK	**0.004**
YCKR	YPEEK	**0.004**
YKR	YPEKK	**0.020**
YKR	YPEEK	**0.023**
YPEKK	YPEEK	1.000

*: Bonferroni düzeltmeli p değerleri

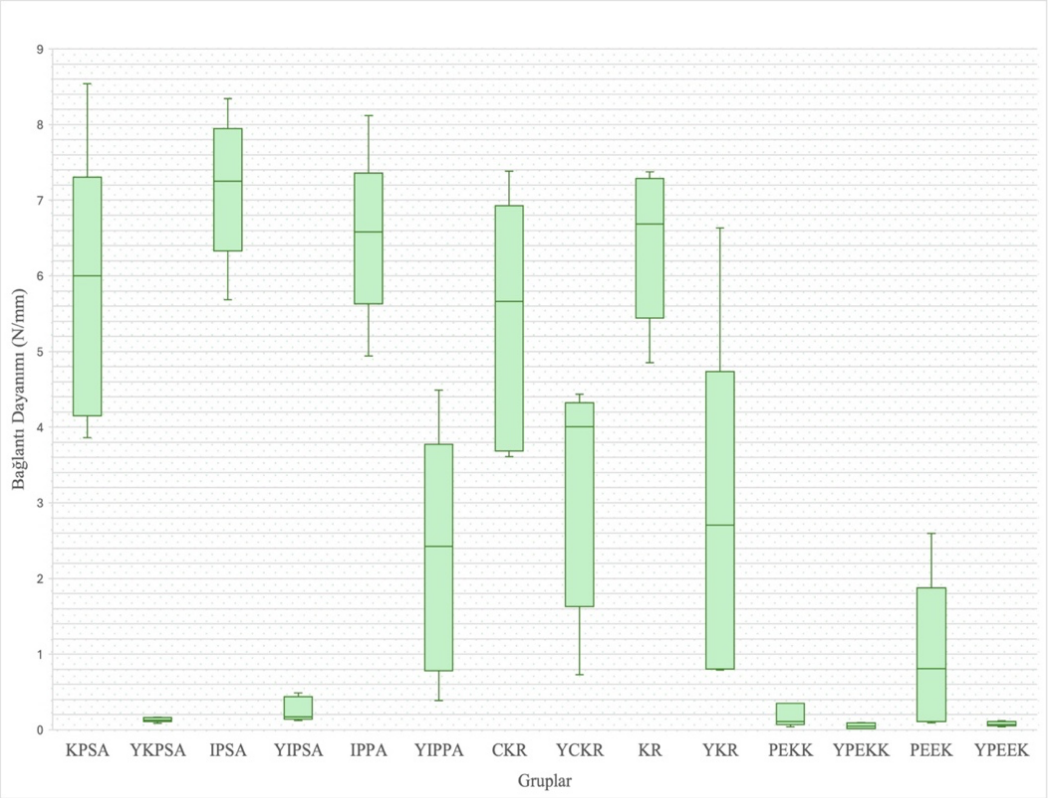
Çalışmamızda yapay yaşlandırma uygulanmamış örneklerde soyulma testi sonrası ortalama bağlantı dayanımı en yüksek IPSA (7,1600 N/mm) grubunda ölçüldü ve bunu IPPA (6,5108 N/mm), KR (6,4294 N/mm), KPSA (5,7826 N/mm), CKR (5,3783 N/mm), PEEK (0,9556 N/mm) ve PEKK (0,1912 N/mm) grupları takip etti. Yapay yaşlandırma uygulanmadan önce konvansiyonel yöntem ile üretilen akrilik rezin altyapılı IPSA, IPPA, KPSA, 3B yazıcıdan üretilmiş altyapılı KR ve CKR grupları ikili karşılaştırıldığında istatiksel olarak birbirine benzer bağlantı dayanımı gösterdi ($p>0.05$) ve ortalama bağlantı dayanımı PEKK, PEEK gruplarından istatiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek ölçüldü ($p<0.05$). Yapay yaşlandırma uygulanmış örneklerde soyulma testi sonra ortalama bağlantı dayanımı en yüksek YCKR (3,1828 N/mm) grubunda ölçüldü ve bunu YKR (2,7568 N/mm), YIPPA (2,3062 N/mm), YIPSA (0,2658 N/mm), YKPSA (0,1336 N/mm), YPEEK (0,0797 N/mm) ve YPEKK (0,0532 N/mm) grupları takip etti. Ortalama bağlantı dayanımı ikili karşılaştırıldığında YCKR ve YKR gruplarında birbirine benzer ($p>0.05$) ve YKPSA, YIPSA, YIPPA, YPEKK ve YPEEK gruplarından istatiksel olarak anlamlı derecede yüksek ölçüldü ($p<0.05$). Bütün gruplarda ortalama bağlantı dayanımı 360 saat hızlandırılmış yapay yaşlandırma uygulandıktan sonra azaldı. Bu azalma YKPSA, YIPSA, YIPPA, YCKR, YKR gruplarında istatiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$) ancak 3B yazıcıdan üretilmiş PEKK ve PEEK gruplarında istatiksel olarak anlamlı bulunmadı (sırasıyla $p=0.860$; $p=0.264$).

Tablo 4. 19. Altyapı türü ve yapay yaşlandırma uygulanmasının bağlantı dayanımına etkisi

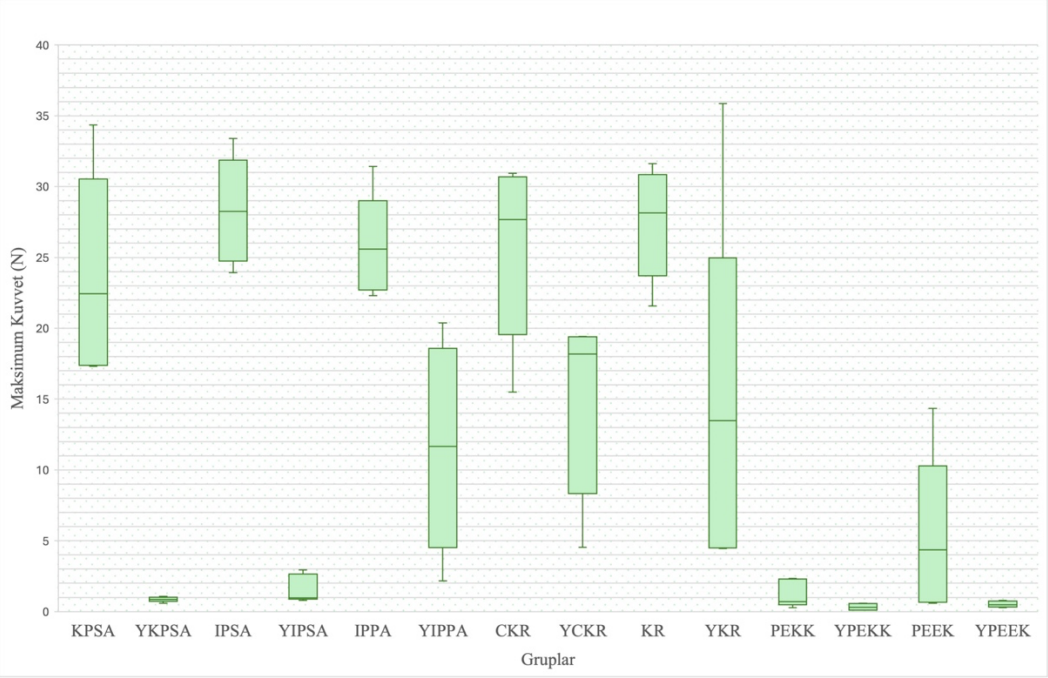
Grup	N	Grup	N	p*
KPSA	5	**YKPSA**	5	**<0.001**
IPSA	5	**YIPSA**	5	**<0.001**
IPPA	5	**YIPPA**	5	**<0.001**
CKR	5	**YCKR**	5	**0.007**
KR	5	**YKR**	5	**<0.001**
PEKK	5	**YPEKK**	5	0.860
PEEK	5	**YPEEK**	5	0.264

*: Yapay yaşlandırma uygulanan ve uygulanmayanlar örnekleri için Bonferroni düzeltmeli p değerleri.

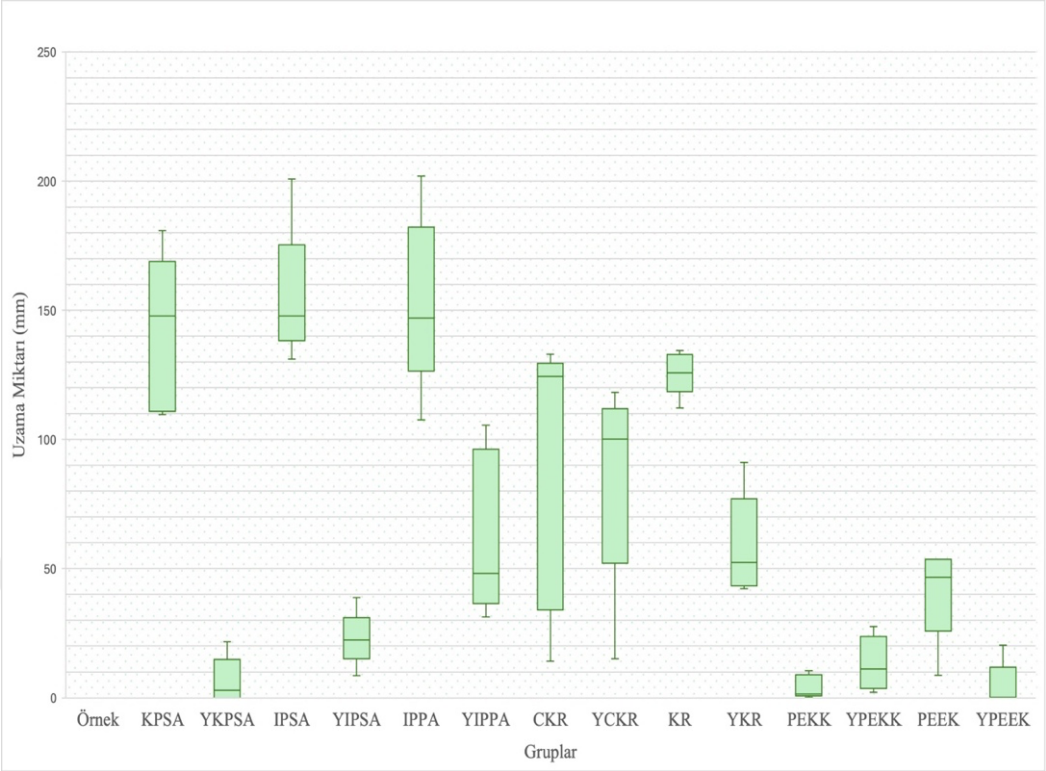
Aşağıdaki şekillerde sırasıyla bağlantı dayanımı(N/mm), maksimum kuvvet(N) ve silikon elastomerde görülen uzama miktarı(mm) değerlerinin dağılımlarını gösteren kutu ve çizgi grafikleri verilmiştir. Kutular %25 ve %75'e karşılık gelen değerleri temsil etmektedir. Her kutudaki yatay çizgi medyan değerini, çizgiler ise yerel maksimum ve yerel minimum değerlerini göstermektedir (Şekil 4.1, Şekil 4.2, Şekil 4.3).



Şekil 4. 1. Soyulma bağlantı dayanımı(N/mm) değerlerinin altyapı türlerine göre dağılımlarını gösteren kutu grafikleri



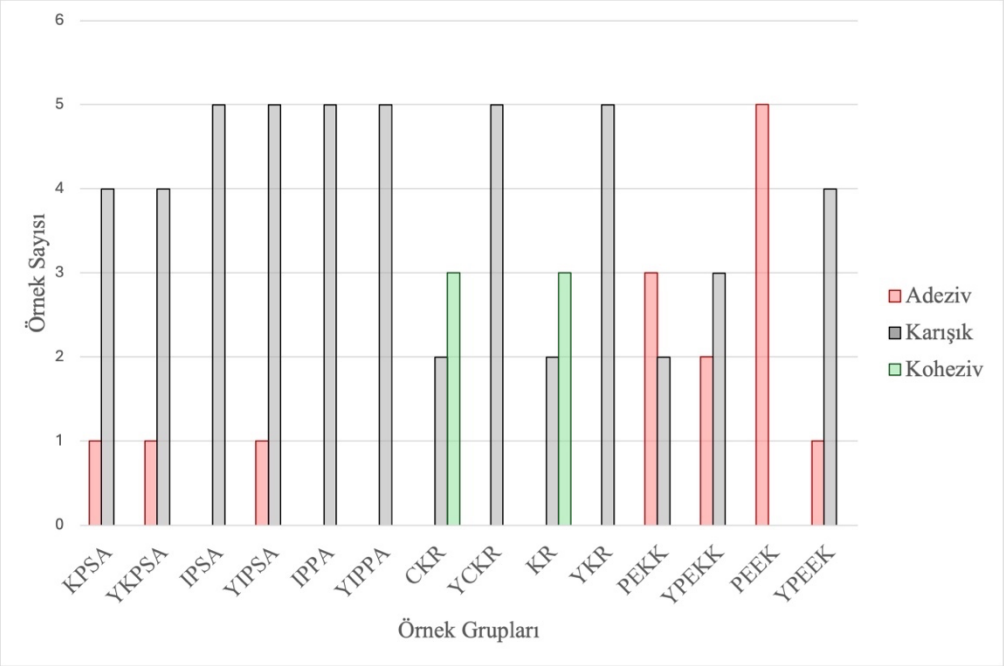
Şekil 4. 2. Maksimum kuvvet(N) değerlerinin altyapı türlerine göre dağılımlarını gösteren kutu grafikler



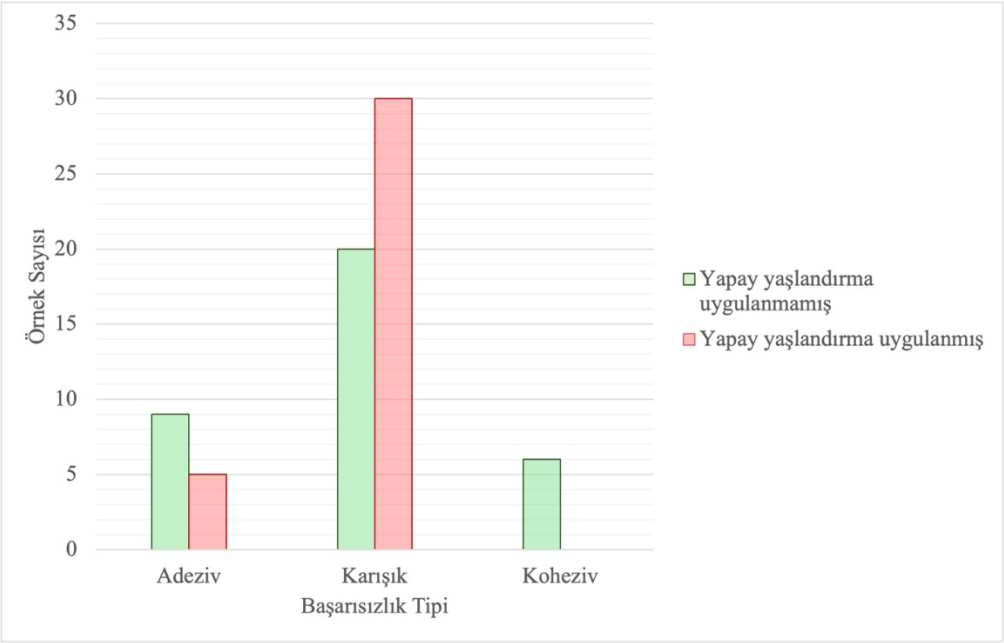
Şekil 4. 3. Silikon elastomerde görülen uzama miktarı(mm) değerlerinin altyapı türlerine göre dağılımlarını gösteren kutu grafikleri

4.2. SOYULMA TESTİ SONRASI ÖRNEKLERİN İNCELENMESİ

Soyulma testi sonrası bağlantı yüzeyleri incelendiğinde adeziv, karışık ve koheziv olmak üzere 3 tip başarısızlık gözlendi. Tüm gruplar değerlendirildiğinde en sık karışık tipte başarısızlık gözlendi. Aşağıdaki şekillerde (Şekil 4.4 ve Şekil 4.5.) ve tablolarda (Tablo 4.20 ve Tablo 4.21) görülen başarısızlık tipleri belirtilmiştir.



