



**CAD/CAM İLE ÜRETİLEN PMMA ESASLI PROTEZ KAİDE
MATERYALİNE UYGULANAN FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN TAMİR
BAĞLANMA DAYANIMI ÜZERİNE ETKİSİ**

Zahide ERBULAK

**DOKTORA TEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

NİSAN 2023

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Zahide ERBULAK

25.04.2023

CAD/CAM İLE ÜRETİLEN PMMA ESASLI PROTEZ KAİDE MATERYALİNE
UYGULANAN FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİNİN TAMİR BAĞLANMA DAYANIMI
ÜZERİNE ETKİSİ

(Doktora Tezi)

Zahide ERBULAK

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Nisan 2023

ÖZET

Polimetil metakrilat (PMMA), diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan protez kaide materyalidir. CAD/CAM (Bilgisayar destekli tasarım/Bilgisayar destekli üretim) ile üretilen PMMA materyali yüksek sıcaklık ve basınç altında enjeksiyon yöntemiyle elde edilerek, polimerizasyonu sağlanmaktadır. Bu çalışmanın amacı, PMMA materyaline uygulanan farklı yüzey işlemlerinin, bazı tamir materyallerinin bağlanma dayanımı üzerine etkilerini değerlendirmektir. Bu amaçla, pembe PMMA disklerden CAD/CAM yardımıyla 16x16x2 mm boyutunda toplam 320 adet, beyaz PMMA disklerden ise, 12x12x3 mm boyutunda toplam 80 adet test örneği elde edilmiştir. Pembe PMMA disklerden elde edilen test örnekleri rastgele 4 gruba ayrılarak farklı yüzey işlemleri uygulanmıştır. [Grup A: Yüzey, Al₂O₃ partikülleri ile kumlama cihazında kumlanarak pürüzlendirilmiştir (n:80). Grup B: Yüzey frez ile pürüzlendirilmiştir (n:80). Grup C: Yüzeye, %4'lük hidroflorik asit uygulanmıştır (n:80). Grup D: Herhangi bir yüzey pürüzlendirme işlemi yapılmamıştır. (Kontrol grubu n:80).] Test örneklerinin yüzey pürüzlülük değerleri profilometre cihazında incelenmiştir. Yüzey işlemi uygulanmış her bir ana grup kendi içerisinde 4 farklı alt gruba ayrılarak; kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezin (n:20), ısı ile polimerize olan akrilik rezin (n:20), dişeti kompoziti (n:20) ve CAD/CAM ile üretilen dişlerin oluşturulmasında kullanılan beyaz PMMA (n:20) ile tamir işlemleri uygulanmıştır. Tamir işlemleri uygulama sonrası her bir alt gruptaki test örneklerinin yarısı (n:10) termal döngü cihazı kullanılarak yaşlandırma işlemine tabii tutulmuştur. Tüm test örneklerinin makaslama bağlanma dayanımı ölçümü, Universal test cihazı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Tüm test örnekleri arasında en yüksek yüzey pürüzlülük değerini kumlama grubu göstermiştir (p<0.001). Kumlama yüzey işlemi sonrasında ısı ile polimerize akrilik rezin en yüksek bağlanma dayanımını sergilemiştir. Yüzey işlemi uygulanmamış dişeti kompozitinde ise en düşük bağlanma dayanımı değerleri gözlemlenmiştir. Termal yaşlandırma tüm test gruplarında bağlanma dayanımı değerlerini azaltmıştır (p<0.001). Tamir materyalleri arasında en iyi bağlanma ısı ile polimerize akrilik rezin ile sağlanmıştır.

Bilim Kodu : 1050
Anahtar Kelimeler : CAD/CAM, PMMA, Tamir, Makaslama bağlanma dayanımı
Sayfa Adedi : 100
Danışman : Prof. Dr. Gülfem ERGÜN

THE EFFECT OF DIFFERENT SURFACE TREATMENTS APPLIED TO PMMA
BASED DENTURE BASE MATERIAL PRODUCED WITH CAD/CAM ON REPAIR
BOND STRENGTH

(Ph.D. Thesis)

Zahide ERBULAK

GAZİ UNIVERSITY

GRADUATE SCHOOL OF HEALTH SCIENCES

April 2023

ABSTRACT

Polymethyl methacrylate (PMMA) is a widely used denture base material. PMMA material produced with CAD / CAM (Computer-Aided Design / Computer-Aided Production) is obtained by injection method under high temperature and pressure, and its polymerization is provided. This study aims to evaluate the effects of different surface treatments applied to PMMA material on the bond strength of some repair materials. For this purpose, a total of 320 test specimens of 16x16x2 mm were obtained from pink PMMA discs with the help of CAD/CAM, and a total of 80 test specimens of 12x12x3 mm in size from white PMMA discs. The test samples obtained from pink PMMA discs were randomly divided into four Groups, and different surface treatments were applied. [Group A: The surface was roughened by sandblasting with Al₂O₃ particles (n:80). Group B: The surface is roughened with a bur (n:80). Group C: 4% hydrofluoric acid was applied to the surface (n:80). Group D: No surface roughening has been done. (Control Group n:80).] The surface roughness values of the test samples were examined in the profilometer device. Each test Group with surface treatment is divided into four different subgroups; Repair processes with chemically polymerized acrylic resin (n:20), heat-cured acrylic resin (n:20), gingival composite (n:20) and white PMMA (n:20) used for the creation of teeth produced with CAD/CAM has been applied. After the repair processes, half of the test samples (n:10) in each subgroup were aged using a thermal cycler. Shear bond strength measurement of all test specimens was performed using the Universal tester. The sandblasting Group showed the highest surface roughness value among all test samples ($p<0.001$). After the sandblasting surface treatment, the heat-cured acrylic resin exhibited the highest bond strength. The lowest tear strength values were observed in the untreated gingival composite. Thermal ageing decreased bond strength values in all test Groups ($p<0.001$). Ideal bonding between repair materials was achieved with heat-cured acrylic resin.

Science Code : 1050

Key Words : CAD/CAM, PMMA, Repair, Shear bond strength

Page Number : 100

Supervisor : Prof. Dr. Gülfem ERGÜN

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca akademik ve klinik bilgilerini benimle paylaşan, daha çok çalışmamız, ufkumuzu ve vizyonumu genişletmemiz için bizi her daim teşvik eden, mesleki desteklerinin yanı sıra tüm sevgi ve içtenliğini bizden esirgemeyen, canım hocam Prof. Dr. Gülfem ERGÜN'e;

Doktora eğitimim boyunca katkıları ve desteklerinden dolayı sayın Ana Bilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Cemal AYDIN'a;

Bilgi ve yardımlarını bizlerden esirgemeyen G. Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalının tüm öğretim üyelerine ve görevlilerine;

Tez çalışmamın laboratuvar deneyleri sırasında bilgisi ve tecrübesi ile çalışmama yardımcı olan, desteğini hiç esirgemeyen Ankara Üniversitesi Araştırma Laboratuvarı sorumlusu sayın Mustafa YEŞİL'e,

Bu uzun ve zorlu yolculukta elimi hiç bırakmadan her daim yanımda olan, tek bir an bile desteklerini ve sonsuz sevgilerini benden esirgemeyen, varlıklarıyla hayatımın en büyük şansı olan canım annem ve babama;

Sonsuz destek ve sevgileriyle yanımda olan abim, yengem ve minik aşklarım Aren ve Arel'e; Her anımda yanımda olan, doktora eğitimim boyunca desteğini her daim hissettiğim Dt. Mustafa HACILAR'a,

Bu yolculuğa çıkmaya karar verdiğimiz andan itibaren hep yan yana olduğumuz, akademik hayatı ve tüm zorluklarını birlikte göğüslediğimiz canım arkadaşım Dr. Dt. Şerife KÖLE'ye; ve doktora sürecimi eşsiz kılan bu süreçte sonsuz anılar biriktirmemi sağlayan tüm arkadaşlarıma;

03/2020-08 nolu BAP projesi desteği ile tez çalışmama katkı sağlayan Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeler Birimi'ne en içten sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	xi
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	xii
RESİMLERİN LİSTESİ	xiii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xvi
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Protez Kaide Materyalleri	3
2.2. Protez Kaide Materyallerinin Özellikleri	3
2.3. Protez Kaide Polimerleri ve Polimerizasyon	5
2.3.1. Polimer zincirleri ve uzaysal yapısı.....	5
2.3.2. Polimerlerin sınıflandırılması.....	6
2.3.3. Protez kaide polimerleri	7
2.3.4. Polimerizasyon	7
2.4. Polimetil Metakrilat	9
2.4.1. Polimetil metakrilatın polimerizasyon aşamaları	10
2.5. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Protez Kaide Materyalleri	10
2.5.1. Isı ile polimerize akrilik rezinler	11
2.5.2. Kimyasal olarak polimerize akrilik rezinler	12
2.5.3. Işık ile polimerize olan akrilik rezinler	13
2.5.4. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezinler	13

	Sayfa
2.6. Geleneksel Yöntemler ile Tam Protez Üretimi.....	14
2.7. Dijital Sistemler ile Tam Protez Üretimi	14
2.7.1. Dijital yöntemler ile tam protez üretiminde kullanılan CAD/CAM sistemleri.....	14
2.7.2. CAD/CAM sistemleri ile tam protez üretim avantajları.....	16
2.7.3. Eksiltmeli üretim yöntemi ile tam protez üretimi.....	16
2.7.4. Eksiltmeli üretim yönteminde kullanılan CAD/CAM PMMA diskler.....	22
2.7.5. Eklemeli üretim yöntemi	23
2.7.6. Eklemeli üretim yöntemi ile tam protez üretimi.....	24
2.7.7. Eklemeli üretim yönteminde kullanılan akrilik rezinler.....	24
2.8. CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Akrilik Yapay Dişler	25
2.9. İndirekt Kompozit Rezinler.....	26
2.10. Protez Kaide Materyalinde Oluşan Mekanik Sorunlar	27
2.11. Protez Kaide Materyaline Uygulanan Tamir İşlemleri	28
2.11.1. Hareketli protezlerin tamirinde kullanılan materyaller	28
2.12. Protez Kaide Materyaline Uygulanan Bazı Yüzey İşlemleri	29
2.13. Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesinde Kullanılan Yaşlandırma Yöntemleri.....	29
2.14. Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesinde Kullanılan Bazı Test Yöntemleri.....	30
3. GEREÇ VE YÖNTEM	33
3.1. Test Örneklerinin Hazırlanması	37
3.1.1. PMMA test örneklerinin CAD/CAM cihazı kullanılarak hazırlanması ...	37
3.1.2. CAD/CAM PMMA kaide materyali test örneklerinin polietilen kalıplar kullanılarak kimyasal polimerize akrilik rezin içerisine gömülmesi.....	39
3.1.3. CAD/CAM PMMA kaide ve diş materyali test örneklerinin polisaj işlemlerinin gerçekleştirilmesi.....	40
3.2. PMMA Kaide Materyali Test Örneklerinin Yüzey İşlemi Uygulaması Öncesi Yüzey Pürüzlülük Değerlerinin Ölçümü.....	41

Sayfa

3.3. CAD/CAM PMMA Kaide Materyali Test Örneklerine Yüzey İşlemi Uygulaması	42
3.3.1. A grubuna yüzey işlemi uygulaması	42
3.3.2. B grubuna yüzey işlemi uygulaması.....	43
3.3.3. C grubuna yüzey işlemi uygulaması.....	43
3.3.4. D grubuna yüzey işlemi uygulaması	44
3.4. CAD/CAM PMMA Kaide Materyali Test Örneklerinin Yüzey İşlemi Uygulaması Sonrası Yüzey Pürüzlülük Değerlerinin Ölçümü	44
3.5. Yüzey İşlemi Uygulanmış CAD/CAM PMMA Kaide Materyali Test Örneklerinin Yüzey Özelliklerinin SEM ile Değerlendirilmesi.....	44
3.6. CAD/CAM PMMA Kaide Materyali Test Örneklerinin Dört Farklı Materyal ile Tamiri.....	45
3.6.1. PMMA kaide materyali test örneklerinin dişeti kompoziti ile tamiri.....	45
3.6.2. PMMA kaide materyali test örneklerinin ısı ile polimerize akrilik rezin ile tamiri.....	47
3.6.3. PMMA kaide materyali test örneklerinin kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezin ile tamiri	50
3.6.4. CAD/CAM PMMA kaide materyali test örneklerinin PMMA esaslı diş materyali ile tamiri	51
3.7. Test Örneklerinin Termal Döngü Cihazı ile Yaşlandırma İşlemine Tabii Tutulması	52
3.8. Test Örneklerinin Makaslama Bağlanma Dayanımı Değerlerinin Ölçülmesi	53
3.9. Işık Mikroskobu ve SEM ile Test Örneklerinin Kırık Yüzeylerinin İncelenmesi ve Başarısızlık Tiplerinin Belirlenmesi	53
3.10. İstatistiksel Analiz.....	54
4. BULGULAR	55
4.1. Yüzey Pürüzlülük Değerlerinin Karşılaştırılması	55
4.2. Makaslama Bağlanma Dayanımı Değerlerinin Karşılaştırılması.....	57
4.3. Başarısızlık Tiplerinin İncelenmesi.....	62
4.4. Yüzey İşlemi Uygulaması Ve Sonrası SEM Analizi Bulguları	64

	Sayfa
4.5. Işık Mikroskobu ve SEM Analizi Bulguları	66
5. TARTIŞMA	71
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	83
KAYNAKLAR	85
ÖZGEÇMİŞ	99



ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1. Test örneklerinin istatistiksel güç analizi	33
Çizelge 3.2. Çalışmada yer alan test materyalleri ve özellikleri	35
Çizelge 3.3. Çalışmada yer alan cihazlar.....	36
Çizelge 4.1. Test örneklerinin yüzey işlemi uygulama sonrası yüzey pürüzlülük değerleri.....	56
Çizelge 4.2. Yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası makaslama bağlanma dayanımı değerleri.....	57
Çizelge 4.3. Yüzey işlemlerine göre makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin karşılaştırılması	58
Çizelge 4.4. Yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrasında tamir materyallerinin makaslama bağlanma dayanımı değerleri	59
Çizelge 4.5. Kırık tipi analiz tablosu.	64