Şekil 4. 4. Her alt grupta görülen başarısızlık tipleri



Şekil 4. 5. Tüm gruplarda görülen başarısızlık tipleri

Tablo 4. 20. Yapay yaşlandırma uygulanmamış gruplarda başarısızlık tipleri

Grup	Başarısızlık Tipi			Örnek Sayısı
	Adeziv	Karışık	Koheziv	
KPSA	1	4	0	5
IPSA	0	5	0	5
IPPA	0	5	0	5
CKR	0	2	3	5
KR	0	2	3	5
PEKK	3	2	0	5
PEEK	5	0	0	5
Toplam	9	20	6	35

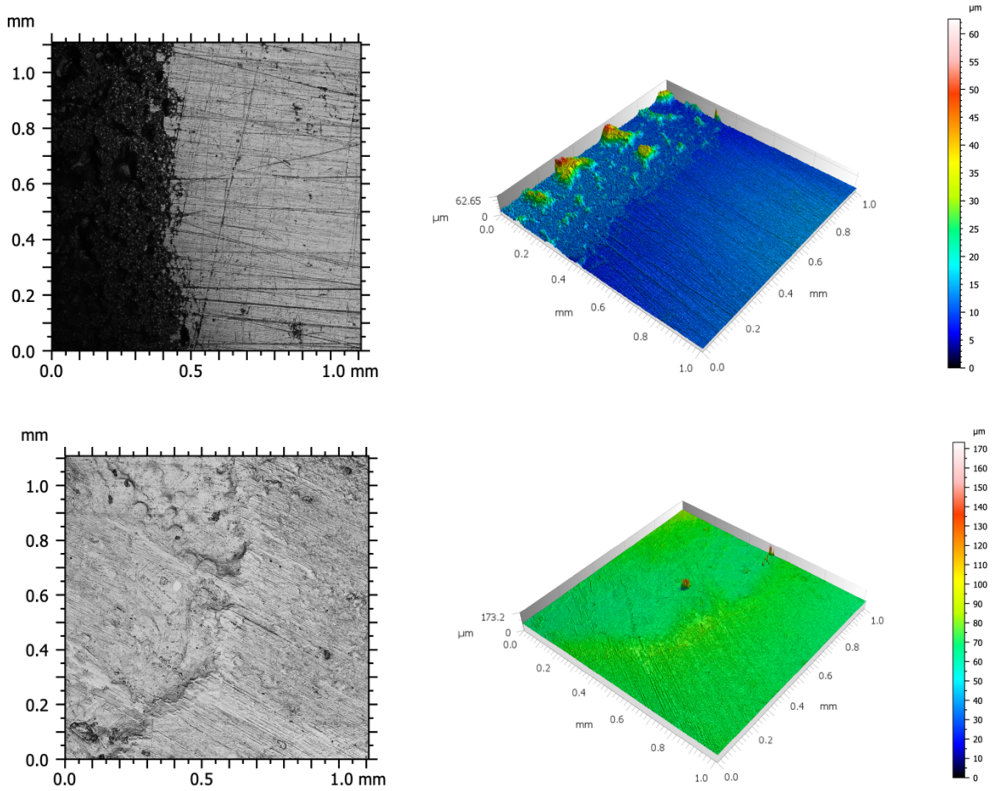
Tablo 4. 21. Yapay yaşlandırma uygulanmış gruplarda başarısızlık tipleri

Grup	Başarısızlık Tipi			Örnek Sayısı
	Adeziv	Karışık	Koheziv	
YKPSA	1	4	0	5
YIPSA	1	5	0	5
YIPPA	0	5	0	5
YCKR	0	5	0	5
YKR	0	5	0	5
YPEKK	2	3	0	5
YPEEK	1	4	0	5
Toplam	5	30	0	35

4.2.1. Yapay Yaşlandırma Uygulanmamış Örneklerde Görülen Başarısızlık Tipleri

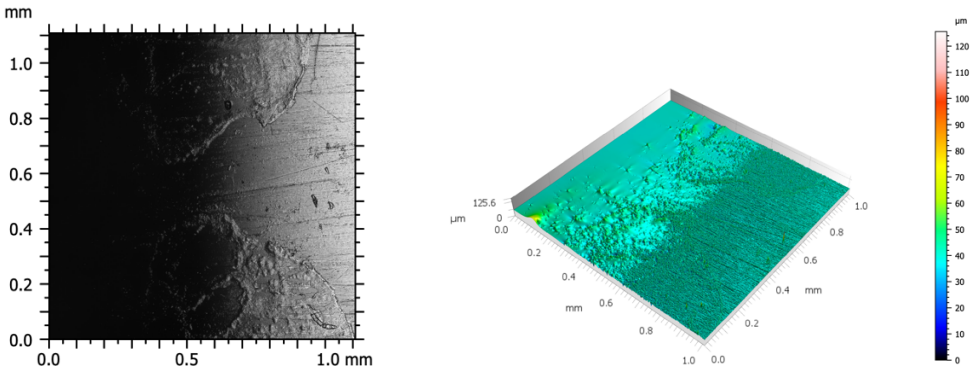
KPSA, IPSA, IPPA gruplarında en sık karışık, CKR ve KR gruplarında en sık koheziv, PEKK ve PEEK gruplarında ise en sık adeziv başarısızlık gözlendi. Aşağıdaki şekillerde yapay yaşlandırma uygulanmamış örneklerin bağlantı yüzeylerinde görülen başarısızlıkların konfokal mikroskop ile elde edilen görüntüleri gösterilmektedir (Şekil 4.6-12.).

4.2.1.1. Kimyasal polimerize olan şeffaf renkli akrilik rezin (KPSA)



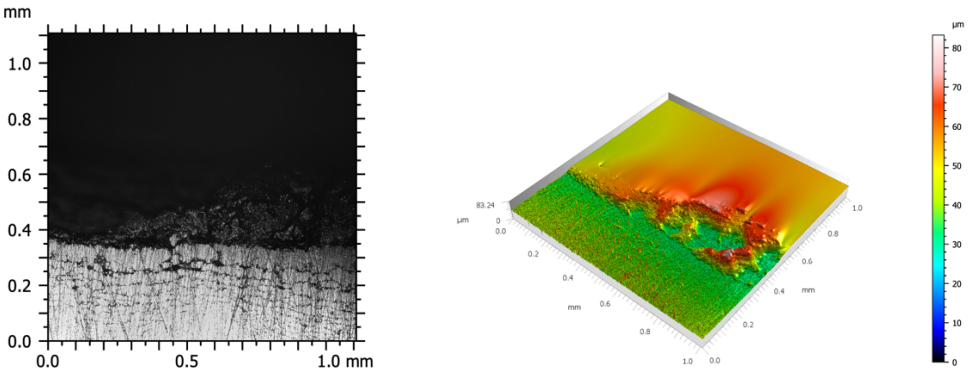
Şekil 4. 6. Kimyasal polimerize olan şeffaf renkli akrilik rezin örneklerin bağlantı yüzeyleri **A:** Karışık başarısızlık **B:** Adeziv başarısızlık

4.2.1.2. Isı ile polimerize olan şeffaf renkli akrilik rezin (IPSA)



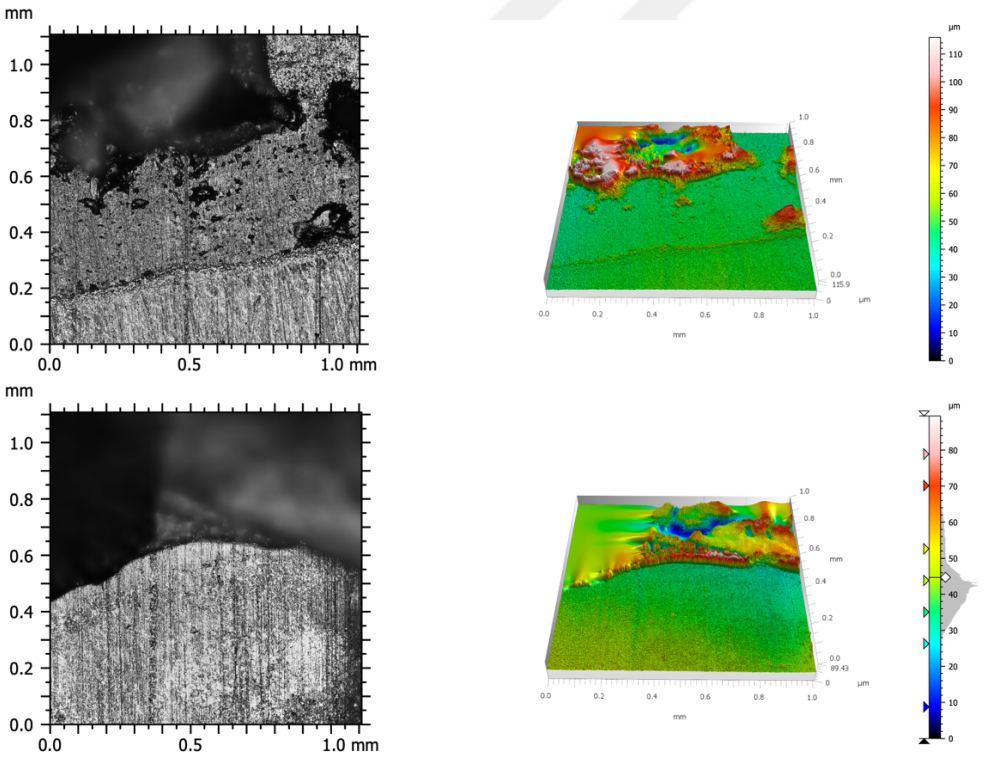
Şekil 4. 7. Isı ile polimerize olan şeffaf renkli akrilik rezin örneklerin bağlantı yüzeyi, karışık başarısızlık

4.2.1.3. Isı ile polimerize olan pembe renkli akrilik rezin (IPPA)



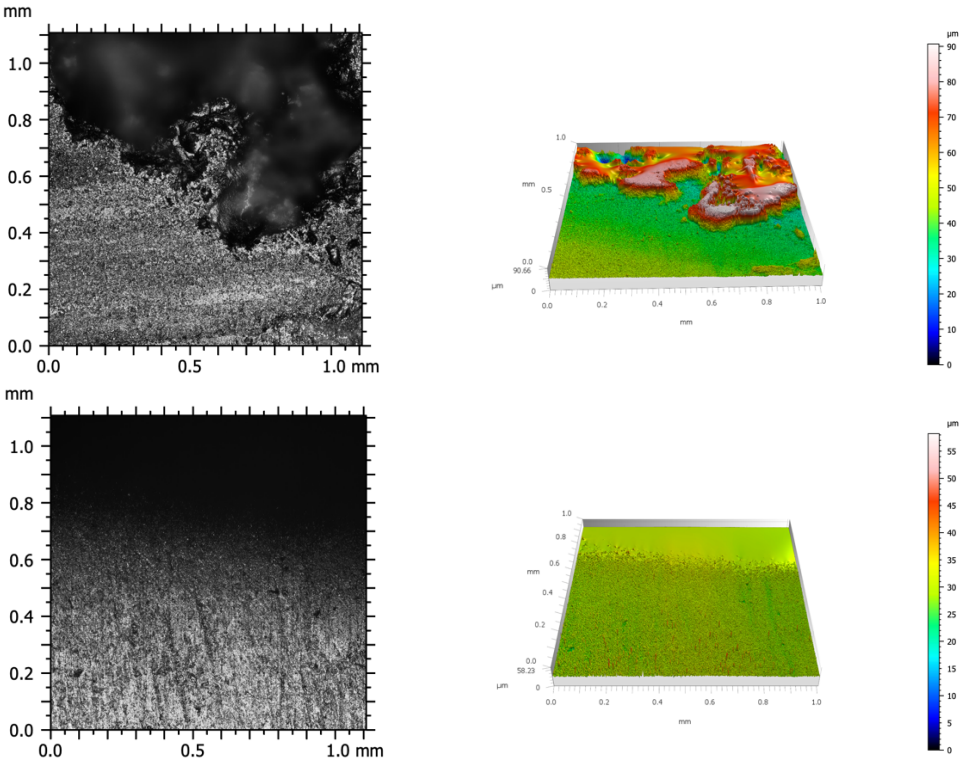
Şekil 4. 8. Isı ile polimerize olan pembe renkli akrilik rezin örneklerin bağlantı yüzeyi, karışık başarısızlık

4.2.1.4. Üç boyutlu yazıcıdan üretilmiş cerrahi kılavuz rezini (CKR)



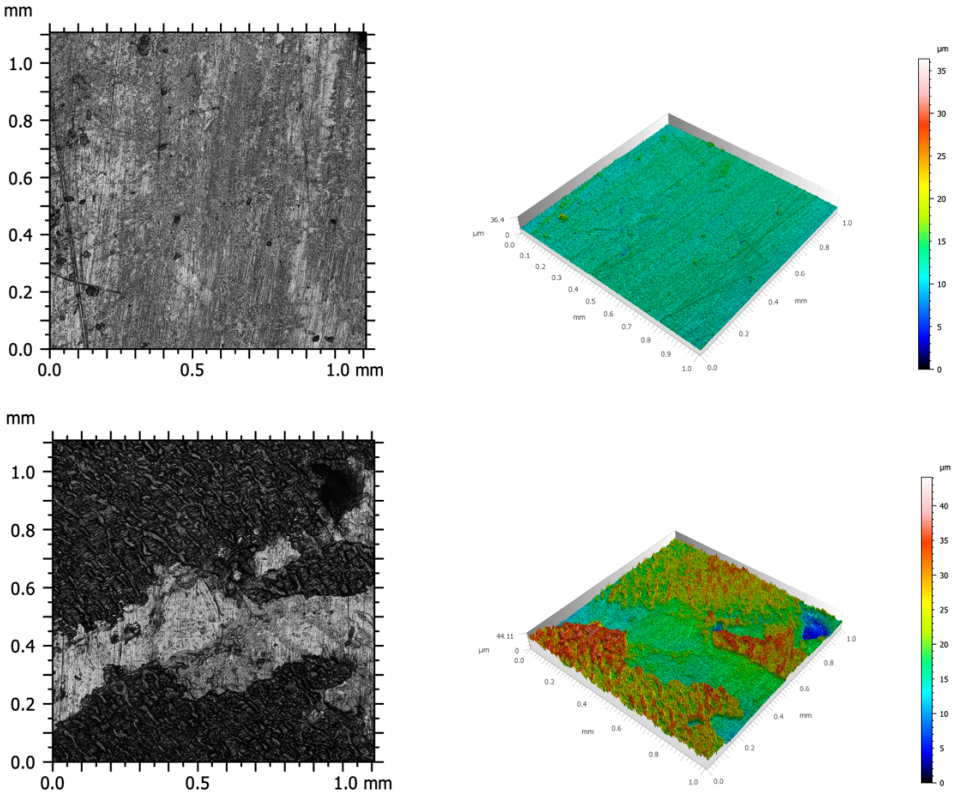
Şekil 4. 9. Üç boyutlu yazıcıdan üretilmiş cerrahi kılavuz rezini örneklerin bağlantı yüzeyleri **A:** Karışık başarısızlık **B:** Koheziv başarısızlık

4.2.1.5. Üç boyutlu yazıcıdan üretilmiş kaide rezini (KR)



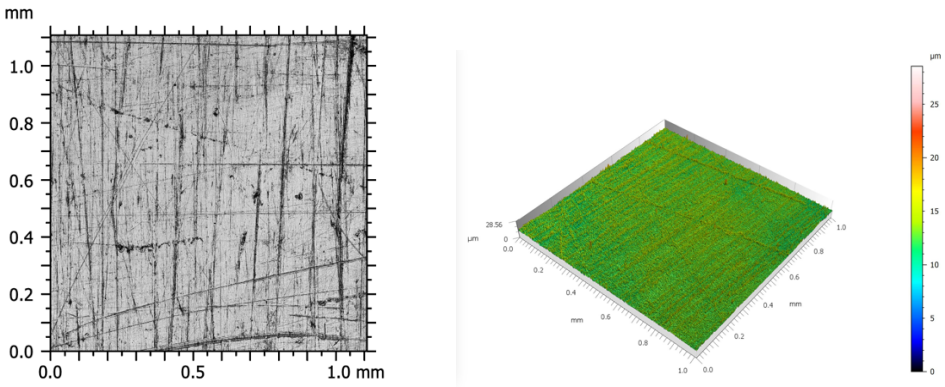
Şekil 4. 10. Üç boyutlu yazıcıdan üretilmiş kaide rezini örneklerin bağlantı yüzeyleri, **A:** Karışık başarısızlık **B:** Koheziv başarısızlık

4.2.1.6. Üç boyutlu yazıcıdan üretilmiş polieterketonketon (PEKK)



Şekil 4. 11. Üç boyutlu yazıcıdan üretilmiş PEKK örneklerin bağlantı yüzeyleri, **A:** Adeziv başarısızlık **B:** Karışık başarısızlık

4.2.1.7. Üç boyutlu yazıcıdan üretilmiş polietereterketon (PEEK)

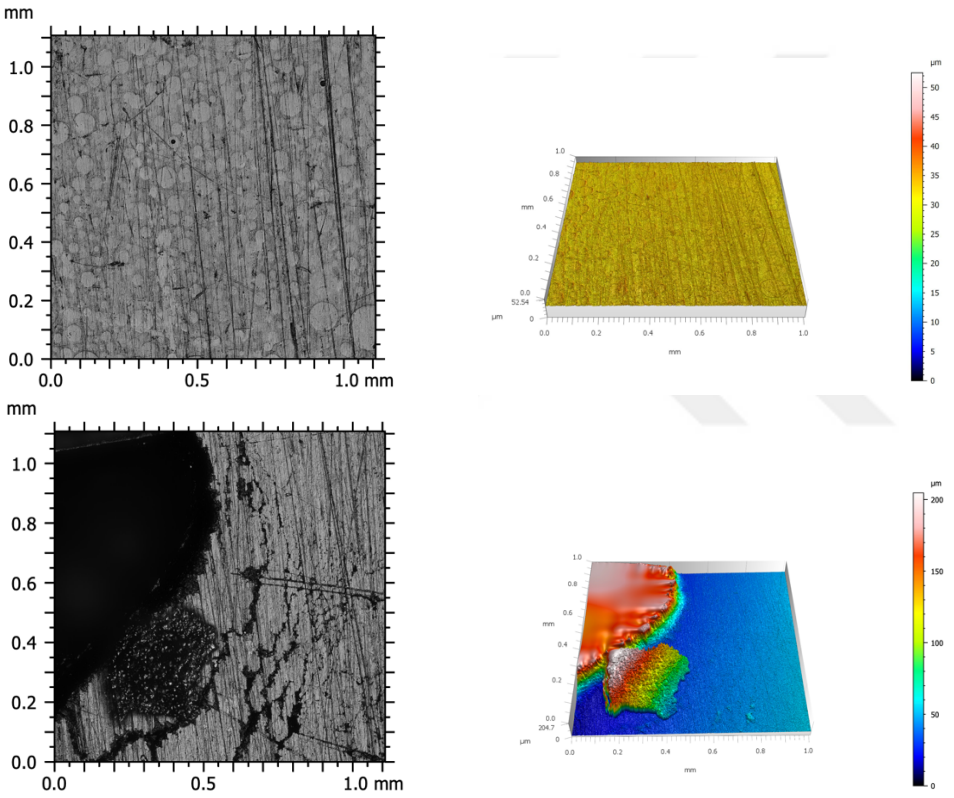


Şekil 4. 12. Üç boyutlu yazıcıdan üretilmiş PEEK örneklerin bağlantı yüzeyinde görülen adeziv başarısızlık

4.2.2. Yapay Yaşlandırma Uygulanmış Örneklerde Görülen Başarısızlık Tipleri

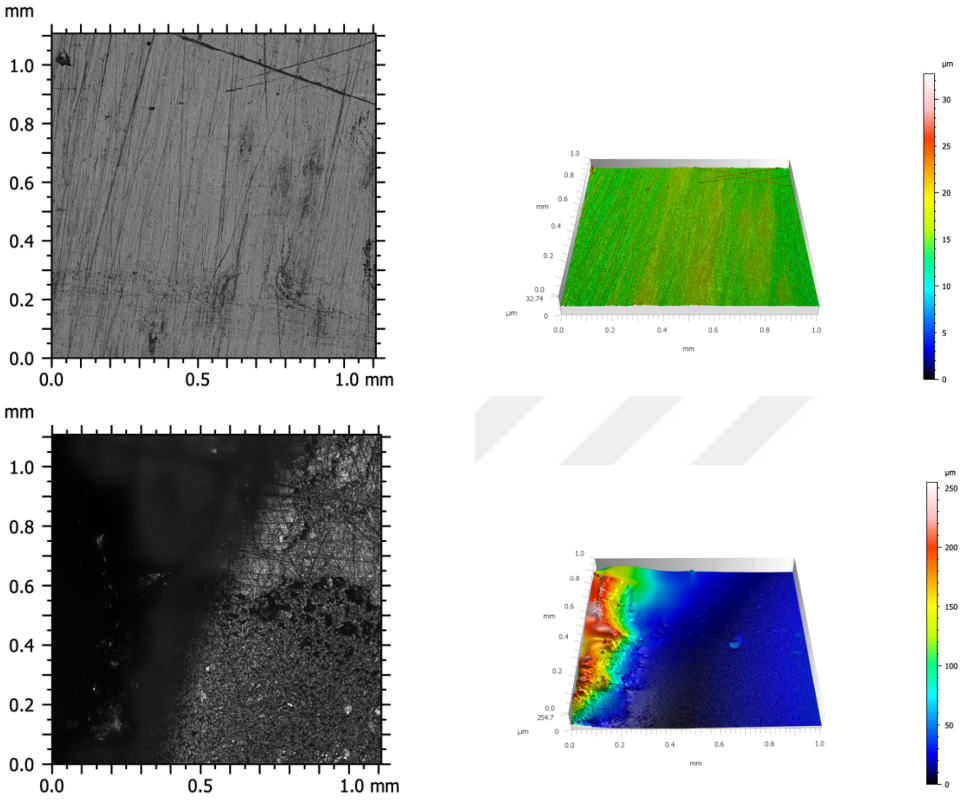
YKPSA, YIPSA, YIPPA, YCKR, YKR, YPEKK ve YPEEK gruplarında en sık karışık başarısızlık gözlenirken hiç koheziv başarısızlık gözlenmedi. Aşağıdaki şekillerde yapay yaşlandırma uygulanmış örneklerin bağlantı yüzeylerinde görülen başarısızlıkların konfokal mikroskop ile elde edilen görüntüleri gösterilmektedir (Şekil 4.13-19).

4.2.2.1. Yapay yaşlandırma uygulanmış kimyasal polimerize olan şeffaf renkli akrilik rezin (YKPSA)



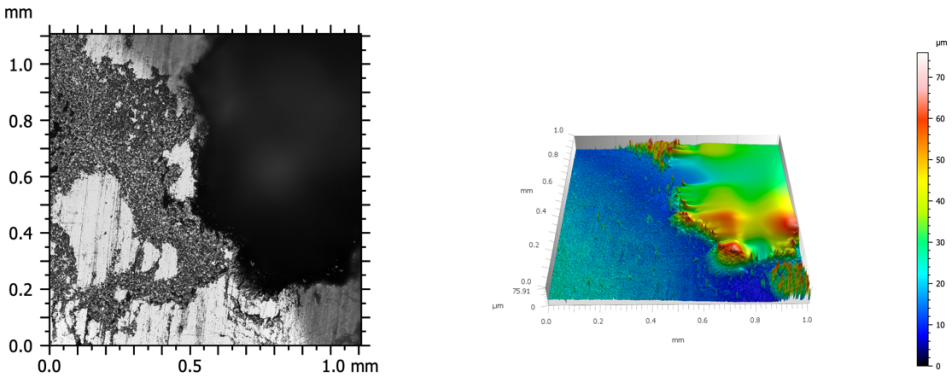
Şekil 4. 13. Yapay yaşlandırma uygulanmış kimyasal polimerize olan şeffaf renkli akrilik rezin örneklerin bağlantı yüzeyleri **A:** Adeziv başarısızlık **B:** Karışık başarısızlık

4.2.2.2. Yapay yaşlandırma uygulanmış ısı ile polimerize olan şeffaf renkli akrilik rezin (YIPSA)



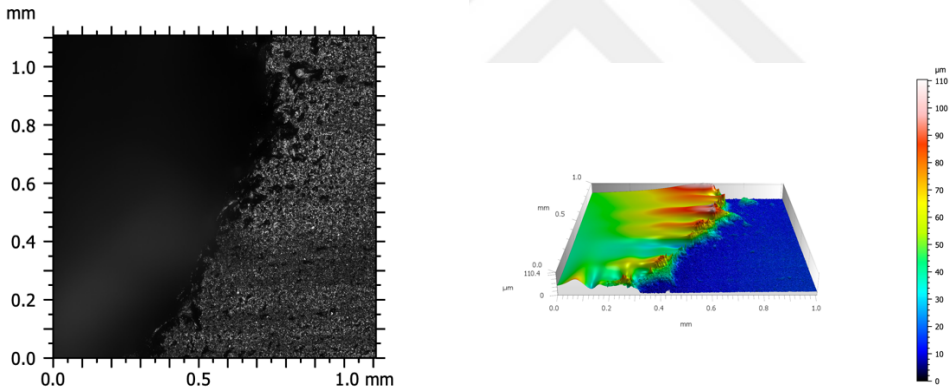
Şekil 4. 14. Yapay yaşlandırma uygulanmış ısı ile polimerize olan şeffaf renkli akrilik rezin örneklerin bağlantı yüzeyleri **A:** Adeziv başarısızlık **B:** Karışık başarısızlık

4.2.2.3. Yapay yaşlandırma uygulanmış ısı ile polimerize olan pembe renkli akrilik rezin (YIPPA)



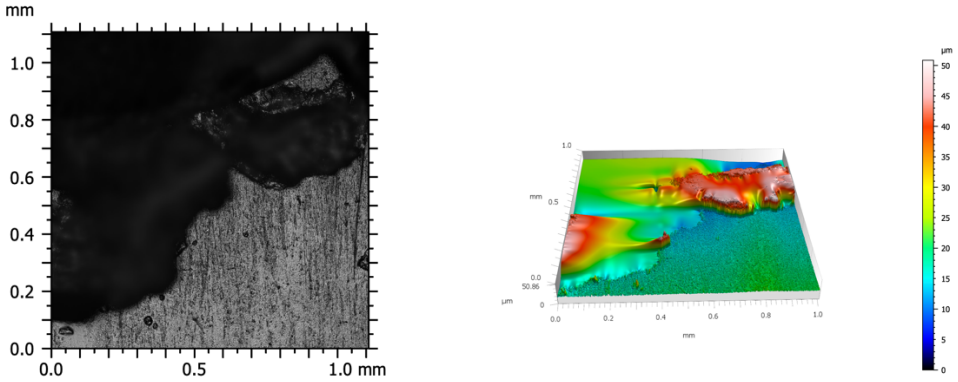
Şekil 4. 15. Yapay yaşlandırma uygulanmış ısı ile polimerize olan pembe renkli akrilik rezin örneklerin bağlantı yüzeyi, karışık başarısızlık