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Protez kaide polimerleri	11
Şekil 3.1. Test gruplarının şematik görüntüsü.....	36
Şekil 4.1. Test örneklerinin yüzey işlemi uygulama sonrası yüzey pürüzlülük değerleri.....	56
Şekil 4.2. Isı ile polimerize akrilik rezin ile tamir edilen test materyallerinin yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası tamir bağlanma dayanımı değerleri	60
Şekil 4.3. Kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezin ile tamir edilen test materyallerinin yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası tamir bağlanma dayanımı değerleri.....	60
Şekil 4.4. Dişeti kompoziti ile tamir edilen test materyallerinin yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası tamir bağlanma dayanımı değerleri	61
Şekil 4.5. CAD/CAM PMMA diş materyali ile tamir edilen test materyallerinin yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası tamir bağlanma dayanımı değerleri	62

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. CAD/CAM PMMA akrilik kaide materyali diski	37
Resim 3.2. CAD/CAM PMMA diş materyali diski	38
Resim 3.3. CAD/CAM PMMA test örneklerinin simülasyonu.....	38
Resim 3.4. Kazıma işlemi sonrasında PMMA kaide materyali test örneklerinin kenarlarındaki çapakların temizlenme öncesi ve sonrası	38
Resim 3.5. Polietilen kalıp.....	39
Resim 3.6. Polietilen kalıplar içerisinde hazırlanmış CAD/CAM PMMA kaide materyali test örnekleri.....	39
Resim 3.7. Zımparalama/polisaj cihazı ve CAD/CAM PMMA kaide materyali test örneklerinin yüzey polisajı	40
Resim 3.8. CAD/CAM PMMA kaide materyali test örneklerinin ultra sonik temizleme cihazında temizlenmesi.....	41
Resim 3.9. CAD/CAM PMMA kaide materyali test örneklerinin yüzey işlemi öncesinde yüzey pürüzlülük değerlerinin ölçümü.....	42
Resim 3.10. CAD/CAM PMMA kaide materyali test örneğinin %4'lük HF asit ile pürüzlendirilmesi.....	43
Resim 3.11. Tungsten karbit frez ile CAD/CAM PMMA akrilik kaide materyali test örneği yüzeyinin aşındırılması	44
Resim 3.12. Taramalı elektron mikroskobu, Altın-paladyum kaplama ünitesi ve CAD/CAM PMMA kaide materyali test örneği yüzeyinin altın ile kaplanması.....	45
Resim 3.13. Polimerizasyon fırını ve polietilen kalıplar içerisinde yer alan dişeti kompozitinin polimerizasyonu.....	46
Resim 3.14. Dişeti kompozitinin final polimerizasyonu	46
Resim 3.15. Polietilen kalıplar içerisinde mum örnek elde edilmesi	47
Resim 3.16. Yüzeyine mum şablon yerleştirilmiş CAD/CAM PMMA kaide materyali test örnekleri.....	48
Resim 3.17. Mumun eritilmesi ile alçı yüzeylerinden uzaklaştırılması (negatif boşlular).....	49

Resim	Sayfa
Resim 3.18. Isı ile polimerize olan akrilik rezinin toz/likit oranı.....	49
Resim 3.19. Kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezinin toz/likit oranı	50
Resim 3.20. Yapıştırıcı ajanın şırınga yardımı ile CAD/CAM PMMA test örneği yüzeyine uygulanması.....	51
Resim 3.21. Özel yükleme cihazı, PMMA diş materyalinin özel yükleme cihazı ile yapıştırılması, yapıştırma işlemi esnasından taşan yapıştırıcı ajanın temizlenmesi	52
Resim 3.22. Test örneklerinin termal döngü cihazı ile yaşlandırma işlemine tabii tutulması.....	52
Resim 3.23. Dişeti kompoziti, PMMA diş materyali, ısı ile polimerize akrilik edilen rezin ve kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezine makaslama bağlanma dayanımı testinin uygulanması	53
Resim 3.24. Test örnekleri bağlanma dayanımı testi sonrasında kırık tipinin belirlenmesi için ışık mikroskobu altında incelenmesi	54
Resim 4.1. Al ₂ O ₃ partikülleri ile pürüzlendirilmiş CAD/CAM PMMA kaide materyali test örneğinin x500 ve x1000 büyütmede SEM görüntüsü.....	65
Resim 4.2. %4'lük HF asit ile pürüzlendirilmiş CAD/CAM PMMA kaide materyali test örneğinin x500 ve x1000 büyütmede SEM görüntüsü	65
Resim 4.3. Frez ile aşındırılmış CAD/CAM PMMA kaide materyali test örneğinin x500 ve x1000 büyütmede SEM görüntüsü.....	66
Resim 4.4. Yüzey işlemi uygulanmamış CAD/CAM PMMA kaide materyali test örneğinin x500 ve x1000 büyütmede SEM görüntüsü.....	66
Resim 4.5. Isı ile polimerize akrilik rezin ile tamirde kohezif kırık tipi SEM görüntüsü.....	67
Resim 4.6. Isı ile polimerize akrilik rezin ile tamirde miks kırık tipi SEM görüntüsü.....	67
Resim 4.7. Kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezin ile tamirde kohezif kırık tipi SEM görüntüsü	68
Resim 4.8. Kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezin ile tamirde miks kırık tipi SEM görüntüsü	68
Resim 4.9. Dişeti kompoziti ile tamir edilen test örneklerinde adeziv kırık tipi SEM görüntüsü.....	68
Resim 4.10. Dişeti kompoziti ile tamir edilen test örneklerinde miks kırık tipi SEM görüntüsü.....	69

Resim	Sayfa
Resim 4.11. CAD/CAM PMMA diş materyali ile tamir edilen test örneklerinde diş bağlantı sorunu kırık tipi SEM görüntüsü.....	69
Resim 4.12. CAD/CAM PMMA diş materyali ile tamir edilen test örneklerinde kohezif kırık tipi SEM görüntüsü.....	69



SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklamalar
%	Yüzde
$(C_5O_2H_8)_n$	Polimetil metakrilat
°C	Santigrat derece
μm	Mikrometre
Al_2O_3	Alüminyum Oksit
C	Karbon
$C_5O_2H_8$	Metil metakrilatın
dk	Dakika
F	Tekrarlı ölçümler varyans analizi
H	Hidrojen
mA	Mili Amper
mm	Milimetre
mm/dk	Milimetre/dakika
mm ²	Milimetre kare
MPa	Megapaskal
N	Newton
N/mm ²	Newton/milimetrekare
O	Oksijen
sn	Saniye
W	Watt

Kısaltmalar	Açıklamalar
3D	Üç boyutlu
ADA	Amerikan Diş Hekimleri Birliği
Bis-GMA	Bisfenol A diglisidil metakrilat
BT	Bilgisayarlı Tomografi

Kısaltmalar	Açıklamalar
CAD/CAM	Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim
DCL	Çapraz bağlanma ajanı
DLP	Dijital Işık İşleme
EDMA	Etilen glikol dimetakrilat
EGDMA	Etilen glikol dimetakrilat
IPN	İç içe geçen ağ yapısı
ISO	Uluslararası Standardizasyon Örgütü
Maks.	Maksimum
Med.	Medyan
Min.	Minimum
MMA	Metilmetakrilat
MP	Malzeme Püskürtme
MRG	Manyetik Rezonans Görüntüleme
Ort.	Ortalama
PEEK	Polieter eter koton
PMMA	Polimetil metakrilat
SLA	Sterolitografi
Ss	Standart sapma
STL	Standart Mozaik Dili
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
UDMA	Üretan dimetakrilat
USG	Ultrasonografi
UV	Ultra viole

1. GİRİŞ

Tam protezlerin geleneksel yöntemler ile üretimi klinik uygulamaların önemli bir parçasını oluşturmaktadır. Son yıllarda dijital üretim protokolleri hem klinik hem de laboratuvar uygulamalarında popüler hale gelmiştir [1, 2]. Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim (CAD/CAM) teknolojisi tam protezlerin tasarımı ve üretimi üzerinde önemli bir etki oluşturmaktadır [3-5]. CAD/CAM teknolojisi, tam protezlerin tasarımı ve üretiminde geleneksel yöntemlere kıyasla birçok avantaja sahiptir. Dijital ölçü alma protokolleri, dijital tasarım ve sanal artikülatörlerin kullanımı bu sistemin önemli avantajlarından [6, 7]. Geleneksel yöntemler ile tam protez üretimi için ortalama beş seans gerekirken, CAD/CAM teknolojisi sayesinde randevu sayısı ikiye kadar düşürülebilmektedir. İlave olarak CAD/CAM sistemleri elde edilen ölçülerin elektronik olarak arşivlenebilmesine ve gerektiğinde tekrar kullanılmasına olanak sağlamaktadır [8-11].

Bilgisayar destekli tam protez üretimi için kullanılan polimetil metakrilat (PMMA) diskler yüksek ısı ve basınç altında enjeksiyon yöntemi ile elde edilerek polimerize edilmektedir. Bu üretim şekli ile daha yüksek yoğunlukta rezinlerin elde edilmesi mekanik özelliklerin gelişmesine, artık monomer miktarının azalmasına ve polimerizasyon büzülmesinin elemine edilmesine olanak sağlamaktadır [12-14].

Tam protezler, iyi bir çiğneme fonksiyonu göstermeleri ve güçlü mekanik özelliklerinin yanı sıra estetik beklentileri de karşılamalıdır. Konvansiyonel yöntemler ile üretilen akrilik kaide materyalleri ideal dişeti morfolojisini ve doğal dişeti rengini istenilen ölçüde yansıtamamaktadır. Bu durum özellikle estetik kaygısı olan bireylerde önemli bir dezavantaj oluşturmaktadır. Son yıllarda dişeti kompozitlerinin CAD/CAM PMMA esaslı protez kaide materyali ile birlikte kullanımı ile daha doğal ve estetik bir görünüm elde edebilmektedir [15-17].

Protetik restorasyonların aktif olarak kullanılmasına bağlı protez kırıkları, çatlakları ve/veya protez kaide materyali ile akrilik dişin birbirinden ayrılması gibi çeşitli komplikasyonlar ortaya çıkmaktadır [18-21]. Tam protez kullanan hastaların genellikle ileri yaşlarda olması protezin yenilenmesinde uyum ve tedavi süreci gibi problemleri de beraberinde getirmektedir. CAD/CAM ile üretilen protetik restorasyonların herhangi bir komplikasyon

karşısında tekrardan üretilmesi ideal olsa da bilgisayar sistemlerinin ve kullanılan materyallerin maliyetli oluşu ciddi bir ekonomik dezavantajı beraberinde getirmektedir. Bu nedenle güncel tedavi seçeneği haline gelen bu sistemlerin tamiri, uygun tamir materyallerinin ve yüzey modifikasyonlarının seçimi oldukça kritik bir önem taşımaktadır [22].

Tamir işlemleri esnasında yüzey özelliklerinin geliştirilmesi ve bağlanma dayanımının artırılması için kimyasal ve/veya mekanik yüzey işlemleri uygulanmaktadır [18, 20, 23, 24]. Yüzey alanının artırılması ve mikro mekanik tutuculuğun geliştirilmesinde frez ile aşındırma, çeşitli partikül büyüklerine sahip alüminyum oksit (Al_2O_3) ile kumlama gibi mekanik yüzey işlemleri uygulanmaktadır. Kimyasal yüzey işlemi için ise asit uygulaması, metil metakrilat (MMA) monomeri uygulaması veya organik çözücüler yüzeyde kullanılmaktadır [25-28].

Ağız içi sıcaklığı yeme, içme veya nefes alma gibi rutin günlük aktivitelerde meydana gelen ısı değişkenlikleri akrilik rezin yapısında ve bağlanma dayanımı üzerinde değişikliklere neden olmaktadır. Ağız ortamında meydana gelen bu streslere karşı dental materyallerin özelliklerini analiz etmek için klinik koşullar laboratuvar ortamında simüle edilmektedir. Termal yaşlandırma, in vivo klinik koşulları simüle etmek için kullanılan in vitro bir uygulamadır [20].

Bu in vitro çalışmanın amacı protez üretiminde yaygın bir materyal olarak kullanılan CAD/CAM PMMA'nın çeşitli yüzey işlemleri sonrasında farklı tamir materyalleri ile tamirini takiben bağlanma dayanımının incelenmesi ve termal yaşlandırma uygulaması ile klinik süreç simüle edilerek ağız içi şartlarının etkisinin değerlendirilmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

Protez kaidesi, destek dokular üzerinde yer alan ve üzerinde yapay dişlerin bulunduğu protez parçası olarak tanımlanmaktadır [29, 30]. Çeşitli nedenlerle dişlerini kaybetmiş bireylerde fonksiyon, estetik ve fonasyon önemli bir sorunu oluşturmaktadır. Estetik ve fonksiyonun geri kazandırılmasında tarih boyunca çeşitli teknikler ve materyaller kullanılmıştır [29, 31, 32]. Diş hekimliğindeki güncel gelişmeler ile birlikte kimyasal ve fiziksel özellikleri gelişmiş akrilik kaide materyallerinin kullanımı klinik olarak daha başarılı, dayanıklı ve estetik protez üretimine olanak sağlamaktadır [33-35].

2.1. Protez Kaide Materyalleri

Diş hekimliği tarihi boyunca, diş eksikliklerinin tedavisinde farklı özelliklere sahip çeşitli materyaller protez materyali olarak kullanılmıştır [29]. 18. yüzyıl ve öncesinde ahşap, kemik, çekilmiş insan dişi veya fildişi gibi materyaller eksik dişlerin tedavisinde kullanılmaktaydı [29]. 18. yüzyılın sonlarına doğru altın ve platin gibi kıymetli metaller diş eksikliklerinin tedavisinde kullanılmaya başlanmıştır. 18 veya 20 ayar altın-gümüş alaşımı üzerine diş yuvalarına benzeyen küçük delikler açılmaktaydı. Altın plakalar protez kaide materyali olarak kullanılmakta ve üzerinde yer alan delikler içerisine dişler yerleştirilmekteydi. 19. yüzyılda protez kaide materyali olarak porselen, kaplumbağa kabuğu, gutta-perka, vulkanit, keoplastik, alüminyum ve selüloit gibi çeşitli materyaller kullanılmaktaydı. 20. yüzyıla gelindiğinde ise, polistiren naylon, epoksi reçine, vinil polimerler ve akrilik rezinler protez kaide materyali olarak kullanılmıştır [29, 31, 32]. Günümüzde polimetil metakrilat ve kopolimerleri sağladıkları çeşitli mekanik ve fiziksel avantajlar sayesinde en sık tercih edilen protez kaide materyali olarak belirtilmektedir [29, 30].

2.2. Protez Kaide Materyallerinin Özellikleri

İdeal protez kaide materyalleri aşağıda belirtilen fiziksel, biyolojik, mekanik ve kimyasal özellikleri sergilemelidir [33-43].

Fiziksel özellikler;

- i. Ağız dokularının taklit edebilmelidir.
- ii. Estetik özellik sergilemelidir.
- iii. Boyutsal stabilitesi iyi olmalıdır. Ağız içerisinde şekil, hacim ve boyut değiştirmemelidir.
- iv. Yeterli derece ısı iletkenliği sağlamalıdır.
- v. Renk değiştirmemelidir.
- vi. Ağız sıvılarında çözünür özellik sergilememelidir.
- vii. Su emilimi düşük olmalıdır.
- viii. Düşük özgül ağırlığa sahip olmalıdır.
- ix. Akrilik yapay dişler ile benzer ısısal genleşme katsayısı göstermelidir.

Kimyasal özellikler;

- i. Polimerizasyon öncesi ve sonrasında kimyasal olarak stabil olmalıdır.
- ii. Plastik, metal veya porselene bağlanabilmelidir.
- iii. Polimerizasyon sonrasında artık monomer miktarı düşük olmalıdır.

Mekanik özellikler;

- i. Okluzal kuvvetler karşısında yeterli mekanik direnç sergilemelidir.
- ii. Basma ve esneme direnci yeterli olmalıdır.
- iii. Aşınma kuvvetleri karşısında yeterli mekanik dirence sahip olmalıdır.
- iv. Yüksek elastisite modülü göstermelidir.
- v. Düşük yüzey pürüzlülüğü sergilemelidir.
- vi. İdeal orantısal limite sahip olmalı, stres altında deformasyona uğramamalıdır.
- vii. Yorulma dayanımı yüksek olmalıdır.

Biyolojik özellikler:

- i. Toksik olmamalı aynı zamanda biyouyumlu olmalıdır.
- ii. Alerjik olmalıdır.
- iii. Bakteri ve mantar tutulumuna olanak sağlamamalıdır.
- iv. Ağız içi dokularda mutasyon oluşturmamalı, kansorejen özellik göstermelidir.

Diğer özellikler:

- i. Uygulaması ve tamiri kolay, raf ömrü uzun olmalıdır.
- ii. Radyo opak özellik sergilemelidir.
- iii. Kolayca temizlenebilir olmalıdır.

2.3. Protez Kaide Polimerleri ve Polimerizasyon

Protez kaidesi üretiminde kullanılan akrilik rezinler monomer ve polimerden (toz/likit) oluşmaktadır. Kovalent bağlar ile birbirine bağlanarak daha büyük moleküler yapı oluşturabilen, küçük mol kütlelerine sahip kimyasal maddeler monomer olarak adlandırılmaktadır. Birden fazla monomerin polimerizasyon tepkimesi sonucunda birbirine kovalent bağlar bağlanarak oluşturduğu büyük moleküler yapı ise polimer olarak tanımlanmaktadır [44, 45]. Polimer kelimesi kökü, Yunanca 'da 'poly' birden fazla/çok anlamını taşıırken; 'mer' tek/küçük parça anlamını taşımaktadır[44, 46].

2.3.1. Polimer zincirleri ve uzaysal yapısı

Çok sayıda monomerin bir araya gelerek oluşturduğu uzun polimer molekülü polimer zinciri olarak tanımlanmaktadır [45]. Polimer zinciri yapısında yer alan monomerler aynı kimyasal özellikleri sergileyebildikleri gibi farklı kimyasal özellikleri de sahip gösterebilirler. Aynı kimyasal yapıya sahip monomerlerden oluşan polimerler 'homopolimer'; farklı kimyasal özelliklere sahip monomerlerden oluşan polimerler ise 'kopolimer' olarak adlandırılmaktadır. Polimer zincirleri büyük moleküler yapıya sahip oldukları için 'makromoleküller' olarak da isimlendirilebilmektedir [44-46].

Polimer zincirleri sahip oldukları şeklin uzaysal yapısına göre doğrusal, dallanmış ve çapraz bağlı zincirler olarak sınıflandırılmaktadır[44, 46, 47]. Doğrusal (lineer) polimer zincirleri, polimerizasyon sonucu düz zincirlerin oluşmasıdır. Genel olarak polimer zincirlerini oluşturan yapısal üniteler birbirlerine doğrusal olmayan (dallanmış, ağ yapılı ve halka yapılı) veya çapraz bağlı şekillerde bağlanmaktadır [46, 48]. Dallanmış polimer zincirlerinde, doğrusal zincirlere geçici olarak zayıf fiziksel bağlar ile bağlanmış yan dallar bulunmaktadır. Polimer zincirlerine bağlı bu yan dallar farklı boylara ve boyutlara sahip olabilmektedirler. İlave olarak, yan dallar üzerine bağlanmış başka dallar da yer alabilmektedir [48]. Çapraz bağlı polimer zincirlerinde ise, doğrusal zincirler ile yan dallar arasında daimî bağlanma

mevcuttur. Bu bağlanma türünde ağ yapısı kovalent bağlı atomlardan meydana gelmektedir. Yüksek oranda çapraz bağ yapısı içeren polimerler bir veya birden fazla büyük molekülden oluşmaktadır [44], [46], [47]. Çapraz bağlı polimerler oluşturdukları geometrik şeklin yapısına göre ağ yapılı polimer zinciri olarak da tanımlanabilmektedir. Polimer zincirlerinde çapraz bağ yoğunluğu artıkça, polimerin çözücüler karşısındaki şişme derecesi ve çözünürlüğü azalmaktadır [33, 46-48].

2.3.2. Polimerlerin sınıflandırılması

Polimerler; genel olarak ‘Termoplastik polimerler’, ‘Termoset polimerler’ ve ‘Elastomerik polimerler’ olarak gruplandırılmaktadır [49, 50].

Termoplastik polimerler; ısı ve basınç altında yumuşayarak şekil alabilen, soğuduktan sonra sertleşen materyallerdir [49, 50]. Bu işlem esnasında materyalin yapısında herhangi bir kimyasal değişim olmamaktadır. Termoplastik polimerler, doğrusal veya dallanmış polimer zincirlerine sahiptirler. Ortam ısıtıldığında zayıf fiziksel bağlara (Van der Waals bağları) sahip olan bu polimer zincirleri birbirleri üzerinden kayarak, materyali yumuşatmaktadır. Ortam soğuyunca materyal eski halini alarak sertleşmektedir. Polimer zincirleri yapısındaki fiziksel bağlar arasında herhangi bir kimyasal değişim söz konusu değildir. Protez kaidesi akrilik rezinleri ve polivinil reçineler bu gruba örnektir [44, 48, 50].

Termoset polimerler; ısı ve basınç altında yumuşayarak şekil değiştirdikten sonra tekrar şekillendirilemeyen katı, sert ve plastik olmayan materyallerdir. Polimerizasyon reaksiyonu sonucunda oluşan çapraz bağlı polimer zincirlerinde ısıtma sonucunda birbirleri üzerinde kayma meydana gelmemektedir. Bu reaksiyon sonrasında materyal ilk yapıdan farklı özelliklere sahip kimyasal yapı oluşturmaktadır. Termoset polimerler genellikle kondenzasyon polimerizasyonu sonucunda elde edilmektedirler. Yapılarında çapraz bağlı polimer zincirleri bulunmaktadır. Polimetil metakrilat bu gruba bir örnektir [49, 50].

Elastomerik polimerler; yapısal olarak elastik özellik gösteren materyallerdir. Polimer zincirleri çekme kuvveti ile birbirleri üzerinden kayarken, kuvvet ortadan kalktıktan sonra zincir yapı eski haline dönmektedir [44, 50].

2.3.3. Protez kaide polimerleri

Diş hekimliğinde polimerler protez kaidesi üretimi, tamir, yapay dişlerin üretimi, astarlama, geçici protez yapımında, ölçü kaşığı yapımı, implant üstü protezlerde ve çene yüz protezlerinin üretiminde kullanılmaktadır [33]. En sık kullanılan polimer akrilik reçinelerdir. Gelişen teknoloji ile birlikte akrilik reçineler zaman içerisinde kimyasal ve fiziksel olarak geliştirilmiştir [51]. Çapraz bağlı reçineler, kopolimerler, fiber ile güçlendirilmiş reçineler, yüksek dayanımlı reçineler bunlardan bazılarıdır [51, 52].

Polimerlerin fiziksel özelliklerini etkileyen faktörler

Polimerlerin mekanik ve fiziksel özelliklerini etkilen çeşitli faktörler bulunmaktadır. Bunlar;

- Polimer yapıyı oluşturan monomerlerin kimyasal yapısı
- Kopolimer yapı
- Polimer zinciri yapısındaki dallanma miktarı, zincir boyutu ve uzaysal şekli
- Moleküler ağırlık ve yoğunluğu
- Çapraz bağlanma varlığı ve miktarı
- Polimer yapıdaki doldurucu miktarı ve özellikleri

şeklinde özetlenmektedir [53, 54].

2.3.4. Polimerizasyon

Polimerizasyon; düşük molekül ağırlığına sahip monomer moleküllerin kimyasal reaksiyonu sonucunda yüksek molekül ağırlığına sahip polimer zinciri oluşturması olarak tanımlanmaktadır [44, 45, 47, 51]. Polimerizasyon reaksiyonu sonucunda tepkimeye giren monomerlerin kimyasal özellikleri değişkenlik gösterebilmektedir. Monomerlerin, polimerizasyon reaksiyonuna girmeleri için sıcaklık veya basınç gerekmektedir. Polimerizasyon reaksiyonlarını başlatmak veya hızlandırmak amacı ile katalizörler de kullanılabilir [44, 46, 47].

Polimerizasyon tipleri

Polimerizasyon tipleri yoğunlaşma (kondenzasyon) polimerizasyonu ve katılma polimerizasyonu olmak üzere ikiye ayrılmaktadır [55, 56].

Yoğunlaşma (kondenzasyon) polimerizasyonunda, moleküller arasındaki kimyasal tepkimeyi takiben reaksiyon sonucunda su, amonyak, alkol ve halojen asitleri gibi yan ürünler açığa çıkmaktadır. Bu polimerizasyon tipinde; kondenzasyon reaksiyonları sonucunda yüksek molekül ağırlığına sahip polimerler oluşmaktadır. Kondenzasyon polimerizasyonunda polimer zincirleri yavaş oluşmaktadır. Kimyasal reaksiyonların aktivasyonunu tetiklemek amacıyla polimerizasyon karışımı genellikle ısıtılmaktadır [44, 55].

Katılma polimerizasyonunda, monomer molekülleri sürekli büyümekte olan polimer molekülüne birer birer katılmaktadır. Monomerler büyümekte olan polimer molekülü yapısına çift veya üçlü bağlar ile katılmaktadır. Polimerizasyon işlemi tekrarlanan ekleme tepkimeleriyle devam etmektedir. Ortamdaki monomerler tükenince bitmektedir. Katılma polimerizasyonunda yan ürün oluşmamaktadır. Katılma reaksiyonları; başlatma, yayılma ve sonlandırma olmak üzere üç farklı aşamadan meydana gelmektedir. Reaksiyonun aktif merkezinin oluşturulması katılma polimerizasyonun başlatma kısmını ortaya koymaktadır. Monomerlerin aktif merkeze eklenerek polimer yapının büyümesi reaksiyonun yayılma kısmını meydana getirirken; sonlandırma bölümünde ise aktif merkez nötrleştirilerek reaksiyon tamamlanmaktadır [44, 55, 56].

Polimerizasyon esnasında oluşan fiziksel ve kimyasal değişimler

Polimerizasyon reaksiyonlarını takiben polimer yapıda aşağıda belirtilen bazı değişiklikler meydana gelmektedir [44, 46, 47, 51].

- Monomerlerin polimer zinciri yapısına katılmasıyla birlikte polimerin ortalama molekül ağırlığı ve vizkozitesi artmaktadır.
- Polimer yapıda zincir oluşumu arttıkça materyal daha rijit bir hal almaktadır.
- Polimerizasyon devam ettikçe reaksiyon bölgesindeki monomer miktarı ve difüzyonu azalmaktadır.

- Polimerizasyon ekzotermik bir reaksiyon olduğu için ortamda ısı artışı meydana gelmektedir.

2.4. Polimetil Metakrilat

Diş hekimliği çeşitli uygulama alanlarında polimerler sıklıkla kullanılmaktadır [36, 51, 52]. Polimetil metakrilat (PMMA); akrilat ailesine ait amorf polimerlerdir [33]. PMMA dental laboratuvarlarda (ortodontik-protetik apareyler, tamir vb.), klinik uygulamalarda (geçici kron ve köprüler, akrilik yapay dişler vb.), endüstride (akrilik takım dişler, CAD/CAM PMMA vb.) ve biyomedikal alanlarında kullanılmaktadır [33, 36, 51]. PMMA (poli [1-(metoksi karbonil)-1-metil etilen]), metil metakrilatın ($C_5O_2H_8$) polimetil metakrilata ($C_5O_2H_8$)n serbest radikal ilavesi ve polimerizasyonu ile hazırlanan sentetik bir polimerdir [33]. Polimerizasyon reaksiyonu, kimyasal olarak veya enerji (ısı, ışık, mikrodalga gibi) ile aktive edilerek başlamaktadır. Polimerizasyon aktive edilmiş monomerlerin polimer yapıya bağlanmasıyla devam etmekte ve serbest elektronların zincir ucuna kaydırılması ile sonlanmaktadır. Geleneksel olarak PMMA toz ve likit olmak üzere iki kısımdan oluşmaktadır [33, 36, 51].