4.2.2.4. Yapay yaşlandırma uygulanmış üç boyutlu yazıcıdan üretilmiş cerrahi kılavuz rezini (YCKR)



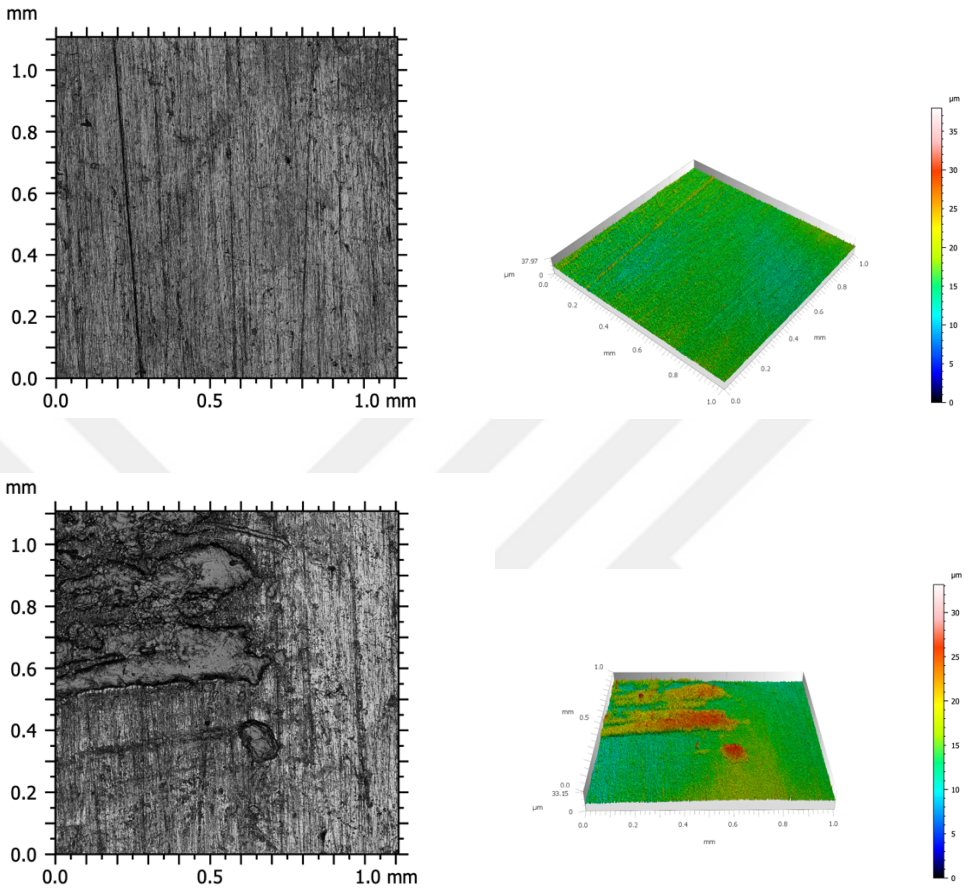
Şekil 4. 16. Yapay yaşlandırma uygulanmış üç boyutlu yazıcıdan üretilmiş cerrahi kılavuz rezini örneklerin bağlantı yüzeyindeki karışık başarısızlık

4.2.2.5. Yapay yaşlandırma uygulanmış üç boyutlu yazıcıdan üretilmiş kaide rezini (YKR)



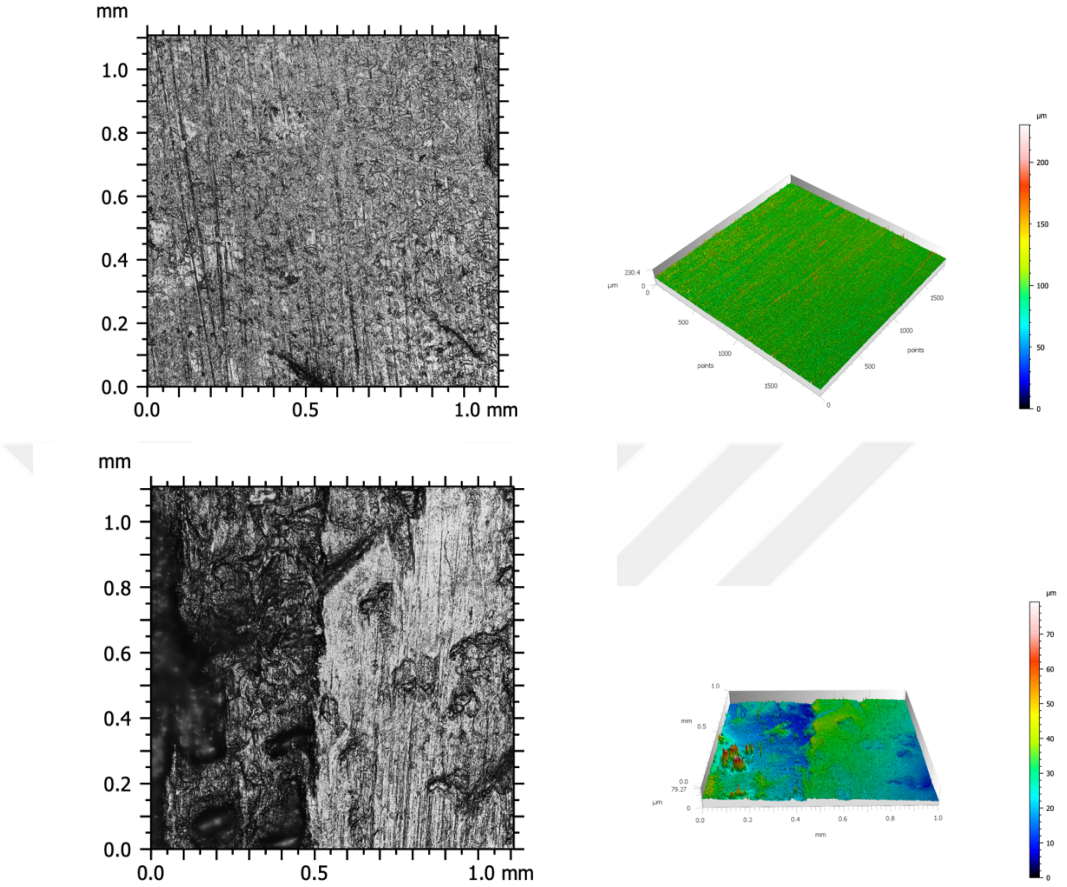
Şekil 4. 17. Yapay yaşlandırma uygulanmış üç boyutlu yazıcıdan üretilmiş kaide rezini örneklerin bağlantı yüzeyindeki karışık başarısızlık

4.2.2.6. Yapay yaşlandırma uygulanmış üç boyutlu yazıcıdan üretilmiş polieterketonketon (YPEKK)



Şekil 4. 18. Yapay yaşlandırma uygulanmış üç boyutlu yazıcıdan üretilmiş PEKK örneklerin bağlantı yüzeyleri **A:** Adeziv başarısızlık **B:** Karışık başarısızlık

4.2.2.7. Yapay yaşlandırma uygulanmış üç boyutlu yazıcıdan üretilmiş polietereterketon (YPEEK)



Şekil 4. 19. Yapay yaşlandırma uygulanmış üç boyutlu yazıcıdan üretilmiş PEEK örneklerin bağlantı yüzeyleri **A:** Adeziv başarısızlık **B:** Karışık başarısızlık

5.TARTIŞMA

İmplant destekli ekstraoral maksillofasiyal protezlerde silikon elastomer ile tutucu matriksi barındıran ve/veya silikona destek sağlayan rijit altyapıların bağlanması protezin başarı ve idamesinde kritik rol oynar (19). Silikon elastomer ile altyapı arasındaki bağlantı dayanımı silikon elastomerin bileşimi, altyapının türü, kullanılan primer, bağlantı arayüzünün yüzey özellikleri gibi çeşitli faktörlere bağlıdır (16). Bu bağlantı vücut sekresyonları, sıcaklık, nem, ışık, mikroorganizma kolonizasyonu, temizleme işlemleri ve proteze gelen kuvvetler gibi çeşitli faktörlerden etkilenir (30). Protezlerin klinik olarak kullanımları sırasında silikon elastomer ile altyapı arasındaki bağlantının bozulması protezin bütünlüğünün, işlevinin, tutuculuğunun, mekanik özelliklerinin kaybına, renk değişikliklerine ve sonuçta yenilenme gereksinimine neden olur. Maksillofasiyal protezlerde silikon ile altyapı arasındaki bağlantı sorununu çözmek, kullanım ömrünü uzatmak için literatürde yapılmış çeşitli çalışmalarda altyapının güçlendirilmesi, primer kullanılması, çeşitli yüzey işlemlerinin uygulanması gibi çözümler sunulmuştur. (7,19). Literatürde farklı altyapı malzemesi kullanımının bağlantı dayanımına etkisini değerlendiren sınırlı sayıda çalışma mevcuttur (2,10) Çalışmamızda silikon elastomer ile rijit altyapı arasındaki bağlantı sorununu irdelemek için rutinde kullanılan altyapı malzemelerinin ve alternatif olabilecek yeni malzemelerin bağlantı dayanımı incelendi.

Çalışmamızda maksillofasiyal protezlerin yapımında kullanılan silikonların polimerizasyon ve 3B yazıcı yöntemleri ile üretilmiş farklı rezin altyapı malzemelerine bağlantı dayanımı ve bu örneklere yapay yaşlandırma uygulanmasının bağlantı dayanımına etkisi değerlendirildi. “Maksillofasiyal protezlerde farklı altyapı malzemesi kullanımının ve yapay yaşlandırma uygulanmasının altyapı örnekler ile silikon elastomer arasındaki bağlantı dayanımına etkisi yoktur” olarak kurulan yokluk hipotezi %95 güven aralığında yapılan iki yönlü ANOVA analizini sonuçlarına göre reddedildi. Farklı malzemelerden üretilmiş altyapı kullanımı, yapay yaşlandırma uygulanması ve bu iki etkenin etkileşimleri silikon elastomer-altyapı örnek arasındaki bağlantı dayanımını etkiledi (sırasıyla $p<0.001$, $p<0.001$ ve $p<0.05$). Farklı altyapı malzemesi kullanımı ve yapay yaşlandırma uygulanmasının bağlantı dayanımını

etkilemesinin nedeni kullanılan polimerlerin farklı kimyasal yapılara sahip olması olabilir.

Çalışmamızda soyulma testi sonrası yapay yaşlandırma uygulanmamış örneklerde ortalama bağlantı dayanımı en yüksek IPSA grubunda ölçülürken bunu IPPA, KR, KPSA, CKR, PEEK ve PEKK grupları takip etti. Yapay yaşlandırma uygulanmadan önce konvansiyonel yöntem ile üretilen akrilik rezin altyapılı IPSA, IPPA, KPSA, 3B yazıcıdan üretilmiş altyapılı KR ve CKR grubu örnekler istatiksel olarak birbirine benzer bağlantı dayanımı gösterdi ($p<0.05$) ve ortalama bağlantı dayanımı PEKK, PEEK gruplarından istatiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek ölçüldü ($p<0.05$). Yapay yaşlandırma uygulandıktan sonra ortalama bağlantı dayanımı en yüksek YCKR grubunda ölçüldü ve bunu YKR, YIPPA, YIPSA, YKPSA, YPEEK ve YPEKK grupları takip etti. Başlangıçta ölçülen ortalama bağlantı değerleri bütün gruplarda klinik kullanım için gerekli olan Haddad ve ark.'nın belirttiği (7) minimum bağlanma değerinin üzerindedir. Bir yıllık klinik kullanımı simüle eden 360 saat hızlandırılmış yapay yaşlandırma uygulandıktan sonra tüm gruplarda soyulma bağlantı dayanımı azaldı. Bu azalma YKPSA, YIPSA, YIPPA, YCKR ve YKR gruplarında istatiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$) ancak YPEKK ve YPEEK gruplarında anlamlı bulunmadı (sırasıyla $p=0.860$; $p=0.264$). Yapay yaşlandırma uygulandıktan sonra YKPSA, YIPSA, YIPPA, YCKR, YKR ve YPEEK gruplarının ortalama bağlantı dayanımı klinik kullanım için gerekli olan minimum bağlanma değerini sağlarken YPEKK grubu bu değerin altında kaldı. Ortalama bağlantı dayanımı YCKR ve YKR grupları birbirine benzer ($p>0.05$) ve YKPSA, YIPSA, YIPPA, YPEKK ve YPEEK gruplarından istatiksel olarak anlamlı derecede yüksek ölçüldü ($p<0.05$). Bu sonuçlar doğrultusunda maksillofasiyal protezlerde altyapı malzemesi olarak 3B yazıcıdan üretilmiş cerrahi kılavuz rezini ve kaide rezini kullanımının avantaj sağlayabileceği, PEEK ve PEKK kimyasal olarak inert malzemeler olduğundan diğer malzemelere göre daha düşük bağlantı dayanımı gösterdiğinden kullanımları ile ilgili daha fazla araştırma yapılması gerektiği düşünülmektedir.

Ekstraoral maksillofasiyal protezin klinik kullanım sırasında maruz kaldığı kuvvetler karşısında bütünlüğünü koruyabilmesi için silikon elastomer ve rijit altyapının birbirine protezi takıp çıkartırken oluşan kuvvetten daha yüksek bir

kuvvetle bağlanmış olması gerekir. Goiato ve ark. tarafından yapılan çalışmada maksillofasiyal silikon elastomer ve rijit altyapı arasında gerekli bağlantı dayanımının hesaplanması için implant destekli maksillofasiyal protezlerde üç hassas tutucu sisteminin retansiyonu değerlendirilmiştir. Protezi yerinden çıkaran kuvvet değerleri O-ring için 20,57 N, barlı sistemler için 29,22 N ve mıknatıslı sistemler için 13,75 N olarak ölçülmüştür (80). Haddad ve ark.'nın çalışmasında protezi çıkaran kuvvet (N), bağlantı yüzeyinin genişliğine (mm) bölünerek bağlantı dayanımı değerleri sırasıyla 0.07, 0.09 ve 0.04 N/mm olarak hesaplamıştır. Klinik olarak silikon elastomer ve altyapı arasındaki bağlantı dayanımının ortalama 0.07 N/mm olduğu belirtilmiştir (7). Çalışmamızda yapay yaşlandırma uygulanmamış IPSA, IPPA, KR, KPSA, CKR, PEEK ve PEKK gruplarında ve yapay yaşlandırma uygulanmış YCKR, YKR, YIPPA, YIPSA, YKPSA ve YPEEK gruplarında ortalama bağlantı dayanımı 0.07 N/mm değerinden yüksek ölçüldü. Elde edilen sonuçlara göre maksillofasiyal protezlerde kimyasal polimerize olan akrilik rezin altyapıya alternatif olarak 3B yazıcıdan üretilen cerrahi kılavuz rezini, kaide rezini ve PEEK kullanılabilir. PEKK örneklerde yapay yaşlandırma sonrası yeterli bağlantı sağlanamadığından daha fazla araştırma yapılması gereklidir (7,82,83).