Toz küçük tanecikli yapıya sahip berrak bir polimer (PMMA) içermektedir [33, 52]. Polimerleşmeyen bir sıvı içerisinde ısıtılarak metil metakrilat monomerin polimere dönüşmesi ile elde edilmektedir. Toz yapı içerisine fiziksel özelliklerin ve estetiğin geliştirilmesi amacı ile çeşitli pigmentler, naylon, akrilik sentetik lifler, kopolimer veya polimer taneleri, opaklaştırıcı maddeler (baryum, çinko veya titanyum oksit), reaksiyon başlatıcılar (benzoil peroksit veya diizobutilazonitril) eklenebilmektedir [36]. Toz yapının ana maddesi polimetil metakrilattır ancak yapı içerisinde etil akrilat, metil, bütil metakrilat ve çeşitli oranlarda benzoil peroksit (genellikle %0,5-%1 konsantrasyonda) de gözlemlenmektedir [33, 57, 58].

Likit kısım metil metakrilat monomeri ile birlikte bağlayıcı ajanlar ve inhibitörler içermektedir. MMA; şeffaf, düşük viskoziteye sahip, suda çözünmeyen, yanıcı ve uçucu özellikte organik bir çözücüdür. MMA yapısına polimerizasyonun hızının yavaşlatılması amacıyla hidrokinon (% 0,003-% 0,1 konsantrasyonunda), oda ısısında polimerizasyonun sağlanması için tersiyer aminler (N, N-dimetil-para-toluidin ve N, N-dihidroksietil-para-toluidin) ilave edilebilmektedir. Likit içerisinde yer alan çapraz bağlanma ajanları (etilen

glikol dimetakrilat (EGDMA)) reçinenin mekanik özelliklerini, dayanıklılığını ve ısıya karşı direnci geliştirmektedir [33, 36, 57, 58].

2.4.1. Polimetil metakrilatın polimerizasyon aşamaları

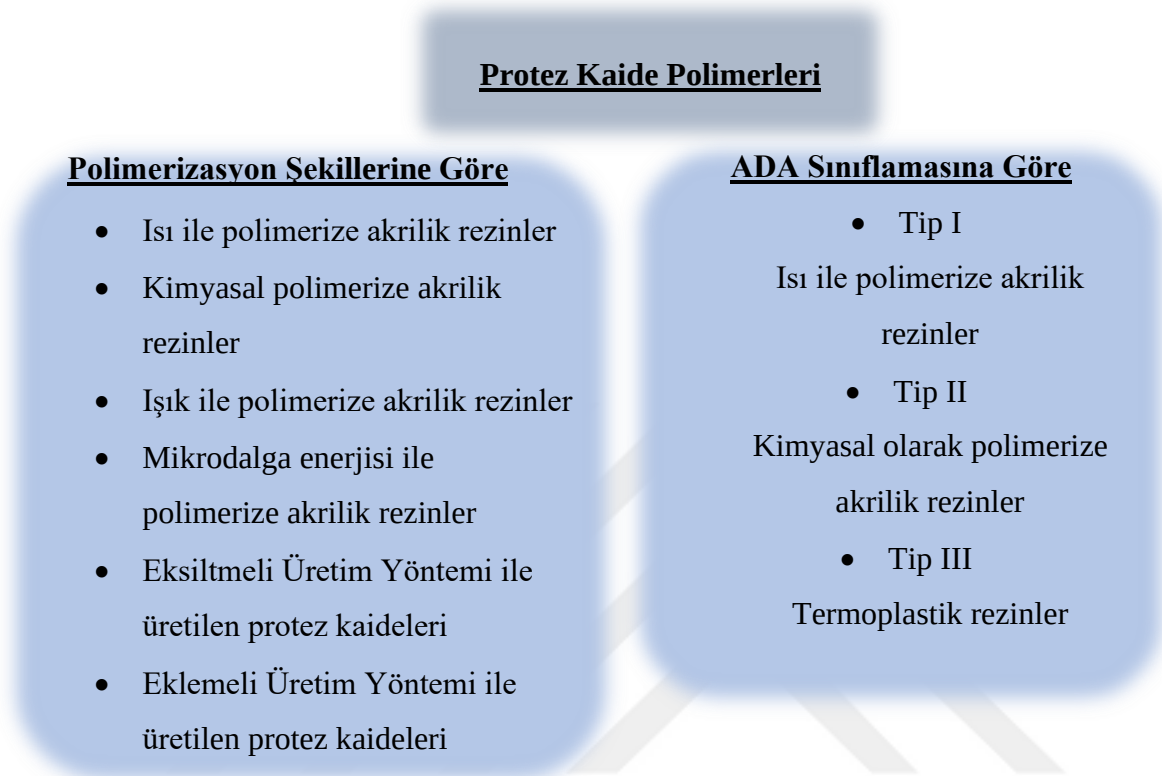
PMMA tozunun MMA monomeri ile temasını takiben, monomerler polimer küreciklerini ıslatarak hacminde de artışa neden olmaktadır. Hacminde artış gözlemlenen her bir polimer küresi arasında mesafe azalır ve yapı içerisinde birbirlerine yaklaşırlar. Böylece polimerler arasında etkileşim olarak polimerizasyon başlar. Likit içerisinde kısmen çözünmüş olan polimerler reaksiyon sonunda muflaya alma prosedürüne hazır bir hamur haline gelirler [51].

PMMA tozu ve MMA monomerinin fiziksel reaksiyonu esnasında dört safha gözlemlenmektedir [33]. Birinci safha ıslak kum safhası olarak adlandırılmaktadır. Bu safhada ilk olarak polimerler monomer içerisinde yavaş yavaş dağılmaya başlamaktadır. Karışım kumlu görünüme sahiptir. Yapışkan olmayan özellik sergilemektedir. İkinci safha liflenme safhası olarak adlandırılmaktadır. Polimer ile monomer arasında etkileşim başladığı safhadır. Liflenme aşamasında karışım yapışkan özellik sergilemektedir. Üçüncü safha hamur safhası olarak adlandırılmaktadır. Karışım içerisindeki monomer polimere doyarak düzgün ve yapışkanlığını kaybetmiş bir hamur halini almaktadır. Üçüncü safha jel safhası olarak da adlandırılmaktadır. Muflaya tepim işlemi bu safhada gerçekleştirilmelidir. Son safha (dördüncü safha) ise elastomer safhası olarak tanımlanmaktadır. Bu aşamada kütle yapısındaki monomer buharlaşarak veya polimer içerisine difüze olarak ortamdaki uzaklaşmaktadır. Kütle elastomer kıvam almaktadır. Muflaya alma prosedürü sonrasında polimerizasyon işlemi tamamlanmaktadır. Yapılan çalışmalar polimerizasyonun hiçbir zaman tamamen tamamlanmadığını ortaya koymaktadır. Kütle içerisinde artık monomer kalmakta ve akrilik rezinin fiziksel özelliklerini etkilemektedir [44, 54, 59].

2.5. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Protez Kaide Materyalleri

Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA) protez kaidesi polimerlerini farklı tip ve sınıflarda kategorize etmiştir. Protez kaide polimerleri genel olarak polimerizasyon şekillerine veya ADA'ya göre sınıflandırmaktadır [51]. ISO 20795-1 2013 standartları doğrultusunda ADA sınıflamasında yer alan Tip I, II ve III'e ek olarak ışık ile polimerize olan akrilik rezinler (tip

IV) ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezinler de (tip V) eklenmiştir. PMMA protez kaide polimerlerine ilişkin bazı sınıflandırmalar aşağıda yer almaktadır [36, 51].



Şekil 2.1. Protez kaide polimerleri

2.5.1. Isı ile polimerize olan akrilik rezinler

Isı ile polimerize olan akrilik rezinler tam ve hareketli bölümlü protezlerin üretiminde sıklıkla tercih edilmektedir [58]. Polimerizasyon benzoil peroksitten serbest radikallerin salınımı ile başlamaktadır [36, 59]. Isı ile polimerize akrilik rezinler toz ve likit olmak üzere iki kısımdan oluşmaktadır. Toz kısım PMMA polimeri ve benzoil peroksit içerirken, likit kısım polimerize olmayan MMA monomeri ve hidrokinon içermektedir [36, 58]. Hidrokinon, likidin istenmeyen polimerizasyonunu ve kurummasını önleyen bir inhibitördür [44]. Isı ile polimerize olan akrilik rezinler konvansiyonel kalıplama tekniği ve enjeksiyon yöntemi ile polimerize edilmektedirler.

Konvansiyonel kalıplama tekniği

Üretici firmanın talimatları doğrultusunda hazırlanmış toz/likit karışımı hamur kıvamını aldıktan sonra, alçı veya silikon-alçı kalıplar kullanılarak mufla içerisinde yer alan protez

boşluğuna yerleştirilmektedir. Akrilik hamurun kalıp içerisinde yer alan boşluğa yerleştirilerek preslenmesi muflaya alma prosedürü olarak tanımlanmaktadır. Daha sonra mufla brit ile sabitlenerek sıcak su içerisine yerleştirilir ve üretici firmanın önerileri doğrultusunda akrilik hamurunun polimerizasyonu sağlanır [44].

Enjeksiyon kalıplama tekniği

Konvansiyonel yöntemlere ek olarak protez kaideleri, altı atmosferik basınç altında enjeksiyon kalıplama yöntemi ile de üretilmektedir. Üretici firmanın talimatları doğrultusunda hazırlanan toz/likit özel cihazlar ile karıştırılarak homojen yapıda akrilik rezini elde edilir. Mufla içerisindeki negatif protez boşluğuna hazırlanan düşük viskoziteli akrilik hamuru basınç altında enjeksiyon yöntemi ile yerleştirilmektedir. Daha sonra mufla brite alınarak akrilik hamurun polimerizasyonu sağlanmaktadır [44].

2.5.2. Kimyasal olarak polimerize akrilik rezinler

Protez kaide materyallerinin polimerizasyonu için ısı ve mikrodalga enerjisinin yanı sıra kimyasal aktivatörler de kullanılabilmektedir [36]. Kimyasal reaksiyon termal enerjinin (ısı, ışık veya mikrodalga enerjisi gibi) uygulamasını gerektirmemektedir. Polimerizasyon oda sıcaklığında kimyasal bir aktivatör (N,N – Di Metil P- Toluidin) yardımı ile başlamaktadır [44, 58]. Bu nedenle kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezinler, soğuk akrilik veya kendi kendine polimerize olan (oto polimerize) akrilik rezinler olarak da adlandırılmaktadır [36, 44].

Kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezinlerin polimerizasyon derecesi, ısı ile polimerize olan akrilik rezinlerinkinden daha düşüktür [36]. Akrilik yapı içerisinde artık monomer miktarı %3 ile %5 arasında değişmektedir. Artık monomer varlığı plastikleştirici görev görerek, kaideyi daha zayıf ve esnek bir hale getirmektedir[58].

Kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezinler genellikle konvansiyonel kalıplama tekniği ile polimerize edilmektedir. Polimer (toz) ve monomer (likit) üretici firmanın talimatları doğrultusunda karıştırılır ve akrilik hamuru elde edilir. Kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezinlerin çalışma süresi ısı ile polimerize akrilik rezinlere kıyasla daha kısadır. Bu nedenle hazırlanan akriliğin kıvamına ve polimerizasyon hızına özen gösterilmelidir. Akrilik hamurun mufla içerisinde yer alan boşluğa yerleştirilerek preslenir. Daha sonra mufla brit

ile sabitlenerek, üretici firmanın önerileri doğrultusunda akrilik hamurunun polimerizasyonu sabit basınç altında gerçekleştirilir [44]. Polimerizasyon için gereken süre materyalin türüne göre değişmektedir. Sertleşme süresi genellikle 30 dakika içinde gerçekleşir, ancak polimerizasyonları uzun bir süre devam eder. Yeterli polimerizasyon sağlamak için, mufla en az üç saat basınç altında bekletilmelidir [44, 58].

Sıvı rezin tekniği

Sıvı rezin tekniğinde; protez kaidelerinin üretimi için dökülebilir kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezinler kullanılmaktadır. Materyal toz ve likit şeklinde bulunmaktadır. Uygun oranlarda karıştırıldığında elde edilen akrilik rezin düşük viskozite özelliği sergilemektedir. Elde edilen akışkan kıvamdaki rezin mufla içerisinde yer alan negatif boşluğuna dökülerek artan atmosferik basınca tabi tutulmaktadır. Ortam sıcaklığında polimerleşmesi polimerizasyonu gerçekleştirmektedir [44].

2.5.3. Işık ile polimerize olan akrilik rezinler

Işık ile polimerize olan akrilik rezinler üretan dimetakrilat, mikro silika ve yüksek moleküler ağırlıklı akrilik reçine monomerlerinden oluşan matrislere sahip rezin bazlı kompozitler olarak tanımlanmaktadır. Akrilik rezin içeriğinde yer alan kamforkinon polimerizasyon için başlatıcı rolü oynamaktadır. Işık ile polimerize olan akrilik rezinler, ısı ile polimerize akrilik rezinlerden ve kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezinlerden farklı bir yöntem ile polimerize edilmektedir. Muflaya alma işlemi yerine ışık ile polimerize olan akrilik rezinlerde, protez kaidesi hassas bir tanı modeli üzerinde özel bir fırın içerisinde görünür ışık ile polimerizasyonu sağlanmaktadır [36, 44].

2.5.4. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezinler

Protez kaide materyallerinin polimerizasyonunu sağlamak için mikrodalga enerjisi de kullanılmaktadır. PMMA yapısındaki metil metakrilat monomerinin asimetric olması akrilik rezinin mikrodalga enerjisi ile de polimerize olmasını sağlamaktadır. Bu teknikte, özel olarak formüle edilmiş rezin ve metalik olmayan fiber bir kalıp kullanılmaktadır. Polimerizasyon için gerekli termal enerjiyi sağlamak için özel bir mikrodalga fırında 500 W'da ortalama üç dakikalık sürede polimerizasyon sağlanmaktadır [36, 44].

2.6. Geleneksel Yöntemler ile Tam Protez Üretimi

Dişlerini kaybetmiş bireylerde fonksiyon, fonasyon ve estetiğin iadesi için tam protez tedavisi hastaların önemli çoğunluğu için hala tek uygun tedavisi seçeneğini oluşturmaktadır. Geleneksel yöntemler ile tam protez üretimi 100 yıldan fazla süredir devam etmektedir [24]. Bu yöntemler yıllar içerisinde gelişmeler göstererek klinik ve laboratuvar uygulamalarında geniş kullanım alanı bulmuştur. Günümüzde halen çağdaş klinik pratiğinin bir parçasını oluşturmaya da devam etmektedir [60].

Geleneksel yöntemler ile hareketli protez üretiminde çoklu seansların gerekmesi, artan hasta ziyaretleri, kullanılan materyallere ve üretim yöntemlerine bağlı akrilik kaide plağında oluşan polimerizasyon büzölmeleri ve protez uyumlarının bozulması gibi bazı önemli olumsuzlukları içinde barındırmaktadır [61]. Protez kaide materyali olarak kullanılan PMMA' ın konvansiyonel yöntemler ile üretimi sırasında reaksiyona girmemiş monomerler artık monomer oluşumuna ve dolayısıyla rezin matris yapısının homojen olmamasına neden olmaktadır. Bu durum konvansiyonel yöntemler ile elde edilen PMMA' ın zayıf mekanik ve fiziksel özellikler göstermesine yol açmaktadır [21].

2.7. Dijital Sistemler ile Tam Protez Üretimi

Günümüzde konvansiyonel yöntemler ile hareketli protezlerin üretiminde oluşabilecek klinik ve laboratuvar komplikasyonların minimuma indirgenmesi amacıyla daha güçlü restoratif materyallerin kullanımına olanak sağlayan dijital sistemler kullanıma sunulmaktadır [60, 61, 63].

2.7.1. Dijital yöntemler ile tam protez üretiminde kullanılan CAD/CAM sistemleri

Son yıllarda dental teknolojiadaki hızlı gelişmeler üstün mekanik ve fiziksel özelliklere sahip çeşitli klinik ve laboratuvar CAD/CAM sistemlerinin gelişmesine yol açmıştır [62]. Bu sistemler geleneksel yöntemler ile üretilen protetik restorasyonların günümüzde bilgisayar yardımıyla elde edilmesine olanak sağlamaktadır [61]. CAD/CAM teknolojisi sabit dental protezlerin planlanması ve üretiminde önemli bir rol alırken son yıllarda tam protezlerin üretiminde de rol üstlenmiştir [1, 63-65].

Bilgisayar destekli teknoloji, diş hekimliğinin bilgisayar becerilerini ve yazılım algoritmalarını kullandığı güncel bir alan olarak tanımlanmaktadır [66]. Hareketli protezlerin üretimi esnasında kullanılan CAD/CAM sistemleri ‘Eklemeli Üretim Yöntemi’ ve ‘Eksiltmeli Üretim Yöntemi’ olmak üzere ikiye ayrılmaktadır [66].

Eksiltmeli üretim (bilgisayarlı sayısal kontrollü işleme) yönteminin temeli çok hassas bir freze makinesinin bilgisayar yazılımı ile çalıştırılarak akrilik rezin, seramik, kompozit veya metal gibi bloklardan sabit veya hareketli protez üretimi esasına dayanmaktadır [61, 66, 67]. Üç boyutlu yazıcı sistemler eksiltmeli üretim (hızlı prototipleme) yöntemi kategorisinde yer almaktadır. Bu sistemler, sanal ortamda tasarlanmış Üç boyutlu bir nesnenin katman üzerine katman eklenerek katı formda basılması işlemidir [61, 67].

CAD/CAM sistemleri üç temel bölümden oluşmaktadır. (1) ağız içi tarayıcılar veya tanı modellerinin laboratuvar ortamında taranmasını sağlayan model tarayıcı veri toplama birimleri; (2) bilgisayar ortamına aktarılan verilerin işlendiği yazılım bölümü (CAD); ve (3) tasarlanan restorasyonun üretiminin gerçekleştiği kazıyıcı bölüm (CAM) [68]. Kapalı sistemlerde; tarayıcı, yazılım ve üretim cihazı bir arada bulunmaktadır. Bu sistemde üretim işlemi sırasında seçim yapılması olanaksızdır ancak açık sistemler, farkı üretim merkezleri arasında seçim yapmaya olanak sağlamaktadır [1, 68]. Açık sistemlerin kullanılmasında intraoral tarayıcı, model tarayıcı, manyetik rezonans görüntüleme (MRG), ultrasonografi (USG) ve bilgisayarlı tomografi (BT) cihazları ile veri toplanmasını sağlamaktadır [69].

CAD/CAM sistemler her geçen gün daha fazla protetik restorasyonun üretimine olanak sağlamakta ve konvansiyonel üretim yöntemlerine kıyasla birçok avantaj sunmaktadır [66]. Bu sistemler farklı tipte protetik restorasyonların tasarımını ve üretimini kolaylaştırmakta, sanal artikülasyonların kullanımına da olanak sağlamaktadır. Geleneksel ölçü alma yöntemlerinin ortadan kalkması ile birlikte klinik ve laboratuvar aşamalarını önemli ölçüde değiştirmektedir [68, 69]. Dijital sistemler laboratuvar işlemleri sırasında oluşabilecek hata riskini büyük ölçüde azaltmaktadır. Tanı modellerinin sanal ortamda dijital olarak üretilmesi protetik restorasyonun uyumunu önemli ölçüde artırmaktadır. Dijital iş akışı sayesinde ölçü materyallerindeki boyutsal stabilite değişiklikleri ve alçı döküm aşamalarındaki sıkıntıları ortadan kalkmaktadır. İlave olarak çapraz enfeksiyon riski de önemli ölçüde azalmaktadır [62, 64, 68, 69].

2.7.2. CAD/CAM sistemleri ile tam protez üretim avantajları

Dijital sistemler konvansiyonel üretim yöntemlerinde oluşabilecek komplikasyonları minimuma indirmekte, daha hızlı ve güvenilir tam protez üretimine olanak sağlamaktadır [73]. CAD/CAM sistemlerinde kullanılan materyallerin üretimi esnasında kontrollü sıcaklık ve basınç koşulları üretim kalitesinin standartlaşmasına yardımcı olmaktadır [4, 73]. Dijital ölçü alma protokolleri, dijital tasarım ve sanal artikülatörlerin kullanımı bu sistemin önemli avantajlarındandır. Dijital yöntemler laboratuvar işlemlerini kolaylaştırmakta ve mekanik olarak daha güçlü restoratif materyallerin kullanımına olanak sağlamaktadır [6, 7]. Hareketli protez üretimini gerçekleştiren laboratuvar ve teknisyenler arasındaki deneyim değişkenliğine bağlı oluşabilecek komplikasyonları da ortadan kaldırabilmektedir [65]. Dijital üretim yöntemleri ile randevu sayısı ikiye kadar düşürülebilmektedir [24, 65, 66, 74]. CAD/CAM sistemleri ile; elde edilen veriler elektronik olarak arşivlenebilmekte ve gerektiğinde tekrar kullanılabilir [8-11]. CAD/CAM sistemlerinde kullanılan özel üretim materyalleri sayesinde daha iyi renk stabilitesi, daha iyi optik özellikler, daha estetik sonuçlar elde edilmektedir [4].

2.7.3. Eksiltmeli üretim yöntemi ile tam protez üretimi

Son yıllarda dijital diş hekimliğindeki gelişmelerle birlikte son yıllarda tam protezlerin üretiminde eksiltmeli üretim yöntemleri sıklıkla tercih edilir olmuştur [10, 75, 76]. Bilgisayar destekli teknoloji ile tam protez üretimi genel olarak hastadan elde edilen ağız içi klinik verilerin dijitalleştirilmesi ile başlamaktadır [1]. Ağız içi veriler genel olarak iki şekilde elde edilmektedir. İlk yöntemde ağız içi tarayıcılar kullanılarak elde edilen dijital görüntüler doğrudan bilgisayar ortamına aktarılmaktadır. İkinci yöntemde ise konvansiyonel ölçü yöntemi ile elde edilen tanı modeli model tarayıcı ile taranarak bilgisayar ortamına aktarılmaktadır [1, 10]. Ağız içi görüntülerin elde edilmesini takiben tam protez üretimi bilgisayar yazılımı üzerinde (CAD) dijital tasarım ile gerçekleşmekte ve tasarım standart mozaik dili (STL) formatında sanal ortama kaydedilmektedir. Verilerin kazıma cihazına aktarılmasını takiben tasarım eksiltmeli üretim yöntemi ile 4 veya 5-eksenli özel kazıyıcılarda kazınmaktadır (CAM) [4, 5, 10, 74].

Günümüzde tam protezlerin CAD/CAM sistemleri ile üretimine ilişkin çeşitli uygulama yöntemleri ve üretici firmaların sunduğu farklı sistemler bulunmakta ve sisteme ilişkin

geliştirme çalışmaları devam etmektedir [10, 75, 77]. Farklı üretici firmalara ve kullanılan sistemlere bağlı olarak CAD/CAM ile tam protez üretimindeki randevu sayısı 2 ile 4 seans arasında değişkenlik göstermektedir[10, 64, 68, 75].

Günümüzde mevcut olan AvaDent, Dentca, The Ceramill, Vita Vionic, Ivoclar gibi CAD/CAM sistemleri hareketli protezlerin dijital sistemler yardımı ile üretilenlerine örnektir. AvaDent ve Dentca üretici firmaları, CAD/CAM teknolojisi ile 2 seansta tam protez üretimine olanak sağlayan özel materyaller, teknikler ve laboratuvar sistemleri sunmaktadırlar [61, 66, 75, 78]. Her iki ticari üretim sistemi için de klinik ve laboratuvar protokolleri, daha önce dijital protezlerin üretimi ile ilgili belirtilen birçok prensibi içinde barındırmaktadır. İlk klinik randevuda sistematik veri toplama (ölçüler, okluzal dikey boyut, çeneler arası ilişkiler ve diş seçimi) işlemleri gerçekleştirilirken; ikinci randevuda ise; tam protezlerin hastaya teslimi yapılmaktadır [61].

CAD/CAM teknolojisi ile tam protez üretiminde eksiltmeli üretim yöntemi olan AvaDent sistemini ile tam protez üretiminde; ilk seansta konvansiyonel ölçü yöntemleri ve materyalleri kullanılarak üretici firmanın farklı boyutlarda sunduğu termoplastik kaşıklar yardımı ile hastadan fonksiyonel ölçü elde edilmektedir. Daha sonra çeneler arası ilişkinin saptanabilmesi (okluzal dikey boyut, sentrik ilişki, istirahat aralığı) için üretici firma tarafından sağlanan maksiller ve mandibular anatomik ölçüm apareylerden faydalanılmaktadır. Bu özel apareyler üzerinde yer alan gotik ark ucu alt çenenin sınır hareketlerini de saptamaktadır. Aparey ağız içerisinde stabilize edilerek; uygun estetik, dudak pozisyonu ve gülüş yüksekliği de belirlenerek ilk seans tamamlanmaktadır. Daha sonra çeneler arası ilişki kayıtlarını içeren özel ölçüm apareyi ve konvansiyonel ölçüler laboratuvara gönderilmektedir. Sanal tasarım yapılarak veriler 5-eksenli üretim cihazında kazınmakta ve tam protez üretimi tamamlanmaktadır. İkinci seansta ise, tam protezi hasta ağzında geleneksel yöntemler ile uyumlandırılmaktadır [10].

AvaDent sistemleri eksiltmeli ve eklemeli üretim yöntemlerini esas alan sistemlerdir [10], [75, 79]. Eksiltmeli üretim yönteminde tam protez üretimi farklı renklere sahip PMMA diskleri kullanılmaktadır. Protez kaidesi için dişeti rengini temsil eden pembe PMMA diskleri kullanılırken, farklı diş renklerine sahip beyaz PMMA diskleri kullanılmaktadır. Bu sistemde pembe ve beyaz PMMA diskler ayrı ayrı kazınmakta ve özel bir yapıştırıcı sayesinde kaide ve dişler birbirine bağlanmaktadır [79]. İlave olarak AvaDent tam protez

sistemlerinde kaide ve dişlerin bir arada bulunduğu monolitik disk sistemi (AvaDent XCL) bulunmaktadır [79, 80]. The AvaDent XCL-1 disklerde dişler monokromatik (tek renk) iken, The AvaDent XCL-2 dişler polikromatik renk özelliği sergilemektedir. Polikromatik renk seçeneğinin daha doğal bir morfoloji, estetik ve ışık geçirgenliği sunduğu belirtilmektedir [75, 78].

Günümüzde AvaDent dijital tam protez sistemleri iki seanslı üretim yöntemine ilave olarak 3 seanslı tam protez üretim sistemi de sunmaktadır [79, 80]. İlk seansta konvansiyonel yöntemlerle ölçü alınan sisteme ilave olarak farklı türde teknikler de üretici firma tarafından desteklenmektedir. Referans protez tekniğinde; hastaya ait eski protezlerin duplikatları ilk ölçü ve çeneler arası ilişkinin belirlenmesinde kullanılmaktadır. Duplikat protezler ile ölçü alınması esnasında öncelikle kenar şekillendirilmesi ağır kıvamlı polivinil siloksan kullanılmakta daha sonra ise akışkan kıvamdaki polivinil siloksan ile fonksiyonel ölçü tamamlanmaktadır. Ölçü ve dikey boyut verilerini içeren duplikat protezler laboratuvara gönderilmekte ve protez üretimi gerçekleştirilmektedir [75, 76, 78, 80].