Literatürde kimyasal polimerize olan akrilik rezin, ısı ile polimerize olan akrilik rezin, ışık ile polimerize olan akrilik rezin, fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin, ortodontik akrilik rezin ve alifatik üretan akrilatın silikon elastomer ile bağlantı dayanımını inceleyen çeşitli çalışmalarda kullanılan altyapı türünün silikon elastomer ile altyapı arasındaki bağlantı dayanımını etkilediği vurgulanmaktadır (2,7,10,16,18,78). Polyzois ve Frangou tarafından yapılan çalışmada iki farklı maksillofasiyal silikon elastomerin kimyasal polimerize akrilik rezin, ısıyla polimerize akrilik rezin ve ışıkla polimerize olan akrilik rezin olmak üzere üç farklı rezin altyapı ile bağlantı dayanımı çekme testi ile değerlendirilmiştir (10). Farklı rezin altyapı kullanımının çekme bağlantı dayanımına etkisi istatiksel olarak anlamlı bulunurken çekme testinde ortalama bağlantı dayanımı kimyasal polimerize akrilik rezin altyapılı örneklerde, ısıyla polimerize akrilik rezin altyapılı örneklerden daha yüksek ölçülmüştür. Çalışmamızda ise IPSA grubundaki örneklerin ortalama bağlantı dayanımı KPSA grubundaki örneklerden daha yüksek ölçülmüştür. Farklı çıkan bu sonuç bağlantı dayanımının çalışmamızdan farklı bir test düzeneği ile

değerlendirilmesi nedeniyle olabilir (10). Nitekim iki farklı test yöntemi kullanarak bağlantı dayanımını karşılaştıran Kosor ve ark.'nın çalışmasında farklı altyapılı örnekler arasında kesme testi ile fark anlamlı bulunmazken kliniği daha iyi taklit ettiğini düşündüğümüz ve çalışmamızda kullandığımız soyulma testinde anlamlı fark bulunmuştur (2). Kosor ve ark. tarafından yapılan çalışmada deneysel olarak hazırlanmış fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin, kimyasal polimerize ortodontik akrilik rezin ve ışıkla aktive olan alifatik üretan akrilat olmak üzere 3 farklı altyapının maksillofasiyal silikon elastomer ile bağlantı dayanımı değerlendirilmiştir. Ortodontik akrilik rezin altyapılı örneklerde 180° soyulma testinde 0,327 N/mm olarak ölçülen soyulma bağlantı dayanımı fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin ve ışıkla aktive olan alifatik üretan akrilat altyapılı örneklerden istatiksel olarak anlamlı derecede düşüktür. Soyulma testi verilerine göre farklı altyapı kullanımının ortalama bağlantı dayanımına etkisi çalışmamıza benzer şekilde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Çalışmaya dahil edilen PEEK ve PEKK aşınmaya karşı dirençli, kimyasal ve mekanik olarak dayanıklı, yüksek çekme, yorulma ve eğilme dayanımlarına sahip olan ve boyutsal stabiliteleri sebebiyle mekanik özellikleri yüksek polimerlerdir. Kimyasal olarak inert, biyouyumlu ve mikrobiyal kolonizasyona dirençli olduklarından maksillofasiyal protezlerde altyapı olarak kullanımlarının avantaj sağlayabileceği değerlendirilmektedir. Amorf veya içinde boşluk içeren altyapıların üretimi eklemeli üretim ile daha kolay, kullanışlı ve pratik biçimde yapılabilir. Buna rağmen literatürde eklemeli üretimle üretilen PEEK ve PEKK altyapıların maksillofasiyal silikon elastomer ile bağlantısını değerlendiren çalışma bulunmamaktadır. Çalışmamızın sonucuna göre eklemeli üretim ile üretilen PEEK ve PEKK örnekler yapay yaşlandırma uygulanmadan önce her ne kadar literatürde belirtilen minimum bağlanma değerinin üzerinde bağlantı sağlasalar da diğer örneklerden anlamlı derecede düşük değerlere sahip olduklarından altyapıların silikon elastomer ile bağlantısını güçlendirmek için çeşitli yüzey işlemlerinin uygulanması, farklı adeziv primeri ve farklı silikon elastomerin kullanımı gelecek çalışmalara konu olabileceği düşünülmektedir.

Literatürde PEEK ve PEKK'nin maksillofasiyal protezlerde altyapı malzemesi olarak kullanımı ile ilgili sınırlı çalışma mevcuttur (81,82). PEEK ve PEKK'nin

sülfirik asitle pürüzlendirilme, kumlama, zımparalama, lazer ablasyonu, plazma uygulanması gibi çeşitli yüzey işlemleri ve adeziv sistemlerin kullanımı sonrası metilmetakrilat ve dimetakrilat bazlı polimerlere, kompozitlere, zirkonyuma, geçici kron rezinine bağlantılarının incelendiği çalışmalar bulunmaktadır (45,83–86).

Bir tez çalışmasında oda sıcaklığında vulkanize olan silikon elastomerin kimyasal polimerize olan PMMA, CAD/CAM eksilmeli üretimle üretilen PMMA, PEEK ve PEKK olmak üzere 4 farklı altyapı malzemesine bağlantı dayanımı çekme testi ile karşılaştırılmıştır (81). En yüksek bağlantı dayanımı CAD/CAM ile üretilen PMMA malzemesine sadece platinum primerin uygulandığı grupta ölçülmüştür. Bunu sırasıyla kimyasal polimerize akrilik rezin-platin primer, PEEK-platin primer, PEKK-platin primer, kimyasal polimerize akrilik rezin-PEEKbond-platin primer, kimyasal polimerize akrilik rezin-PEEKbond takip etmiştir. Çalışma sonucunda konvansiyonel yöntemlerle üretilen akrilik rezin yerine benzer bağlantı dayanımı gösteren CAD/CAM PMMA, PEEK ve PEKK polimer kullanılabileceğini vurgulanmıştır (81). Bu çalışmada ortalama bağlantı dayanımı CAD/CAM ile eksiltmeli üretilen kaide materyali PMMA altyapılı örneklerde, kimyasal polimerize akrilik rezin altyapılı örneklerden daha yüksek ölçülmüştür. Çalışmamızda bu çalışmadan farklı olarak soyulma testi uygulanmış olsa da sonuçlarımız paralellik gösterdi. CAD/CAM ile 3B yazıcıdan üretilen KR altyapılı örneklerin bağlantı dayanımı yapay yaşlandırma uygulanmadan önce kimyasal polimerize akrilik rezin altyapılı örneklerde benzer, yapay yaşlandırma uygulandıktan sonra daha yüksek ölçüldü. Bu tez çalışmasının aksine çalışmamızda 3B yazıcıdan üretilen PEEK ve PEKK örnekler, kimyasal polimerize olan şeffaf örneklerden daha düşük bağlantı dayanımı sergiledi. Bunun nedeni iki çalışmada farklı tipte ve sıcaklıkta vulkanize edilmiş maksillofasiyal silikon elastomer kullanımı veya farklı yüzey işlemi uygulanması farklı olması olabilir.

Çevik ve ark. tarafından yapılan çalışmada maksillofasiyal silikon elastomer ile eksiltmeli üretimle frezelenerek üretilen PEEK altyapılar arasındaki bağlantı dayanımına PEEK altyapılara uygulanan beş farklı yüzey işleminin etkisi değerlendirilmiştir (82). PEEK örnekler 800 grit zımpara kağıdı ile pürüzlendirilen, 600 grit ile zımpara kağıdı ile pürüzlendirilen, silika kaplanan, plazma aşındırma veya nanosaniye lazer uygulanan olmak üzere yüzey işlemlerine göre 5 gruba ayrılmış ve

pozitif kontrol grubu olarak kimyasal polimerize olan PMMA ile karşılaştırılmıştır. Soyulma testi sonrası en yüksek ortalama bağlantı dayanımı 800 grit ile yüzeyi standardize edilmiş kontrol PEEK grubunda ölçülmüştür. Çalışmamızın aksine kimyasal polimerize olan PMMA örneklerin, 800 grit zımpara kağıdı ile pürüzlendirilen PEEK örneklerden önemli ölçüde daha düşük bağlantı dayanımı gösterdiği belirtilmiştir. Çalışmamızda KPSA altyapılı örneklerin ortalama bağlantı dayanımı bu çalışmadaki pozitif kontrol grubu PMMA'dan daha yüksek, PEEK altyapılı örneklerimizin ortalama bağlantı dayanımı PEEK grubundan daha düşük ölçülmüştür. Bunun nedeni PMMA örneklerin hazırlanma prosedürlerindeki teknik hassasiyet, PEEK'in eksiltmeli veya eklemeli olarak farklı teknik kullanılarak üretilmesinden ve çalışmamızda yapay yaşlandırma uygulanmış olmasından kaynaklanıyor olabilir. Ayrıca çalışmamızda kullanılan maksillofasiyal silikon elastomer bu çalışmanın aksine üretici firmanın önerisi doğrultusunda 100°C'de kuru-sıcak fırında 1 saat polimerize edilmiştir. Bu çalışmada maksillofasiyal silikonun üretici firmanın önerisinden daha yüksek sıcaklıkta polimerize edilmesi, PEEK'in yapısını ve kullanılan primerin etkisini değiştirerek bağlantı dayanımını olumlu yönde etkilemiş olabilir.

3B yazıcıdan üretilmiş kaide rezinleri ısıyla polimerize olan akrilik rezinlerden mekanik ve yüzey özellikleri açısından farklılık gösterir (87). Literatürde 3B yazıcıdan üretilmiş kaide rezininin maksillofasiyal protezlerde altyapı malzemesi olarak kullanımı ile ilgili çalışma bulunmamaktadır. Al-Dwairi ve ark.'nın yaptıkları çalışmada 3B yazıcı ile üretilmiş üç farklı marka kaide rezininin yüzey ıslanabilirliği, yüzey pürüzlülüğünü, yüzey sertliği, eğilme dayanımı gibi çeşitli yüzey ve mekanik özellikleri konvansiyonel yöntemle üretilen ısı ile polimerize olan akrilik rezin ile karşılaştırılmıştır (87). 3B yazıcı ile üretilen kaide rezinin, farklı markalar arasında ve ısı ile polimerize edilmiş PMMA ile karşılaştırıldığında gruplar arasında yüzey pürüzlülüğü açısından önemli bir farklılık tespit edilemezken yüzey ıslanabilirliği, yüzey sertliği, eğilme özellikleri ve darbe dayanıklılığı açısından istatistiksel farklılıklar olduğu bildirilmiştir. En yüksek yüzey pürüzlülüğü ortalaması (0,23 ± 0,07 μm) ve en düşük temas açısı ortalaması (66,71° ± 3,38°) konvansiyonel ısıyla polimerize olan akrilik rezinlerde ölçülmüştür. Çalışmamızın sonucunda yapay yaşlandırma uygulanmamış KR örneklerde ortalama bağlantı dayanımı IPSA ve IPPA

örnek grupları ile benzer, yapay yaşlandırma sonrası YKR örneklerin ortalama bağlantı dayanımı YIPSA ve YIPPA gruplarından yüksek ölçüldü. Bunun nedeni Al-Dwairi ve ark. belirttiği gibi 3B yazıcıdan üretilen PMMA'nın konvansiyonel yöntemle üretilen PMMA'dan farklı yüzey özelliklerine sahip olması olabilir.

Literatürde 3B yazıcıdan üretilmiş cerrahi kılavuz rezininin maksillofasiyal protezlerde altyapı malzemesi olarak kullanımı ile ilgili çalışma bulunmamaktadır. Çalışmamızda kullanılan cerrahi kılavuz altyapılı örneklerin ortalama bağlantı dayanımı, yapay yaşlandırma uygulanmadan önce KPSA, IPSA, IPPA, KR ile benzer ölçülürken yapay yaşlandırma uygulandıktan sonra YKPSA, YIPSA, YIPPA, YPEKK ve YPEEK grubundan yüksek ve YKR grubu ile benzer ölçülmüştür. Bunun nedeni altyapı materyallerinin yüzey pürüzlülüğü ve yüzey enerjisi ile ilgili olabilir. Yüzeylerin pürüzlendirilmesinin yüzey alanını artırarak bağlantıyı olumlu etkilediği ancak pürüzlülüğün aşırı artmasının adezivin penetrasyon yeteneğini azaltarak bağlantıyı olumsuz etkilediği bildirilmiştir (88). Ayrıca pürüzlendirmenin ıslanabilirliği ve yüzey serbest enerjisini etkileyen değişikliklere neden olabileceği bulunmuştur.

Maksillofasiyal protezlerde gerekli estetik özelliklerin sağlanabilmesi için kullanılan altyapının şeffaf renkli olması avantaj sağlayabilir. Literatürde kullanılan altyapı malzemesi renginin bağlantı dayanımına etkisi ile ilgili yapılmış çalışma bulunmamaktadır. Çalışmamızda ortalama bağlantı dayanımı yapay yaşlandırma uygulanmadan önce IPSA grubunda IPPA'dan, yapay yaşlandırma uygulandıktan sonra IPPA grubunda IPSA'dan yüksek ölçüldü fakat fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı. Yapılan bir çalışmada ısı ile polimerize şeffaf ve pembe renkli akrilik rezinlerin mekanik özellikleri incelenmiştir (89). Çalışma sonucunda ısı ile polimerize şeffaf renkli akrilik rezin ile ısı ile polimerize pembe renkli akrilik rezinlerin benzer mekanik özelliklere sahip olduğu gösterilmiştir.

Çalışmamızda yapay yaşlandırma uygulanmış örneklerde ortalama bağlantı dayanımı YCKR ve YKR gruplarında istatiksel olarak birbirine benzer ve diğer gruplardan yüksek ölçüldü. Yapay yaşlandırma sonrası YCKR örneklerin en yüksek ortalama bağlantı dayanımını sergilemesi ve şeffaf renkli olması maksillofasiyal protezlerde altyapı malzemesi olarak kullanıldığında pembe renkli kaide rezinine göre

estetik açıdan avantaj sağlayabileceği düşünülmektedir. PEEK altyapının gri, PEKK altyapının ise sarı renkli olması özellikle silikon elastomerin ince olduğu durumlarda estetik problemlere yol açabilir. Kullanılan altyapı malzemesi renginin ve yapay yaşlandırma uygulamasının altyapı malzemesinde neden olduğu renk değişikliğinin bağlantı dayanımına etkisi gelecek çalışmalara konu olabilir.