AvaDent-Wagner EZ tekniğinde ise dijital yöntemler ile tam protez üretimi için üç seans önerilmektedir. Bu teknik geleneksel uygulamalar ile dijital sürecin birleşimi olarak tanımlanmaktadır. Protezin tesliminden önce akrilik yapay dişlerin hareket ettirilmesine ve tüm düzenlemeleri yapmasına olanak sağlamaktadır. İlk seansta hastadan şahsi kaşık veya standart termoplastik bir kaşık yardımı ile konvansiyonel ölçü elde edilmektedir. Ölçü işlemini takiben üretici firma tarafından sağlanan özel bir cetvel kullanılarak üst dudak konumu, üst dudak uzunluğu, gülüş hattı ve üst anterior kesici dişlerin konumu belirlenmektedir. Aynı cetvel ile burun kanatları ve pupiller arasındaki mesafe de ölçülmektedir. Elde edilen veriler doğrultusunda akrilik yapay dişlerin büyüklüğü ve şekli ilk seansta belirlenerek laboratuvara bildirilmektedir [75, 76, 78]. İkinci seansta ise, üretici firma tarafından temin edilen özel deneme kaideleri ile (AvaDent-Wagner Try-In) dişli prova gerçekleştirilmektedir. Üst çene için özel olarak hazırlanmış deneme kaidelerindeki anterior kesici dişler CAD/CAM ile ayrı ayrı üretilmektedir. Özel bir mum ile kaideye sabitlenirken; posterior dişler kaide bir bütün şeklinde üretilmektedir [75]. Alt çenede ise, anterior dişler tek parça şekilde üretilerek kaideye özel bir mum ile sabitlenirken; posterior de ise mum şablon yer almaktadır. Deneme kaideleri dişli prova seansının yapılmasına olanak sağlayarak; final protez üretimi öncesinde çeneler arası ilişki, sentrik ilişki, dikey

boyut ve estetik değerlendirilmesine olanak sağlamaktadır [75, 76, 78]. Son seansta ise dijital olarak üretilen tam protezler hasta ağızında uyumlandırılarak teslim edilmektedir [75, 80].

Dentca dijital tam protez sisteminde eklemeli üretim yöntemi tercih edilmektedir [79]. Üç boyutlu yazıcı sistemler kullanılarak dişlerin yapıştırılacağı girintiler boş bırakılarak protez kaidesi üretilmektedir [80, 81]. Bu sistemde akrilik yapay dişler, kaidenin üretilmesi esnasında kullanılan akrilik rezin ile final polimerizasyonu öncesinde kaideye sabitlenmektedir [75, 80]. Dentca dijital üretim sistemleri; tam protezlerin, hareketli bölümlü protezlerin, tek ark protezlerin ve immediyat protezlerin üretimine olanak sağlamaktadır [75, 76, 81].

Dentca dijital tam protez üretim sistemlerinde de ilk seansta fonksiyonel ölçülerin alınması, çeneler arası ilişkinin saptanması ve estetik değerlendirmelerin yapılabilmesi için üretici firma tarafından sisteme özel iki parçalı maksiller ve mandibular ölçü kaşıkları temin edilmektedir [75, 78, 81]. Bu sistemde ölçü kaşıkları AvaDent sisteminden farklı olarak termoplastik özelliğe sahiptir. Bu nedenle diş hekimi, fonksiyonel ölçü esnasında kenar şekillendirmesinden önce ölçü kaşığının ağız içi uyumundan emin olmalıdır [78]. Ölçü alınımı esnasında polivinil siloksan ölçü materyali ile geleneksel ölçü alma yöntemi ile ölçüler tamamlanmaktadır. Ölçü işlemini takiben alt ve üst çene ölçü kaşıklarındaki fazla ölçüler bir bistüri yardımı ile uzaklaştırılır. Ölçüler üretici firma tarafından temin edilen özel bir aparey içerisinde konulur ve hasta ağızına yerleştirilerek hekim tarafından çeneler arası ilişki ve okluzal dikey boyut tespit edilir [81, 82]. Üretici firma tarafından sağlanan özel bir cetvel yardımı ile üst dudak uzunluğu, gülüş hattı ve üst çene anterior dişlerin konumu belirlenir. Elde edilen ölçüler, çeneler arası ilişkiyi içeren özel aparey ve estetik veriler laboratuvara gönderilir. Tam protezler sanal olarak tasarlanır ve özel bir deneme protezi estetik ve çeneler arası ilişkinin doğruluğundan emin olmak için ışıkla polimerize akrilik rezinden üç boyutlu yazıcılar yardımı ile üretilir [80]. Deneme provasını takiben son düzenlemeler sanal olarak gerçekleştirilir ve üç boyutlu yazıcılar yardımı ile final protezi üretilir [63, 81, 82]. Dentca sisteminde protez kaidesi ve akrilik yapay dişler ayrı ayrı üretilmektedir. Kaide ve akrilik dişler final polimerizasyonu öncesinde PMMA içerikli akrilik rezinle ile birbirine yapıştırılmaktadır [75, 80].

Bir diğer üretici firma olan The Ceramill ve Vita Vionic tam protez sistemlerinde diğer sistemlerden farklı olarak dijital iş akışı laboratuvarında başlamaktadır [64, 79, 80, 83].

Konvansiyonel yöntemler ile elde edilen ilk ölçülerden sonra, laboratuvar tarafından kaide ve mum şablonlar üretilmektedir. Çeneler arası ilişki, dikey boyut, gülüş hattı ve orta hat belirlenerek yüz arkı kaydı elde edilir ve laboratuvara tekrardan iletilir. Üretici firmaya ait özel yazılım programı kullanılarak tam protez tasarımı dijital olarak gerçekleştirilir [64, 80, 82]. Tasarımın ön izlemesi klinisyene gönderilerek son düzenlemeler gerçekleştirilir ve protez 5-eksenli kazıma cihazında üretilir [64, 83]. Akrilik yapay dişler mum ile protez kaidesine sabitlenerek, dişli prova gerçekleştirilir. Final düzenlemeler yapılarak, protez bitirilir [64].

Ivoclar dijital protez sistemi de tam protez üretiminde farklı teknikler sunmaktadır [75, 84, 85]. Bu sistemde tam protezler eksiltmeli üretim sistemleri kullanılarak ortalama 3 seansta üretilebilmektedir [80, 84]. Ivoclar dijital tam protez sistemi ilk seansta klinik verilerin elde edilmesinde 3 farklı yöntem önermektedir [75, 80]. İlk yöntemde, dijital olarak üretilmiş özel ısıрма plaklarına sahip şahsi kaşıklar kullanılmaktadır. İkinci yöntemde, eksiltmeli üretim yöntemi ile elde edilen mum kaide plakları kullanılmaktadır. Son yöntemde ise hastaya ait mevcut protezlerin dublikatları deneme protezi olarak yararlanılmaktadır [80]. Deneme protezleri hem eksiltmeli hem de eklemeli olarak üretilebilmektedir. İlk seansta, konvansiyonel ölçü yöntemleri ile elde edilen tanı modelleri model tarayıcılarda taranmakta ve veriler sanal ortama aktarılmaktadır. Deneme protezleri, monolitik beyaz opak PMMA (ProArt CAD try-in) diskinden eksiltmeli veya eklemeli üretim sistemi ile üretilmektedir. Dişler ve kaide aynı renkten oluşmaktadır [75]. İkinci seansta, deneme protezleri retansiyon, stabilizasyon, dudak desteği, orta hat, estetik, gülüş hattı, fonetik ve çeneler arası ilişki kavramları irdelenerek prova yapılmaktadır. Gerekli düzenlemeler yapıldıktan sonra veriler laboratuvara aktarılmakta ve tam protez üretimine geçilmektedir. Eksiltmeli üretim sistemi ile tam protezler 2 ayrı şekilde üretilmektedir [75, 84, 86]. Birinci yöntemde, yüksek ısı ve basınç altında polimerize edilmiş pembe PMMA bloğundan (Ivobase CAD) protez kaidesi; çift çapraz bağlı beyaz PMMA (SR Vivodent CAD) ise akrilik yapay dişler ayrı ayrı kazınarak üretilmektedir [84], [86]. Kaide ve dişler özel bir yapıştırıcı ajan (Ivobase CAD bond) kullanılarak birbirine yapıştırılmaktadır [86]. İkinci yöntemde ise, protez kaidesi ve dişlerin bir arada bulunduğu çift renge sahip monoblok PMMA diskler (Ivotion base) kullanılmaktadır. PMMA diskin pembe yüzeyi yüksek darbe dayanımı özelliği sergilemekte ve protez kaidesini oluşturmaktadır. Beyaz yüzeyi ise, çift çapraz bağlı PMMA içermekte ve dişleri oluşturmaktadır [75].

Baltic Protez Sistemi, AvaDent ve Dentca protez sistemlerine benzer olarak iki seansta tam protez üretimine olanak sağlamaktadır [79]. Bu sistemde ilk seansta, ölçü alınması ve estetik değerlendirmelerin yapılmasında özel kaide plakları (BD-KEY Set) kullanılmaktadır [72], [75, 79]. Alt ve üst çene için ayarlanabilir kaide plakları farklı boyutlara (küçük, orta veya büyük) ve farklı diş şekillerine sahiptir. Kaide plakları ağız içerisinde uyumlandırılarak fonksiyonel ölçü, yüz arkı transferi, çeneler arası ilişki ve estetik değerlendirmeler yapılmaktadır [72, 79]. Bu özel kaide plakları hastanın final protezi için bir deneme protezi görevi görmekte ve aynı zamanda tüm verilerin laboratuvara aktarılmasına olanak sağlamaktadır [79]. Tasarım klinisyen tarafından onaylandıktan sonra tam protez 5-eksenli kazıma cihazında üretilmekte ve hastaya teslim edilmektedir [72, 79].

Baltic Protez Sistemi, Ivoclar dijital protez sistemine benzer olarak protez kaidesi ve dişlerin bir arada bulunduğu çift renge sahip monoblok PMMA disklerden oluşmaktadır [72]. Monoblok disk sistemi tam protez üretiminde çeşitli avantajlar sunmaktadır [1, 72, 82]. Monoblok disklerin kullanımı tam protez üretim süresini hızlandırmakta, protez kaidesi ile akrilik yapay dişler arasında bağlantı sorunu oluşmasını engellemekte ve protez kaidesi ile akrilik dişlerin birbirine yapıştırılması esnasında kullanılan PMMA içerikli yapıştırıcı ajan kaynaklı artık monomer riskini ortadan kaldırmaktadır [1, 72].

Dentsply Sirona tam protez sistemleri için üç boyutlu yazıcılarda eklemeli üretim sistemi için özel olarak tasarlanmış rezinleri (Lucitone Digital Print 3D Denture Resin) güncel olarak piyasaya sunmuştur [75, 76]. Protez kaideleri üç boyutlu yazıcılarda akrilik yapay dişlerin yapıştırılacağı kısımlar boş bırakılarak üretilmektedir. Bu sistemde özel olarak tasarlanan ve üretilen akrilik yapay dişler (IPN3D Digital Denture Teeth) kullanılmaktadır. Akrilik yapay dişler, final polimerizasyonu öncesinde kaideye sabitlenmektedir [75].

Tam protez üretiminde klinik değerlendirme ile laboratuvar üretimi arasında bilgi aktarımının doğru olması önemlidir [9]. CAD/CAM sistemleri ile tam protez üretiminde geleneksel yöntemler ile dijital iş akışı birlikte kullanılmaktadır. Deneme protezleri sayesinde dişli prova seansı ve gerekli düzenlemeler yapılarak klinisyen tarafından laboratuvara bildirilmektedir [76, 78, 79]. Bununla birlikte, bazı CAD/CAM sistemlerinde geleneksel klinik değerlendirme yapılmamaktadır [9]. Bu durum final protezde estetik ve fonksiyonel problemlerin ortaya çıkmasına neden olmaktadır. Yüz tarama teknolojileri sayesinde CAD/CAM sistemleri ile tam protez üretimi esnasında oluşabilecek komplikasyon

riskini en aza indirmek amacıyla sanal değerlendirme yöntemini kullanmışlardır [9]. Fonksiyonel ölçüler, estetik değerlendirmeler ve çeneler arası ilişkinin elde edilmesini takiben sanal değerlendirme yapılmaktadır. Üç boyutlu yüz taraması üç farklı (dudakları kapalı nötr yüz, dudakları hafifçe açık gülen yüz ve mum şablonu ile dikey boyutun aktarılması) pozisyonda gerçekleştirilmektedir. Elde edilen konvansiyonel ölçüler, tanı modelleri ve dikey boyutu içeren mumlu kapanış model tarayıcısı ile taranarak sanal ortama aktarılmaktadır. STL formatına dönüştürülmüş veriler yüz taraması ile karşılaştırılmaktadır. Veriler üzerinde tasarım ve diş dizimi gerçekleştirilerek protez üretimine geçilmektedir [9].

2.7.4. Eksiltmeli üretim yönteminde kullanılan CAD/CAM PMMA diskler

Tam protezlerin üretiminde kullanılan CAD/CAM PMMA esaslı akrilik rezinler farklı kimyasal yapılara, mekanik özelliklere ve polimerizasyon tekniklerine sahiptirler [87]. Eksiltmeli üretim yönteminde kullanılan PMMA diskler yüksek ısı ve basınç altında enjeksiyon yöntemi ile elde edilerek polimerize edilmektedir [4, 10, 24, 65, 71, 88, 89]. Bu üretim yöntemi sayesinde çift çapraz bağlı zincir yapısı sergileyen yoğun rezinler elde edilmektedir [10, 87]. Bu durum eksiltmeli üretim yönteminde kullanılan PMMA disklerin yüksek fiziksel ve mekanik özellikler sergilemesine olanak sağlamaktadır [16, 65, 77].