Çalışmamızda soyulma testi sonrası tüm örneklerin bağlantı yüzeyi konfokal mikroskopta görsel olarak değerlendirildi. Tüm örneklerde en sık karışık başarısızlık (%71) görülürken bunu adeziv (%20) ve koheziv (%9) başarısızlık takip etti. Yapay yaşlandırma uygulanmamış örneklerde en sık karışık başarısızlık (%57) görülürken bunu adeziv (%26) ve koheziv başarısızlık (%17) takip etti. Yapay yaşlandırma uygulanmış örneklerde ise karışık başarısızlık (%86) ve adeziv başarısızlık (%15) görüldü fakat koheziv başarısızlık gözlenmedi. Yapay yaşlandırma uygulanan örneklerde koheziv başarısızlık görülmemesinin nedeni yapay yaşlandırma uygulamasının silikon-altyapı bağlantısını azaltması ve silikonun kendi içinde kopmasına neden olabilecek miktarda yüksek kuvvetler oluşmadan silikonun altyapıdan ayrılması olabilir. Bu durum klinik tecrübeler ile uyumludur. Benzer şekilde Haddad ve ark.'nın çalışmasında silikon-akril rezin bağlantısında görülen başarısızlık taramalı elektron mikroskobunda sınıflandırılmış ve çalışmamıza paralel olarak en sık karışık tipte başarısızlık gözlenmiştir (6).

Literatürde silikon elastomer ile altyapı arasındaki bağlantı dayanımı kesme, soyma ve çekme testleri ile değerlendirilmektedir (2,7,19,31). Maksillofasiyal protezler klinik kullanım sırasında genellikle silikon gövde kısımdan tutulup döndürülerek veya soyularak çıkartılır. Hastanın protezi çıkartmak için uyguladığı kuvvet altyapı malzemesi ile silikonun birbirinden ayrılmasına ve klinik başarısızlığa yol açmaktadır. Soyulma testi klinikte oluşan kuvvetlerin yatay bileşenine benzer yönde kuvvet uyguladığı için klinik kullanımı daha başarılı simüle etmektedir (19). Bu nedenle çalışmamızda örnekler literatüre paralel olarak ASTM-D903-98 standartlarına göre hazırlandı. Hatamleh'in makalesi (19) referans alınarak silikon elastomer altyapıdan 10mm/dk hızda çekilerek 180 derece soyulma testi uygulandı ve soyulma bağlantı dayanımı hesaplandı (2,7,49). Kullanılan malzemelerin kalınlıklarının

standardizasyonu, soyulma testi sonuçlarını etkileyebileceğinden örneklerin hazırlanmasında gerekli hassasiyet gösterilmelidir.

Günümüzde klinikte ekstraoral maksillofasiyal protezlerde altyapı olarak sıklıkla kimyasal polimerize, ısı ile polimerize veya ışık ile polimerize olan akrilik rezinler kullanılmaktadır (10,15,18). Akrilik rezinlerin pek çok avantajı olmasına karşın temel dezavantajı mikroorganizma kolonizasyonuna sebep olan gözenekli yüzey koşullarına sahip olmasıdır (20). Ayrıca üretimi uzun ve teknik hassasiyet gerektiren çeşitli aşamalardan oluşmaktadır. Bu altyapılardan kimyasal polimerize ve ısıyla polimerize olan üç farklı akrilik rezin çalışmamıza dahil edildi. Dijital diş hekimliğinde 3B yazıcıların kullanım alanları ve popülerliği giderek artmaktadır. Bu teknolojiler sayesinde son ürüne ulaşmak için gereken işlem sayısı, süresi ve insan müdahalesi konvansiyonel tekniklere göre azaltılabilmektedir. Ayrıca protezin yenilenmesi gerektiğinde sistemde depolanan veri kullanılarak üretim daha hızlı üretim gerçekleştirilebilir. Bu teknolojinin klinik uygulamaya aktarılması büyük ölçüde mevcut malzemelere bağlıdır. 3B yazıcıdan üretilen malzemelerin konvansiyonel veya eksiltmeli üretim yoluyla işlenen malzemelere uygun bir alternatif olup olmadıklarını değerlendiren çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır (23). Çalışmamızda altyapı malzemesi olarak kullandığımız malzemelerden 3B yazıcıdan üretilen cerrahi kılavuz rezini, kaide rezini, yüksek performans polimerlerinden PEEK ve PEKK malzemelerinin maksillofasiyal protezlerde altyapı olarak kullanımı ile ilgili literatürde çalışma bulunmamaktadır.

Farklı malzemelerle yapılan çalışmalara göre silikon elastomer ve rezin arasındaki bağlantı, uygulanan yüzey işlemlerinden etkilenmektedir fakat bağlantıyı artırmak için ideal bir yüzey işlemi tanımlanmamıştır (16). Bazı çalışmalar altyapı yüzeyinin pürüzsüz olmasının maksillofasiyal silikon elastomerle bağlantısını artıracağını savunurken bazı çalışmalar altyapı malzemesinin yüzeyinin pürüzlendirilmesinin maksillofasiyal silikon elastomerle bağlantısını artıracağını savunmaktadır (7,15,16,18,90,91). Silikon elastomer ile rezin arasındaki bağlantı dayanımını arttırmak için bağlantı yüzeylerinin pürüzlülüğü, yüzey enerjisi, ıslanabilirliği, uygun şekilde hazırlanmasıyla ilgili daha fazla çalışma yapılması gerekmektedir. Jagger ve ark. tarafından yapılan çalışmada akrilik rezinin yüzeyinin

frezle pürüzlendirilmesinin yüzeyde düzensizlikler oluşturarak stres konsantrasyonunu artırdığından ve arayüzde gazın hapsolmasına neden olduğundan akrilik rezin ile silikon arasındaki bağlantıyı azaltacağı vurgulanmıştır (90). Benzer şekilde Haddad ve ark.'nın yaptıkları çalışmada silikon elastomere eklenen nanopartiküllerin, farklı primer kullanımının, uygulanan yüzey işlemlerinin ve 1008 saat boyunca hızlandırılmış yaşlandırma uygulamasının silikonun elastomer ve akrilik rezin bağlantısına etkisi değerlendirilmiştir (7). Çalışma sonucunda en iyi bağlantı silikonun boya ile renklendirilen, akrilik altyapının 220 grit ile pürüzlendirilen ve akrilik altyapıya primer uygulanan örneklerde sağlanmıştır. Örneklerin taşlanmasının bağlantıyı beklenen şekilde artırmamasının sebebi çizik yüzeydeki adezivin ve silikonun eksik polimerizasyonu ile açıklanmıştır. Güngör ve ark. tarafından yapılan çalışmada rezin altyapı örneklere polisaj, taşlama, polisaj ve argon plazma, polisaj ve oksijen plazma, taşlama ve argon plazma, taşlama ve oksijen plazma uygulanması olmak üzere altı farklı yüzey işlemi uygulanmıştır (16). Örneklerin yarısı termal siklus uygulanarak yaşlandırılmıştır. Çalışma sonucunda 320/400/600 grit zımpara kağıdı uygulanmış ve pomza ile polisajı tamamlanmış örnekler, zımparalanmış örneklere göre daha yüksek soyulma bağlantı dayanımı göstermiştir. Ayrıca plazma uygulamasının rezin ve silikon arasındaki bağlantı dayanımını iyileştirdiği belirtilmiştir. Benzer şekilde Minami ve ark. tarafından yapılan çalışmada yüzey işlemlerinin ve termosiklus uygulanmasının otopolimerize akrilik rezin ve silikon yumuşak astarın bağlanması üzerindeki etkileri değerlendirilmiştir (91). Hava abrazyonu ile akrilik rezin yüzeyinin pürüzlendirilmesinin silikon-akrilik rezin bağlantısının ömrünü uzatmada etkili olmadığını bildirilmiştir. Adeziv primerinin silikonla kimyasal olarak uyumlu olması durumunda en iyi verimin alınabileceği vurgulanmıştır. Aynı şekilde Amin ve ark. yaptıkları çalışmada akrilik rezinin kumlanarak pürüzlendirilmesinin silikon elastomerle arasındaki bağı zayıflattığını bildirmiştir (92). Çevik ve ark. tarafından yapılan çalışmada 800 grit ile zımparalanan PEEK örneklerin bağlantı dayanımı en yüksek bulunduğu için çalışmamızda da benzer şekilde yüzey standardizasyonunun sağlanması için tüm örnekler sırasıyla 80-120-320-600-800 grit zımpara ile pürüzsüzleştirilip polisajlandı (82).

Literatürde farklı silikon elastomerler ve primerlerin kullanımının altyapı ile bağlantı dayanımını etkilediği gösterilmiştir (8,19,31,93). Bu yüzden çalışmamızda

standardizasyonu sağlamak için tüm örneklerin hazırlanmasında aynı maksillofasiyal silikon elastomer ve kullanılan silikon ile uyumlu aynı adeziv primer kullanıldı. Literatürde eksiltmeli imalat yöntemi ile üretilmiş PMMA, PEEK, PEKK malzemelerin maksillofasiyal silikon elastomerle bağlantısında kullanılan materyal ile ilgili sınırlı çalışma bulunmaktadır (81,82). Çevik ve ark. tarafından kimyasal olarak inert bir materyal olan PEEK altyapıların M511 Silikon Ruber maksillofasiyal silikon elastomer ile bağlantısının sağlanmasında kimyasal bağlanmanın etkin rol oynadığı ve bağlantının sağlanmasında platin primer kullanımının uygun olduğu ifade edilmiştir. Bir çalışmada CAD/CAM eksiltmeli üretimle üretilen PMMA, PEEK ve PEKK olmak üzere farklı altyapı malzemelerinin PEEKBond ve platinum primer olmak üzere 2 farklı bağlantı ajanı tek tek ve birlikte uygulanarak maksillofasiyal silikon elastomer ile bağlantısı test edilmiştir (81). Kimyasal polimerize olan PMMA iki bağlantı ajanı ile farklı oranlarda bağlantı sağlarken CAD/CAM altyapı malzemeleri sadece platinum primer ile bağlantı sağlamıştır. Bu çalışmalar göz önünde bulundurularak çalışmamızda test edilen tüm altyapıların silikon elastomer ile bağlantısında platinum primer kullanıldı.

Literatürde farklı silikon elastomerlerin altyapıya bağlantısını değerlendiren çok sayıda çalışma vardır (8,19,31). Hatamleh ve Watts'ın çalışmasında üç farklı silikon elastomerlerin mekanik özellikleri ve akrilik altyapı ile bağlantısı karşılaştırılmıştır. Silikon elastomer türünün silikonun mekanik özelliklerini ve akrilik altyapı ile kesme bağlantısını etkilediği gösterilmiştir. Maksillofasiyal silikon elastomerin yüksek yırtılma direncine, yüksek çekme dayanımına, cilt ile benzer sertliğe ve altyapıya yeterli bağlantıya sahip olması gerektiği vurgulanmıştır (31). Hatamleh ve Watts tarafından yapılan başka bir çalışmada üç farklı primer ve üç farklı silikon elastomer kombinasyonunun akrilik rezin altyapı ile arasındaki kesme ve soyulma bağlanma dayanımını incelenmiştir. Silikon elastomer öncelikli olmak üzere primer türünün de soyulma bağlanma dayanımını önemli ölçüde etkilediğini vurgulanmıştır (19). Artopoulou ve ark. tarafından yapılan çalışmada farklı üç adeziv primeri ve iki silikon elastomer kullanımının saf titanyum altyapı ile bağlantısına etkisi incelenmiştir (8).

Maksillofasiyal protezler klinik kullanımları sırasında sterilizasyon ve temizlenme prosedürlerine, cilt sıvılarına, hava koşullarına, güneş ışığına, kir ve tozlara maruz kalarak yıpranırlar (94). Literatürdeki çalışmalarda maksillofasiyal protezlerin klinik kullanımları sırasında maruz kaldığı faktörleri simüle etmek için farklı sıcaklık döngülerine, gün ışığı/karanlık/UV ışık gibi farklı ışık kaynaklarına, çeşitli oranlardaki nemli ortamlara maruz bırakıldıkları çeşitli yaşlandırma yöntemleri kullanılmıştır (2,9,16,19,30,50,51). Kullanılan malzemelerin özelliklerini uzun süre koruyabilmesi istenir. Hatamleh ve ark. tarafından yapılan derleme çalışmasında maksillofasiyal silikon elastomerlerin mekanik özelliklerinde ve yapay yaşlandırılma uygulanmasındaki gelişmeler incelenmiştir (94). Maksillofasiyal protezlerin klinik kullanım koşullarının simüle edilerek silikonun test edildiği çalışmalar doğal gün ışığı ile yaşlandırma, hızlandırılmış yapay gün ışığı yaşlandırma, vücut sekresyonları ve temizleme solüsyonlarına maruz bırakılarak yaşlandırma olarak kategorize edilmiştir. Maksillofasiyal protez malzemeleri ile ilgili daha fazla araştırma yapılması gerekirken test örneklerinin hazırlanmasında izlenen standartlar, deneysel test protokolleri ve yapay yaşlandırma koşullarının ayarlanmasında kullanılan parametrelerin farklılık göstermesi sonuçları doğrudan karşılaştırmayı zorlaştırmaktadır.

Literatürde yapılan çalışmalarda, çalışmamıza benzer şekilde yapay yaşlandırma uygulanmasının soyulma bağlantı dayanımına etkisinin istatiksel olarak anlamlı olduğu vurgulanmıştır (16,19). Ying ve ark.'nın yaptığı çalışmada hızlandırılmış yapay gün ışığı ile yaşlandırmanın silikon elastomerlerin özelliklerini diğer yaşlandırma prosedürlerine göre daha hızlı ve daha büyük ölçekte değiştirdiği bildirilmiştir (95). Bu sebeple çalışmamızda hızlandırılmış yapay gün ışığı ile yaşlandırma uygulandı. İklimlendirme kabininin kullanıldığı çalışmalarda 360 saat hızlandırılmış yapay ışık ile yaşlandırma uygulanmasının 1 yıllık klinik kullanımı simüle ettiği ifade edilmiştir (2,19). Bu yüzden çalışmamızda ASTM-4892-2 standartlarına göre 360 saat hızlandırılmış yapay yaşlandırma uygulandı. Çalışmamızda KPSA, IPSA, IPPA, CKR, KR gruplarının bağlantı dayanımı yapay yaşlandırma uygulandıktan sonra istatiksel olarak anlamlı derecede azaldı. YPEKK ve YPEEK gruplarında görülen azalma istatiksel olarak anlamlı bulunmadı. PEKK ve PEEK altyapılı grupların bağlantı dayanımının yapay yaşlandırma yapılmadan önce de diğer örneklere kıyasla daha düşük bulunduğu ve kimyasal olarak stabil materyaller

olmaları göz önünde bulundurulduğunda bu malzemeler yapay yaşlandırma işleminden daha az etkilenmiş olabilir. Bu yüzden eklemeli olarak üretilen PEKK ve PEEK'in silikon elastomerle bağlantısının iyileştirilmesi ve maksillofasiyal protezlerde altyapı malzemesi olarak kullanımlarının değerlendirilmesi önem kazanmaktadır.

Yapılan bir çalışmada kimyasal polimerize ortodontik akrilik rezin ile maksillofasiyal silikon elastomerin bağlantı dayanımı 200 saat hızlandırılmış yapay ışıkla yaşlandırma uygulandıktan sonra soyulma testi ile değerlendirilmiştir (2). Ortalama bağlantı dayanımı kimyasal polimerize ortodontik akrilik rezin altyapılı örneklerde 0,327 N/mm olarak ölçülmüştür. Çalışmamızda YKPSA örneklerin ortalama bağlantı dayanımı 0,1336 N/mm olarak bu çalışmada kullanılan kimyasal polimerize ortodontik akrilik rezinden daha düşük ölçülmüştür. Bu farkın çalışmamızda örneklere daha uzun süreli hızlandırılmış yapay gün ışığı ile yaşlandırma (360 saat) uygulanması olabilir.

Haddad ve ark. tarafından yapılan çalışmada silikon elastomere nanopartikül eklenmesinin altyapı ile arasındaki bağlantı dayanımına etkisini soyulma testi ile değerlendirilmiştir (7). Çalışmalarının sonucunda bağlantı dayanımının nanopartiküllerin eklenmesinden etkilendiği belirtilmiştir. Çalışmalarında yapay yaşlandırma uygulamasının bağlantı dayanımını olumsuz etkileyeceği ön görülmüş fakat hızlandırılmış yapay yaşlandırma uygulandıktan sonra bağlantı dayanımı önemli ölçüde artmıştır. Haddad ve ark. silikon elastomere eklenen nanopartiküllerin kurumasının uzun sürmesi sonucu silikon elastomerin polimerizasyon sürecinin geciktirmiş olabileceğini ve bu yüzden silikonun polimerizasyonunun hızlandırılmış yapay yaşlandırma uygulandıktan sonra tamamlanarak bağlantı dayanımının başlangıçtakinden daha yüksek ölçülmüş olabileceğini vurgulamışlardır. Maksillofasiyal protez yapımı sırasında silikon elastomer cilt tonuna benzer şekilde renklendirildiğinden eklenen boyayıcı ajanlar, silikon elastomerin farklı altyapı malzemeleri ile ölçülen bağlantı dayanımını etkileyebilir. Çalışmamızda örnekler arasında standardizasyonun sağlanması amacı ile boyayıcı ajan kullanılmaması çalışmamızın kısıtlılıklarından biridir. Silikon elastomere renklendirici ajanların ilave edilmesinin oluşturacağı etkiler gelecek araştırmalarda incelenebilir.

Hasta güvenliğinin sağlanabilmesi için protezlerde kullanılan polimer bazlı malzemelerin biyouyumlu olmaları ve gerekli fiziksel özellikleri sağlaması gereklidir (22,25). Avrupa'da biyouyumluluk, bir dizi reaktiflik testi, kalite yönetim süreci ve risk kategorizasyon standartlarını ele alan ISO 10993 standardına göre değerlendirmektedir. ABD'deki eşdeğer standart ise akut sistemik toksisite testi, deri içi ve implantasyon testini içeren USP VI'dır. Guttridge ve ark. yaptıkları çalışmada kullanıcıların 3B yazıcılar ile üretimde uygun malzemeyi seçmek, üreticisinin vadettiği biyouyumluluğu elde etmek ve sürdürmek için gerekli özeni göstermeleri gerektiği dile getirilmiştir. Biyouyumluluk, mekanik özellikler ve son işlem tekniklerinin gereğince elde edilme sorumluluğunun kullanıcıya ait olduğu vurgulanmıştır (25). Çalışmamızda kullanılan kaide rezininin Class IIa, cerrahi kılavuz rezininin Class I kategorisinde bulunan biyouyumlu rezinler olduğu üretici firma tarafından belirtilmiş olmakla birlikte canlı dokularla uzun süreli temas etmelerinin oluşturacağı sonuçlar ve biyouyumluluklarının değerlendirilmesi başka bir araştırma konusu olabilir (96).

Yüksek estetik beklentiler, ilgili bölgede farklı yapıda ve renkte dokuların bulunması ve her defektin benzersiz olması sebebiyle maksillofasiyal defektlerin rehabilitasyonu zordur. Maksillofasiyal protezler ile doğal dokuların görsel ve mekanik özellikleri taklit edilerek estetik ve fonksiyonun geri kazandırılması amaçlanır (27). Bu protezlerin yapımı zor, teknik hassasiyet gerektiren çeşitli aşamalardan oluşmaktadır. Protez yapımı sırasında hassas çalışılarak hatalar en aza indirilmeli ve gerektiğinde protezin hızlı ve kolay yenilenmesi sağlanmalıdır. Maksillofasiyal protezlerin klinik olarak başarılı bir şekilde kullanılabilmesi için silikon elastomer ve rijit altyapı arasındaki bağlantı oldukça önemlidir. Çalışmamızda 3B yazıcılardan üretilen cerrahi kılavuz rezini, kaide rezini, PEKK ve PEEK malzemelerinin maksillofasiyal protezlerde rutinde kullanılan kimyasal polimerize ve ısıyla polimerize olan akrilik rezinlere göre alternatif altyapı olarak kullanım olanakları çalışmanın sınırlılığı dahilinde araştırıldı. Çalışmamızın sınırlılıkları aşağıdaki şekilde sıralanabilir.

- Çalışmamızda tüm rezin örneklere aynı yüzey işlemleri uygulandı. Kullanılan rezin altyapılar asitleme, kumlama, lazer uygulanması gibi

farklı yüzey işlemlerine tabi tutmanın oluşturacağı sonuçlar incelenmedi.

- Kullanılan altyapı malzemelerinin yüzey pürüzlülüklerinin ve yüzey enerjilerinin ölçülmesi, farklı altyapı malzemesi kullanımının bağlantı dayanımına etkisinin değerlendirilmesine katkı sağlayabilir.
- Klinik uygulamada maksillofasiyal protezin silikon elastomer bileşimi dokuya uygun şekilde renklendirilmektedir. Bu çalışmada kullanılan renklendirici ajanların bağlantı dayanımına etkisi değerlendirilmedi.
- Maksillofasiyal protezlerin dokularla uzun süre temas edeceği öngörüldüğünden 3B yazıcıdan üretilen cerrahi kılavuz rezini, kaide rezini, PEKK ve PEEK altyapıların biyouyumluluklarının değerlendirilmesi gereklidir.
- Eksiltmeli yöntem ile üretilen malzemeleri dahil edilmemiştir.

6.SONUÇLAR

1. Bu in vitro çalışmanın kısıtlamaları çerçevesinde maksillofasiyal protezlerde kullanılan silikon elastomer ve altyapı arasındaki soyulma bağlantı dayanımı, altyapının yedi farklı malzemeden üretilmesinden etkilendi.
2. Yapay yaşlandırma uygulanmamış silikon elastomer-altyapı örneklerde ortalama bağlantı dayanımı IPSA grubunda en yüksek olmak üzere IPPA, KR, KPSA, CKR gruplarında benzerlik gösterirken PEEK, PEKK gruplarında anlamlı derecede düşük ölçüldü.
3. Yapay yaşlandırma uygulanan örneklerde ortalama bağlantı dayanımı en yüksek YCKR ve YKR gruplarında ölçülürken sırasıyla, YIPPA, YIPSA, YKPSA, YPEEK, YPEKK gruplarında azalma gösterdi.
4. PEEK ve PEKK örnekler hariç olmak üzere test edilen altyapı malzemelerinin silikon elastomere bağlantısı yapay yaşlandırma uygulanmasından olumsuz etkilenmiş olsa da klinik kullanım için öngörülen bağlantı dayanımı değerinin üzerinde ölçüldü.
5. 3B yazıcıdan üretilen CKR ve KR örnekler klinikte sıklıkla kullanılmakta olan kimyasal ve ısıyla polimerize akrilik rezin örnekler ile yapay yaşlandırma uygulanmasından önce benzer, yapay yaşlandırma uygulanmasından sonra daha yüksek ortalama bağlantı dayanımı gösterdiğinden maksillofasiyal protezlerde alternatif altyapı malzemesi olarak değerlendirilebilir.
6. 3B yazıcıdan üretilen PEEK ve PEKK örnekler klinikte sıklıkla kullanılmakta olan kimyasal ve ısıyla polimerize akrilik rezin örneklere göre istatistiksel olarak düşük bağlantı dayanımı sergilediğinden maksillofasiyal protezlerde altyapı malzemesi olarak kullanımları için bağlantı dayanımını geliştirmeye yönelik daha ileri çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

KAYNAKLAR

1. Sipahi C. İmplant destekli çene-yüz protezlerinde retansiyon prensipleri. Gülhane Tıp Dergisi 2006;48:119-24.
2. Kosor BY, Artunç C, Şahan H. Adhesive retention of experimental fiber-reinforced composite, orthodontic acrylic resin, and aliphatic urethane acrylate to silicone elastomer for maxillofacial prostheses. The Journal of Prosthetic Dentistry 2015;114(1):142-8.
3. de Caxias FP, Dos Santos DM, Bannwart LC, de Moraes Melo Neto CL, Goiato MC. Classification, history, and future prospects of maxillofacial prosthesis. International Journal of Dentistry 2019;2019(1):8657619. doi.org/10.1155/2019/8657619.
4. Khindria SK, Bansal S, Kansal M. Maxillofacial prosthetic materials. The Journal of Indian Prosthodontic Society 2009;9(1):2-5.
5. Barhate AR, Gangadhar SA, Bhandari AJ, Joshi AD. Materials Used in Maxillofacial Prosthesis: A Review. Pravara Medical Review 2015;7(1):5-8.
6. Haddad MF, Goiato MC, Santos DM, Crepaldi ND, Pesqueira AA, Bannwart LC. Bond strength between acrylic resin and maxillofacial silicone. Journal of Applied Oral Science 2012;20:649-54.
7. Haddad MF, Goiato MC, dos Santos DM, Pesqueira AA, Moreno A, Naves LZ, Sonego MV. Bonding of facial silicon with nanoparticles to an acrylic resin substrate. International Journal of Adhesion and Adhesives 2014;54:206-13.
8. Artopoulou II, Chambers MS, Zinelis S, Eliades G. Peel strength and interfacial characterization of maxillofacial silicone elastomers bonded to titanium. Dental Materials 2016;32(7):e137-47.
9. Kurunmäki H, Kantola R, Hatamleh MM, Watts DC, Vallittu PK. A fiber-reinforced composite prosthesis restoring a lateral midfacial defect: a clinical report. The Journal of Prosthetic Dentistry 2008;100(5):348-52.
10. Polyzois GL, Frangou MJ. Bonding of silicone prosthetic elastomers to three different denture resins. International Journal of Prosthodontics 2002;15(6):535-8.
11. Mahajan H, Gupta K. Maxillofacial Prosthetic Materials: A Literature Review. Journal of Orofacial Research 2012;2(2):87–9.
12. Gupta AK, Rekha G, Shubhra G. Spring retained surgical obturator followed by closed hollow definitive obturator using lost wax bolus technique in a total maxillectomy patient-a case report. Journal of Oral Biology and Craniofacial Research 2021;11(1):17-21.
13. Mentag PJ, Kosinski TF. Increased retention of a maxillary obturator prosthesis using osteointegrated intramobile cylinder dental implants: a clinical report. The Journal of Prosthetic Dentistry 1988;60(4):411-5.
14. Takahashi T, Fukuda M, Funaki K, Tanaka K. Magnet-retained facial prosthesis combined with an implant-supported edentulous maxillary obturator: a case report. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants 2006;21(5):805-7.

15. Shetty US, Guttal SS. Evaluation of bonding efficiency between facial silicone and acrylic resin using different bonding agents and surface alterations. Journal of Advanced Prosthodontics 2012;4(3):121–6.
16. Bankoğlu Güngör M, Karakoca Nemli S, İnal CB, Bağkur M, Dilsiz N. Effect of plasma treatment on the peel bond strength between maxillofacial silicones and resins. Dental Material Journal 2020;39(2):242–50.
17. Wolf BH, Reitemeier BK, Schmidt AE, Richter GH, Duncan G. In vitro testing of the bond between soft materials used for maxillofacial prostheses and cast titanium. The Journal of Prosthetic Dentistry 2001;85(4):401-8.
18. Dakshinamoorthy A, Singaravel Chidambaranathan A, Balasubramanium M. Evaluation of shear bond strength between maxillofacial silicone and fiber-reinforced composite resin after various surface treatments. Journal of Prosthetic Dentistry 2018;119(6):1029.e1-e5.
19. Hatamleh MM, Watts DC. Bonding of maxillofacial silicone elastomers to an acrylic substrate. Dental Materials 2010;26(4):387-95.
20. Emam NS, El-deen FS, Abdel-salam SM. Prevelance Of Oral And Respıratory Mıcroorganısms On The Cad-Cam Versus Press Form Of Poly-Ether-Ether Ketone Materıal For Oral And Maxıllofacıal Prosthesıs. Alexandria Dental Journal 2019;44(3):38-44.
21. Dawson JH, Hyde B, Hurst M, Harris BT, Lin WS. Polyetherketoneketone (PEKK), a framework material for complete fixed and removable dental prostheses: A clinical report. The Journal of Prosthetic Dentistry 2018;119(6):867-72.
22. Villefort RF, Diamantino PJ, Von Zeidler SL, Borges AL, Saavedra GD, Tribst JP. Mechanical response of PEKK and PEEK as frameworks for implant-supported full-arch fixed dental prosthesis: 3D finite element analysis. European Journal of Dentistry 2022;16(01):115-21.
23. Sulaiman TA. Materials in digital dentistry: A review. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry 2020;32(2):171-81.
24. Nulty A. A comparison of trueness and precision of 12 3D printers used in dentistry. BDJ open 2022;8(1):14-22.
25. Guttridge C, Shannon A, O'Sullivan A, O'Sullivan KJ, O'Sullivan LW. Biocompatible 3D printing resins for medical applications: A review of marketed intended use, biocompatibility certification, and post-processing guidance. Annals of 3D Printed Medicine 2022;(5):100044. doi:10.1016/j.stlm.2021.100044.
26. Ring ME. The history of maxillofacial prosthetics. Plastic and Reconstructive Surgery 1991;87(1):174-84.
27. Generalova AN, Vikhrov AA, Prostyakova AI, Apresyan SV, Stepanov AG, Myasoedov MS, Oleinikov VA. Polymers in 3D printing of external maxillofacial prostheses and in their retention systems. International Journal of Pharmaceutics 2024:124181. doi:10.1016/j.ijpharm.2024.124181.