Konvansiyonel akrilik rezinlerin polimerizasyonu sırasında yapı içerisinde yer alan monomerlerin tamamı polimere dönüşmemektedir. Bu durum polimerizasyon reaksiyonundan sonra akrilik rezin içerisinde 'artık monomer' olarak adlandırılan polimerleşmemiş/reaksiyona girmemiş monomerlerin varlığına yol açmaktadır. Yapı içerisinde yer alan artık monomerler ağız içerisinde endojen ve eksojen maddeler ile temas ederek; doku iltihabı, mukozal tahriş ve alerjik reaksiyonlara neden olabilmektedir [78]. CAD/CAM PMMA' ın üretimi için yüksek ısı ve basıncın kullanılması, daha uzun yapıda polimer zincirlerinin oluşumunu sağlayarak, yüksek derecede monomer dönüşümüne olanak sağlamaktadır [10, 86, 91]. Artık monomer miktarındaki azalma CAD/CAM PMMA disklerin kırılma dayanımını ve yüzey sertliğini artırmakta; daha ince yapıdaki protez kaidelerinin üretimine olanak sağlamakta, alerjik reaksiyon riskini ve yüzey pürüzlülüğünü azaltmaktadır [5, 10, 28, 65, 86, 91]. Yüzey pürüzlülüğündeki azalma renk stabilitesini artırmakta; bakteri, mantar ve plak tutulumunu azaltmaktadır [10, 28, 91].

CAD/CAM PMMA disklerin enjeksiyon yöntemi ile polimerize edilmesi, konvansiyonel akrilik rezinlerde gözlemlenen polimerizasyon büzülmesini ortadan kaldırmaktadır. Geleneksel yöntemler ile elde edilen akrilik rezinlerde ortalama %7'lik bir hacimsel büzülme ve %0,9'luk bir lineer büzülme gözlemlenirken, CAD/CAM PMMA disklerde hacimsel büzülmenin %1,09'a kadar düşürüldüğü belirtilmektedir [65, 77, 79]. Polimerizasyon büzülmesindeki azalma kaide plağı ve doku arasındaki uyumu, doku desteğini ve tutuculuğu artırmaktadır [5, 77, 86, 91].

2.7.5. Eklemeli üretim yöntemi

Eklemeli üretim yöntemleri üç boyutlu yazıcı sistemler olarak da adlandırılmaktadır. Üç boyutlu yazıcı sistemler son yıllarda hızla büyüyen, protetik diş hekimliği alanında farklı uygulama alanları sunan modern bir teknolojidir [80, 90]. Eklemeli üretim yöntemlerinde kompozit rezinler, polimerler, metaller ve alaşımlar gibi farklı materyaller kullanılmaktadır [90]. Bu teknoloji sayesinde hareketli protezler, geçici protezler, cerrahi rehberler gibi çeşitli protetik restorasyonlar üretilmektedir [91, 92]. Üç boyutlu yazıcı sistemlerde polimerizasyon, bir lazer ışınının foto polimerize akrilik rezin üzerinde seçici olarak konsantre edilmesiyle katman üzerine katman eklenerek gerçekleştirilmektedir [90], [92], [93]. Bu üretim yöntemi ile çeşitli protez uygulamaları için hassas, verimli, özelleştirilmiş ve doğru üretim gerçekleşmektedir [93].

ISO (Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu, 17296-2:2015), üç boyutlu yazıcı sistemleri yedi farklı kategoride sınıflandırmıştır: Sterolitografi (SLA), Malzeme Püskürtme (MP), Malzeme Ekstrüzyonu veya Eriyik Yığma Modelleme, Yapıştırıcı ile Katmanlı İmalat, Toz Yatağı Füzyonu, Tabaka Füzyonu ve Doğrudan Enerji Biriktirme yöntemleri olarak tanımlanmaktadır [94, 95]. Diş hekimliği alanında üstün çözünürlükleri, hassasiyet, hızlı sertleşme ve düşük maliyetleri nedeniyle, dijital ışık işleme (DLP), sterolitografi ve malzeme püskürtme teknolojileri sıkça kullanılmaktadır [91, 92, 94, 96, 97].

Eklemeli üretim yöntemleri eksiltmeli üretim yöntemlerine göre daha ekonomiktir. Bunun nedenini üretim esnasında artık materyaller olmamasına, üretim için gerekli miktarda rezin kullanılmasına ve birden fazla ürünün aynı anda üretilmesine bağlıdır [92]. İlave olarak, eklemeli üretim yöntemleri CAD/CAM cihazlarının kazıma ünitelerinde kullanılan döner aletlerin aşınması veya kırılması önlenmektedir [90, 98]. Eklemeli üretim yöntemleri

eksiltmeli üretim yöntemlerine göre daha hızlı üretim gerçekleştirmektedir. Eksiltmeli üretim yöntemi ile tam protezlerin kazınması esnasında hassas bölgelerin ve çıkıntılı alanlarının kazınmasını güçlük yaşanmakta ve üretim yavaşlamaktadır [90]. Ayrıca eklemeli üretim yöntemleri çok sayıda karmaşık geometriye sahip tasarımların üretimine olanak sağlamaktadır [91-93].

2.7.6. Eklemeli üretim yöntemi ile tam protez üretimi

Eklemeli üretim yöntemlerinde eksiltmeli yöntemlerine benzer olarak hareketli protezlerin üretimi tanı modellerinin veya ağız içi görüntülerin sanal ortama aktarılması ile başlamaktadır. Dijital tasarımı takiben STL formatındaki dosyaların üç boyutlu yazıcı sistemlere aktarılması ile üretimi gerçekleştirilmektedir [99, 100]. Üç boyutlu yazıcı sistemler ile ilk olarak üretilen tam protezler, 2015 yılında Dentca tarafından tanıtılmıştır [99]. Günümüzde eklemeli üretim yöntemleri ile tam protez üretiminde güncel olarak kullanılan sistemler arasında FotoDenta protez sistemi, Dentsply Sirona ve Dentca üç boyutlu sistemleri bulunmaktadır [99].

Üç boyutlu yazıcı sistemler ile tam protez üretiminde sıvı bir foto polimer ultraviyole (UV) ışık kaynağı altında protez kaidesi ve akrilik yapay dişlerin ayrı ayrı üretilmesi ile gerçekleştirilmektedir. Günümüzde, eksiltmeli üretim yöntemlerinde kullanılan kaide ve yapay dişlerin bir arada bulunduğu monoblok üretim teknolojisi eksiltmeli üretim yöntemlerinde yer almamaktadır. Protez kaidesi ve dişler ayrı ayrı üretildikten sonra üretimde kullanılan akrilik rezin ile birbirine yapıştırılarak belirli sıcaklık ve dalga boyunda ışık altında final polimerizasyonu sağlanmaktadır. Bazı üç boyutlu yazıcı sistemlerde sadece kaide plağı üretilmekte ve geleneksel akrilik yapay dişler kaideye yapıştırılmaktadır. Tam protezlerin üretim sürecinde, baskı işlemi rezin materyalinin karıştırılması ile başlamaktadır ve karışımı takiben rezin tankı içerisine yerleştirilen sıvı reçineden üretim sağlanmaktadır [97].

2.7.7. Eklemeli üretim yönteminde kullanılan akrilik rezinler

Konvansiyonel metil metakrilata benzer ancak ondan farklı olarak, eklemeli üretim yöntemleri için kullanılan akrilik rezinler genellikle çeşitli metakrilat veya akrilat monomerleri ve oligomerlerinden oluşmaktadır [96]. Üç boyutlu yazıcı sistemlerde kullanılan akrilik rezinler ürethan dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilat

(TEGDMA) gibi ışığa duyarlı termoset sıvı monomerler, foto başlatıcılar ve katkı maddelerinden oluşmaktadır [91], [96]. Bu monomerler uygun bir ışık kaynağına maruz bırakıldığında serbest radikal polimerizasyonu başlamaktadır. Reaksiyon esnasında, terminal alifatik C=C bağları kırılmakta ve metakrilat monomerler arasındaki birincil C-C kovalent bağları oluşarak materyal sıvı halden katı hale dönüşmektedir [91]. Üç boyutlu yazıcı sistemlerde akrilik rezin yapısındaki çapraz bağlantının artırılması ve materyal özelliklerinin geliştirilmesi için post polimerizasyon işlemi gereklidir [93]. Final polimerizasyonu, üç boyutlu yazıcı sistemlerde kullanılan rezinlerin monomer dönüşümü üzerinde önemli bir rol oynamaktadır [91, 93]. Reaksiyona girmemiş monomerlerin kimyasal gruplarında ek çapraz bağlantısını sağlamak, mekanik ve biyolojik özellikleri geliştirmek için ultraviyole bir fırında final polimerizasyonu gerçekleştirilmektedir [91, 93].

2.8. CAD/CAM Sistemlerinde Kullanılan Akrilik Yapay Dişler

Günümüzde akrilik yapay dişler PMMA, kompozit rezinler, porselen ve polietil eter keton (PEEK) gibi çeşitli materyallerden üretilmektedir [57, 101, 102]. PMMA en sık tercih edilen akrilik yapay diş materyalidir. Akrilik rezin dişler kimyasal özelliklerine bağlı olarak porselen dişlere benzer güçlü mekanik ve fiziksel özellikler göstermektedir. Akrilik yapay dişlerin kimyasal olarak çapraz bağlanma ajanları ve iç içe geçen ağ yapısı (IPN) içermeleri kırılma dayanımlarını, renk stabilitelelerini ve dayanıklılıklarını artırmaktadır [57, 102, 103]. Akrilik yapay dişler protez kaidesine kimyasal olarak bağlanmaktadır [57].

Tam protezlerin CAD/CAM sistemleri kullanılarak üretilmesi ile birlikte akrilik yapay dişler eklemeli ve eksiltmeli üretim yöntemleri ile üretilmeye başlamıştır [103]. CAD/CAM sistemleri üretilen akrilik yapay dişler çift çapraz bağlantı ajanları ve iç içe geçmiş ağ yapısı içermektedir [102-104]. Özellikle eksiltmeli üretim yönteminde kullanılan PMMA disklerin yoğun rezin yapısı içermesi CAD/CAM PMMA diş materyallerinin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirmektedir [103].

Akrilik yapay dişlerin protez kaidesinden ayrılması veya kırılması önemli bir klinik sorundur. Yapılan çalışmalar akrilik yapay diş kaynaklı protez tamirinin ortalama %22 ile %30 arasında olduğu belirtmektedir [103-106]. Özellikle implant destekli hareketli protezlerde akrilik diş tamiri daha sık görülmektedir [105]. CAD/CAM sistemleri ile üretilen tam protezlerde akrilik yapay dişler ile protez kaidesi arasında bağlantı sorunu oluşması her

iki materyalinde ayrı ayrı üretilerek birbirine yapıştırılmasından kaynaklı olduğu belirtilmektedir [105]. CAD/CAM ile üretilen akrilik yapay dişlerin geleneksel yöntemler ile (kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezin veya ısı ile polimerize olan akrilik rezin) protez kaidesine yapıştırılması mümkün olsa da çoğu üretici firma bağlanma dayanımının artırılması için sisteme özgü yapıştırıcı ajan kullanılmasını önermektedir [101, 105]. Bu klinik problemi çözmek için son yıllarda monoblok disklerin kullanımı tercih edilmeye başlanmıştır. Monoblok diskler ile protez kaidesi ve akrilik yapay dişler arasındaki bağlantı sorunu oluşumu engellenmektedir [1, 72].

2.9. İndirekt Kompozit Rezinler

Kompozit rezinler klinik ve laboratuvar uygulamalarda sıklıkla tercih edilmektedir [107]. Uygulama yöntemi olarak kompozit rezinler direkt ve indirekt olmak üzere ikiye ayrılmaktadır [107]. İndirekt kompozit rezinler laboratuvar tipi kompozit rezinler olarak da adlandırılmaktadır [107]. İndirekt kompozit rezinler direkt kompozit rezinler ile karşılaştırıldığında daha az polimerizasyon büzülmesi, daha iyi renk stabilitesi, daha iyi estetik, daha yüksek aşınma direnci ve biyouyumluluk sergilemektedir [107, 108]. Bunlar inley, onley, tek kronlar, lamine venerler, olmak üzere çeşitli restorasyonların üretiminde kullanılmaktadır [109]. Son zamanlarda ise hareketli protezlerde veya implant destekli hibrit protezlerde kaybolan sert ve yumuşak dokunun tekrar kazandırılmasında pembe renge sahip dişeti kompozitleri kullanılmaktadır [107, 110, 111]. Konvansiyonel yöntemler ile üretilen akrilik kaide materyalleri istenilen doğallıkta, sağlıklı dişeti morfolojisini ve rengini yansıtamamaktadır. Bu durum özellikle estetik kaygısı olan bireylerde önemli bir dezavantaj oluşturmaktadır [110-112]. Son yıllarda dişeti kompozitlerinin CAD/CAM PMMA esaslı protez kaide materyali ile birlikte kullanımı daha doğal ve estetik bir görünüm elde edilmesine olanak sağlamaktadır [15-17]. Doğal dişetinde yer alan farklı tonlarda dişeti kompoziti piyasada yer almakta ve rezin esaslı protezlerin karakterizasyonunda sınırsız renk olanağı sunmaktadır [111, 113].

İndirekt kompozit rezinler kimyasal olarak doldurucu partiküllerden ve metakrilat monomerlerinden oluşmaktadır [109, 111]. Bunlarda reaksiyona girmemiş C=C sayısını azalması bağlanma dayanımını artırmaktadır [108]. Ancak bazı çalışmalarda yüksek oranda doldurucu içeren indirekt kompozitlerin protez kaidesi ile kolayca bağlanamadığı belirtilmektedir [111, 113]. Shizimu ve ark. yüksek doldurucu kompozit rezinlerin protez

kaidesi ile bağlanması öncesinde mekanik ve kimyasal yüzey işlemi uygulamalarının bağlanma dayanımını artırdığı belirtilmiştir [114].

İndirekt kompozit rezinler laboratuvar ortamında yüksek yoğunlukta ışık/ısı verebilen ünitelerde polimerize edilmektedir [115]. Yüksek doldurucu oranına sahip olmaları nedeniyle daha uzun sürelerde polimerize edilmelidirler. İlave olarak, laboratuvar kompozit restorasyonları, seramik restorasyonlardan daha az maliyetli ve daha kullanıcı dostudur [115].

2.10. Protez Kaide Materyalinde Oluşan Mekanik Sorunlar

Protetik restorasyonların aktif olarak kullanılmasına bağlı protez kırıkları, çatlakları veya protez kaide materyali ile akrilik dişin birbirinden ayrılması gibi çeşitli komplikasyonlar ortaya çıkmaktadır [18-21]. Tam protez kullanan hastaların genellikle ileri yaşlarda olması protezin yenilenmesinde uyum ve tedavi süreci gibi problemleri de beraberinde getirmektedir [116]. Özellikle bu hastaların reflekslerinin zayıflaması ve motor nöron aktivitenin azalması nedeniyle sıklıkla protezlerinin düşürülmesi ve çarpma sonucu kırık oluşmaktadır. Bu durum hasta ve hekim açısından problem oluşturmaktadır.