28. Lanzara DrR, Viswambaran DrM, Kumar DrD. Maxillofacial prosthetic materials: current status and recent advances: A comprehensive review. International Journal of Applied Dental Sciences 2021;7(2):255–9.
29. Cruz RL, Ross MT, Powell SK, Woodruff MA. Advancements in soft-tissue prosthetics part A: The Art Of İmitating Life. Frontiers in Bioengineering and Biotechnology. 2020;8:121. doi:10.3389/fbioe.2020.00121.
30. Hatamleh MM, Watts DC. Effects of Bond Primers on Bending Strength and Bonding of Glass Fibers in Fiber-Embedded Maxillofacial Silicone Prostheses. Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry 2011;20(2):113-9.
31. Hatamleh MM, Watts DC. Mechanical properties and bonding of maxillofacial silicone elastomers. Dental Materials 2010;26(2):185-91.
32. The Glossary of Prosthodontic Terms 2023: Tenth Edition. In: Journal of Prosthetic Dentistry 2023;p.e7–126.
33. Beumer J. Maxillofacial rehabilitation: Prosthodontic and surgical considerations. Medico Dental Media International Inc 1996;377–455.
34. Shen C, Rawls HR, Esquivel-Upshaw JF. Phillips' Science of Dental Materials. In: Phillips' Science of Dental Materials E-Book 13th ed. 2021;pp.233–44.
35. Alqutaibi AY. Materials of facial prosthesis: History and advance. Int J Contemp Dent Med Rev. 2015;Article ID 021015:1-4. Doi: 10.15713/ins.ijcdmr.90.
36. Zafar MS. Prosthodontic applications of polymethyl methacrylate (PMMA): An update. Polymers 2020;12(10):2299.
37. Perea-Lowery L, Gibreel M, Vallittu PK, Lassila LV. 3D-printed vs. heat-polymerizing and autopolymerizing denture base acrylic resins. Materials 2021;14(19):5781.
38. Shen C, Rawls HR, Esquivel-Upshaw JF. Philips Maxillofacial. In: Phillips' Science of Dental Materials E-Book 13th ed. 2021;pp.251–2.
39. Talukder D, Gandhi S. Scope Of Maxıllofacıal Prosthesıs Materıals: From Past To Future-A Lıterature Revıew Europian Journal of Pharmaceutical and Medical Research 2020;7(5):278-281.
40. Shah GB, Winter RW. Effect of bimodality on tear properties of silicone networks. Macromolecular Chemistry and Physics 1996;197(7):2201-8.
41. Lai JH, Wang LL, Ko CC, DeLong RL, Hodges JS. New organosilicon maxillofacial prosthetic materials. Dental Materials 2002;18(3):281-6.
42. Kumar M, Elhence P, Kausha D, Kesarwani A. Oral Tuberculosis–A common disease at an uncommon site–A Case Report. Saudi J Oral Dent Res 2021;6(1):34-8.
43. Luo C, Liu Y, Peng B, Chen M, Liu Z, Li Z, Kuang H, Gong B, Li Z, Sun H. PEEK for oral applications: Recent advances in mechanical and adhesive properties. Polymers 2023;15(2):386-410.
44. Çulhaoğlu AK, Özkır SE, Türkkal F. Polieter Eter Keton (PEEK) ve Dental Kullanımı. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2019;29(4):711-8.

45. Stawarczyk B, Silla M, Roos M, Eichberger M, Lümkemann N. Bonding Behaviour of Polyetherketoneketone to Methylmethacrylate-and Dimethacrylate-based Polymers. Journal of Adhesive Dentistry 2017;19(4).
46. Alsandi Q, Ikeda M, Nikaido T, Tsuchida Y, Sadr A, Yui N, Suzuki T, Tagami J. Evaluation of mechanical properties of new elastomer material applicable for dental 3D printer. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials 2019;100:103390. doi:10.1016/j.jmbbm.2019.103390.
47. Aziz T, Waters M, Jagger R. Development of a new poly (dimethylsiloxane) maxillofacial prosthetic material. Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied 2003;65(2):252-61.
48. Taft RM, Cameron SM, Knudson RC, Runyan DA. 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 1996;76(5):515-8.
49. ASTM. Standard Test Method for Peel or Stripping Strength of Adhesive Bonds.
50. Maeda T, Hong G, Sadamori S, Hamada T, Akagawa Y. Durability of peel bond of resilient denture liners to acrylic denture base resin. Journal of Prosthodontic Research 2012;56(2):136-41.
51. Ikram F, Al-Samarraie S, Mikaeel J. Effect of calcium carbonate nanoparticles on the bonding strength of maxillofacial silicone to acrylic substrate. Sulaimani Dental Journal 2016;3(2):7-7.
52. Shen C, Rawls HR, Esquivel-Upshaw JF. Philips Maxillofacial. In: Phillips' Science of Dental Materials E-Book 13th ed. 2021;pp.326–31.
53. Doymuş YŞ. Üç Boyutlu Yazıcıyla Üretilmiş Total Protez Kaide Materyalinde Yapılan Farklı Yüzey İşlemlerinin Renk Stabilitesine Etkisi 2021;17-18.
54. Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. Dental Clinics 2011;55(3):559-70.
55. Irfan UB, Aslam K, Nadim R. A review on cad cam in dentistry. J Pak Dent Assoc 2015; 24(3):112-116.
56. Tian Y, Chen C, Xu X, Wang J, Hou X, Li K, Lu X, Shi H, Lee ES, Jiang HB. A review of 3D printing in dentistry: Technologies, affecting factors, and applications. Scanning 2021;(1):9950131. doi:10.1155/2021/9950131.
57. Alharbi N, Alharbi S, Cuijpers VM, Osman RB, Wismeijer D. Three-dimensional evaluation of marginal and internal fit of 3D-printed interim restorations fabricated on different finish line designs. Journal of Prosthodontic Research 2018;62(2):218-26.
58. Revilla-León M, Sadeghpour M, Özcan M. A review of the applications of additive manufacturing technologies used to fabricate metals in implant dentistry. Journal of Prosthodontics 2020;29(7):579-93.
59. Mazzoli A. Selective Laser Sintering İn Biomedical Engineering. Medical & Biological Engineering & Computing 2013;51:245-56.
60. Galante R, Figueiredo-Pina CG, Serro AP. Additive manufacturing of ceramics for dental applications: A review. Dental Materials 2019;35(6):825-46.
61. Quan H, Zhang T, Xu H, Luo S, Nie J, Zhu X. Photo-curing 3D printing technique and its challenges. Bioactive Materials 2020;5(1):110-5.

62. Di Rosa L. 3D Printing in Plastic Reconstructive and Aesthetic Surgery. Springer International Publishing, Cham 2022;10:978-3.
63. Özcivelek T, Kılıçarslan MA. Full digital workflow of a 2-piece obturator with polyetherketoneketone in a patient with maxillectomy and trismus: A clinical and laboratory report. The Journal of Prosthetic Dentistry 2024;131(2):346-51.
64. Devine, Declan M. and Maloney, Aaron and Gately, Noel, Effects of 3d Printing Parameters on the Flexural Properties of Semi-Crystalline Pekk. Available at SSRN: https://ssrn.com/abstract=4913894
65. Park S, Shou W, Makatura L, Matusik W, Fu KK. 3D printing of polymer composites: Materials, processes, and applications. Matter 2022;5(1):43-76.
66. Zhou LY, Fu J, He Y. A review of 3D printing technologies for soft polymer materials. Advanced Functional Materials 2020;30(28):2000187. Doi: 10.1002/adfm.202000187.
67. Li C, Yang H, Suo Z, Tang J. Fatigue-resistant elastomers. Journal of the Mechanics and Physics of Solids 2020;134:103751. Doi: 10.1016/j.jmps.2019.103751.
68. Desai SM, Sonawane RY, More AP. Thermoplastic polyurethane for three-dimensional printing applications: A review. Polymers for Advanced Technologies 2023;34(7):2061-82.
69. Kim SY. Application of the three-dimensionally printed biodegradable polycaprolactone (PCL) mesh in repair of orbital wall fractures. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery 2019;47(7):1065-71.
70. Witek L, Khouri KS, Coelho PG, Flores RL. Patient-specific 3D models for autogenous ear reconstruction. Plastic and Reconstructive Surgery–Global Open. 2016;4(10):e1093. doi: 10.1097/GOX.0000000000001093.
71. Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. Biomaterials 2007;28(32):4845-69.
72. Jindal SK, Sherriff M, Waters MG, Coward TJ. Development of a 3D printable maxillofacial silicone: Part I. Optimization of polydimethylsiloxane chains and cross-linker concentration. The Journal of Prosthetic Dentistry 2016;116(4):617-22.
73. Jindal SK, Sherriff M, Waters MG, Smay JE, Coward TJ. Development of a 3D printable maxillofacial silicone: Part II. Optimization of moderator and thixotropic agent. The Journal of Prosthetic Dentistry 2018;119(2):299-304.
74. Cevik P. Maxillofacial Silicone Elastomers in Dentistry. Reactive and Functional Polymers Volume One: Biopolymers, Polyesters, Polyurethanes, Resins and Silicones 2020:293-300.
75. Kulak-Ozkan Y, Sertgoz A, Gedik H. Effect of thermocycling on tensile bond strength of six silicone-based, resilient denture liners. The Journal of Prosthetic Dentistry 2003;89(3):303-10.
76. Sipahi C. Kazanılmış tükürük glikoprotein tabakasının farklı protez kaide materyallerinin yüzey gerilimi ve ıslanabilirliği üzerindeki etkisi (in vitro çalışma) 1999;32-33.
77. ISO E. 4892-2: 2013 Plastics—Methods of Exposure to Laboratory Light Sources—Part 2: Xenon-arc Lamps. International Organization of Standardization: Geneva, Switzerland. 2013.

78. Farooqui R, Aras MA, Chitre V, Rajagopal P. An in vitro study to compare the influence of two different primers on the peel bond strength between a maxillofacial silicone material and an acrylic resin material versus a composite resin material. The Journal of Indian Prosthodontic Society 2021;21(3):287-94.
79. Polyzois GL. Color stability of facial silicone prosthetic polymers after outdoor weathering. The Journal of Prosthetic Dentistry 1999;82(4):447-50.
80. Goiato MC, do Prado Ribeiro P, Pellizzer EP, Idelmo Rangel Garcia J, Pesqueira AA, Haddad MF. Photoelastic analysis of stress distribution in different retention systems for facial prosthesis. Journal of Craniofacial Surgery 2009;20(3):757-61.
81. Karaman BI. Yüksek Performanslı Polimerlerin Maksillofasiyal Silikon ile Bağlantı Dayanımının İncelenmesi 2021;29-40.
82. Cevik P, Yildirim AZ, Demir Sevinc EH, Gonder A, Kiat-Amnuay S. Using peek as a framework material for maxillofacial silicone prosthesis: An in vitro study. Polymers 2023;15(12):2694. doi.org/10.3390/polym15122694.
83. Fuhrmann G, Steiner M, Freitag-Wolf S, Kern M. Resin bonding to three types of polyaryletherketones (PAEKs)—durability and influence of surface conditioning. Dental Materials 2014 Mar 1;30(3):357-63.
84. Wang B, Huang M, Dang P, Xie J, Zhang X, Yan X. PEEK in fixed dental prostheses: Application and adhesion improvement. Polymers 2022;14(12):2323.
85. Kakkad N, Yadav NS, Hazari P, Narwani S, Somkuwar K, Basha S, Verma V, Arora S, Aldowah O, Heboyan A, Karobari MI. Comparative evaluation of tensile bond strength of poly ether ether ketone (peek) and zirconia copings using resin cement with or without adhesive: An in vitro study. Materials 2022;15(12):4167. doi.org/10.3390/ma15124167.
86. Wang D, Han X, Luo F, Thieringer FM, Xu Y, Ou G, Spintzyk S. Adhesive Property of 3D-Printed PEEK Abutments: Effects of Surface Treatment and Temporary Crown Material on Shear Bond Strength. Journal of Functional Biomaterials 2022;13(4):288.
87. Al-Dwairi ZN, Al Haj Ebrahim AA, Baba NZ. A comparison of the surface and mechanical properties of 3D printable denture-base resin material and conventional polymethylmethacrylate (PMMA). Journal of Prosthodontics 2023;32(1):40-8.
88. Rudawska A, Danczak I, Müller M, Valasek P. The effect of sandblasting on surface properties for adhesion. International Journal of Adhesion and Adhesives. 2016;70:176-90.
89. Sushma R, Vande AV, Malvika SR, Abhijeet K, Pronob KS. A comparative study of the mechanical properties of clear and pink colored denture base acrylic resins. Annals of African Medicine 2018;17(4):178-82.
90. Jagger RG, al-Athel MS, Jagger DC, Vowles RW. Some variables influencing the bond strength between PMMA and a silicone denture lining material. International Journal of Prosthodontics 2002;15(1):55-58.

91. Minami H, Suzuki S, Ohashi H, Kurashige H, Tanaka T. Effect of surface treatment on the bonding of an autopolymerizing soft denture liner to a denture base resin. International Journal of Prosthodontics 2004;17(3):297-351.
92. Amin WM, Fletcher AM, Ritchie GM. The nature of the interface between polymethyl methacrylate denture base materials and soft lining materials. Journal of Dentistry 1981;9(4):336-46.
93. Frangou MJ, Polyzois GL, Tarantili PA, Andreopoulos AG. Bonding of silicone extra-oral elastomers to acrylic resin: the effect of primer composition. The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry 2003;11(3):115-8.
94. Hatamleh MM, Polyzois GL, Nuseir A, Hatamleh K, Alnazzawi A. Mechanical properties and simulated aging of silicone maxillofacial elastomers: advancements in the past 45 years. Journal of Prosthodontics 2016;25(5):418-26.
95. Han Y. Evaluation of mechanical properties of ZY-1 maxillofacial prosthetic materials. J US-China Med Sci. 2007;4(1):30-3.
96. L. Schnoll, The CE Mark: Understanding the Medical Device Directive, Paton Professional 2007;pp.25-30.