Hareketli protezlerdeki başarısızlıklar çeşitli nedenlere bağlı olarak ortaya çıkmaktadır [104, 117]. Protez kırıkları protez üretimi esnasındaki laboratuvar kaynaklı hatalara, zayıf protez uyumuna, akrilik yapay dişin alveol kret tepesindeki pozisyonuna, hatalı oklüzyona, akrilik yapay diş ile protez kaidesi arasındaki yüzeylerin kirlenmesi veya aşırı okluzal kuvvetlere bağlı olarak oluşmaktadır [104, 117]. Protez kırıkları akrilik rezin yapısındaki bükülme mukavemetinin azalmasından kaynaklanabildiği gibi aynı zamanda darbeler sonucu da oluşabilmektedir [117, 118]. Bükülme dayanımındaki yorgunluk akrilik rezinin tekrar tekrar esnemesinden sonra meydana gelmektedir ve gerilim kuvvetinin olduğu alanlarda mikroskobik çatlaklar oluşmaktadır [117, 118]. Sürekli okluzal kuvvetlerin karşısında akrilik yapısında yer alan mikro çatlaklar zaman içerisinde sürekli büyüyen bir çatlığa dönüşmekte ve protez mekanik olarak zayıflamaktadır [118].

Alt ve üst çenede en sık karşılaşılan alveolar kret rezorpsiyonu sonucu ortaya çıkan, orta hatta gerilim yorgunluğuna bağlı oluşan protez kırıklarıdır [118]. Hareketli protezlerde genellikle protezin temizlenmesi, konuşma veya hapşırma sırasında kazara düşürülmesi

sonucunda kırılmalar oluşmaktadır [117, 118]. Akrilik yapay dişlerde meydana gelen başarısızlıklar ise diş kırıklarını veya dişlerin protez kaidesinden ayrılmasını içermektedir [116, 118, 119]. Bunlar genellikle aşırı okluzal kuvvetlere, protezin düşürülmesine veya protezin ağız içerisine yanlış yerleştirilip çıkarılmasına bağlı gelişebilmektedir [115, 117, 118]. Akrilik yapay dişlerin protez kaidesinden ayrılması ise, protez kaidesi ile akrilik diş arayüzeyinde kontamine alanların bulunmasına ve/veya bağlantı esnasında protez kaidesi, yapay diş ve yapıştırıcı ajan bileşenlerinin yapısal farklılıklarına bağlıdır [106, 116, 118, 119].

CAD/CAM ile üretilen protetik restorasyonların herhangi bir komplikasyon karşısında tekrardan üretilmesi söz konusu olmakla birlikte bilgisayar sistemlerinin ve kullanılan materyallerin yüksek maliyetli oluşu ciddi bir ekonomik dezavantajı da beraberinde getirmektedir. Bu nedenle güncel tedavi seçeneği haline gelen bu sistemlerin tamirleri, uygun tamir materyallerinin ve yüzey modifikasyonlarının seçimi oldukça kritik bir önem taşımaktadır [22].

2.11. Protez Kaide Materyaline Uygulanan Tamir İşlemleri

Protez kaide materyalleri iyi estetik özelliklere ve kolay manipülasyona sahip olmalarına rağmen, düşük çatlama ve kırılma direnci sergilemektedirler [120]. Sıklıkla karşılaşılan protez kırıklarının tamiri klinik pratiğinde oldukça önemli bir yere sahiptir [120]. Tamir işlemi sonrasında da protez kaidesi yeterli mekanik özellikler sergilemeli ve estetik beklentileri karşılamalıdır. Bu nedenle klinik ve laboratuvarlarda kullanılan tamir materyallerinin seçimi ve protez kaidesine uygulanan yüzey işlemleri dikkatlice değerlendirilmelidir [120, 121]. PMMA materyalinin tamiri ile klinik uzun süreli başarı sağlanmasının hasta memnuniyeti oluşturmalarının yanı sıra ekonomik kazancı da beraberinde getirmektedir.

2.11.1. Hareketli protezlerin tamirinde kullanılan materyaller

Tamir materyalleri uygulaması kolay, dental laboratuvar ve kliniklerde sıkça kullanılan, ucuz materyaller olmalıdır [19, 22]. Isı ile polimerize akrilik rezinler, kimyasal olarak polimerize akrilik rezinler, ışık ile polimerize akrilik rezinler, mikro dalga enerjisi ile

polimerize olan akrilik rezinler ve kompozit rezinler tam protezlerin tamirinde kullanılan materyallere birer örnektir [19, 26, 120-123].

Kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezinlerin kısa sürede ve kolay uygulanabilmeleri hareketli protezlerin tamirinde sıklıkla tercih edilmelerini sağlamaktadır [120, 121]. Ancak kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezinler zayıf kırılma dayanımı göstermekte ve artık monomer miktarı protez kaidesinin boyutsal stabilitesini etkilemektedir [26]. Işık ile polimerize akrilik rezinler ise mekanik dayanımlarının iyi oluşu, uygulama kolaylıkları, kısa polimerizasyon süreleri ve düşük artık monomere sahip olmaları gibi avantajlara sahiptir [26, 120]. Bunlar protez kaidesi ile benzer kimyasal özelliklere sahip olmaları ve yüksek mekanik özellikleri nedeniyle protez tamirinde tercih edilmektedir [120, 124]. Ancak tamir işlemi esnasında muflaya alma prosedürleri tamir süresini diğer tamir materyallerine oranla uzatmaktadır [124].

2.12. Protez Kaide Materyaline Uygulanan Bazı Yüzey İşlemleri

Hareketli protezlerin tamiri esnasında yüzey özelliklerinin geliştirilmesi ve bağlanma dayanımının artırılması için kimyasal ve/veya mekanik yüzey işlemleri uygulanmaktadır [18, 20, 23, 24]. İlave olarak, protetik restorasyon yüzeyindeki kontamine yapının kaldırılmasında ve uygulanacak tamir materyali için standart bir yüzey elde edilmesinde yüzey işlemlerinin uygulanması önemlidir [22, 23].

Yüzey alanının artırılması ve mikro mekanik tutuculuğun geliştirilmesinde frez ile aşındırma, çeşitli partikül büyüklerine sahip alüminyum oksit (Al_2O_3) ile kumlama gibi mekanik yüzey işlemleri uygulanmaktadır. Kimyasal yüzey işlemi olarak PMMA yüzeyinde asit uygulaması, metil metakrilat (MMA) monomeri uygulaması, adeziv uygulaması veya organik çözücüler kullanılmaktadır [25-28]. Diklorometan (metilen klorür), kloroform, triklorometan etil asetat, aseton gibi organik çözücüler akrilik rezin yüzeyinde kullanılmaktadır [120, 122, 123, 125]. İlave olarak PMMA yüzeyinde lazer uygulamaları da tercih edilmektedir [120, 126].

2.13. In Vitro Deneylerde Kullanılan Yaşlandırma Yöntemleri

Günlük rutin yemek yeme, içme ve nefes alma gibi etkenlere bağlı olarak ağız içi sıcaklık değişiklikleri açığa çıkmaktadır [21]. Bu durum protez kaidesinin fiziksel özelliklerini

etkilemekte; akrilik yapay dişler ile protez kaidesi arayüzeyinde bağlanma dayanımını zayıflatmaktadır [21, 127]. Termal genleşme farklılıkları akrilik rezin yapısında stres oluşturmakta ve polimerler zincirlerini etkileyerek bağlanma dayanımını azaltmaktadır [127]. Polimer zincirleri arasındaki mesafenin uzaması su emilimini artırmakta ve akrilik rezinin mekanik özelliklerini olumsuz etkilenmektedir [127].

Ağız ortamında meydana gelen bu streslere karşı dental materyallerin özelliklerini analiz etmek için klinik koşullar laboratuvar ortamında simüle edilmektedir [124, 127, 128]. Termal döngü ile yaşlandırma, çiğneme simülatörü yardımı ile yaşlandırma ve suda bekletme yöntemi ile yaşlandırma in vivo klinik koşulları simüle etmek için kullanılan bazı in vitro uygulamalara örnektir [124, 129, 130]. İlave olarak sodyum klorid ve fizyolojik tükürük de dental materyallerin laboratuvar ortamında ağız içi koşulları taklit ederek yaşlandırma işlemine tabii tutulmasına olanak sağlamaktadır [128].

Termal döngü ile yaşlandırma ağız içi koşullarını taklit etmek amacıyla 5°C - 55°C arasında, farklı daldırma süreleri (20 sn, 30 sn, 1 dk, 2 dk) boyunca test örneklerinin özel bir cihaz yardımı ile yaşlandırılması olarak tanımlanmaktadır [124, 127] Bu yaşlandırma işlemi bağlanma dayanımının değerlendirilmesi öncesinde test örneklerine standart ve tekrarlanabilir termal stres uygulanmaktadır [127].

2.14. Bağlanma Dayanımının Değerlendirilmesinde Kullanılan Bazı Test Yöntemleri

Genel olarak akrilik rezinler ile tamir materyalleri arayüzeyinde oluşan bağlanma dayanımının değerlendirilmesinde eğilme mukavemeti, makaslama bağlanma ve çekme bağlanma dayanımı testleri tercih edilmektedir [131-133].

Eğilme mukavemeti testi

Eğilme mukavemeti testi materyalin mekanik mukavemetinin ve sertliğinin yaklaşık olarak belirlenmesinde önemli bir parametredir [134, 135]. Eğilme mukavemeti test üç noktalı eğilme testi (ISO standardı 4049) kullanılarak belirlenmektedir. Her bir test örneğinin eğilme mukavemeti $FS=3WL/2bd^2$ formülü ile hesaplanmaktadır. FS=bükülme mukavemeti (MPa cinsinden), W=kırılma yükü (N), L=iki destek arasındaki mesafe, b=numune genişliği ve d = numune kalınlığı [136, 137].

Çekme bağlanma dayanımı testi

Çekme testi iki ayrı materyalin arayüzeyindeki bağlantıyı kesmek için gerekli olan gerilimi ölçen mekanik bir test olarak tanımlanmaktadır [138, 139]. Çekme bağlanma dayanımı değerleri bağlantı arayüzeyinde kırılma gerçekleştiği andaki kuvvet değerinin, bağlantı yüzey alanına bölünmesi ile hesaplanmaktadır [138, 139]. Test esnasında uygulanan kuvvetin hızı ISO 11405 (2003) dokümanlarında $0,75 \pm 0,30$ mm/dk olarak belirtilmektedir [131].

Makaslama bağlanma dayanımı testi

Makaslama bağlanma dayanımı testi iki farklı materyal arayüzeyindeki bağlantıda kırılma veya ayrılma meydana gelene kadar belli bir hız ile bağlantı arayüzeyine paralel olarak uygulanan kuvvet olarak tanımlanmaktadır [122, 132]. Birim yüzey alanı başına düşen kuvvet olarak ifade edilmektedir [105]. Makaslama bağlanma dayanımı değerleri $\sigma = F / A$ formülü kullanılarak hesaplanmaktadır. σ bağlanma kuvveti (MPa), F kırılma anındaki yük (N) ve A bağlantı yüzey alanı (mm²). Uygulanan kuvvetin hızı ISO 11405 (2003) dokümanlarında $0,75 \pm 0,30$ mm/dk olarak belirtilmiştir. In vitro çalışmalarda genellikle 0,5-1 mm/dk uygulama hızı tercih edilmektedir [105, 131].

Çalışmamızın sıfır hipotezi, CAD/CAM PMMA kaide materyaline uygulanan farklı yüzey ve yaşlandırma işlemlerinin, protez kaidesi ve tamir materyalleri arasındaki bağlanma dayanımı üzerinde herhangi bir etkisinin bulunmaması olarak belirlenmiştir.



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada; CAD/CAM PMMA kaide materyali yüzeyine farklı yüzey işlemleri (kumlama, asitleme, frez ile aşındırma) uygulandıktan sonra dört farklı materyal (ısı ile polimerize akrilik rezin, kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezin, dişeti kompoziti, CAD/CAM PMMA diş materyali) ile tamiri gerçekleştirilerek, termal döngü ile klinik süreç simüle edilerek bağlanma dayanımı üzerine etkileri değerlendirilmiştir. Test gruplarının örnek sayılarının belirlenmesi için istatistiksel güç analizi yapılmıştır (Çizelge 3.1.). Test gruplarındaki örnek sayısı için hata payı %5, doğruluk oranı ise %80 olarak saptanmıştır. Bu çalışmada test gruplarında yer alan örnek sayısının doğruluk oranını artırmak için her bir alt gruptaki örnek sayısı n:10 olarak belirlenmiştir. İstatistiksel güç analizi, G * Power Software sürüm 3.1.9.2 kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Çizelge 3.1. Test örneklerinin istatistiksel güç analizi

	(n)	(n) at 20% loss
Grup A	9	10
Grup B	9	10
Grup C	9	10
Grup D	9	10

n: test örnekleri sayısı

Grup A: Al_2O_3 ile Kumlama Grubu, B: %4 HF Asit Grubu, C: Frez Grubu, D: Kontrol Grubu

Çalışmanın iş akışı;

1. PMMA test örneklerinin CAD/CAM cihazı kullanılarak hazırlanması
2. PMMA kaide materyali test örneklerinin polietilen kalıplar kullanılarak kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezin içerisine gömülmesi
3. PMMA kaide ve diş materyali test örneklerinin polisaj işlemlerinin gerçekleştirilmesi
4. PMMA kaide materyali test örneklerinin yüzey işlemi uygulaması öncesi yüzey pürüzlülük değerlerinin ölçümü
5. PMMA kaide materyali test örneklerine uygulanan üç farklı yüzey işlemi
6. PMMA kaide materyali test örneklerinin yüzey işlemi uygulaması sonrası yüzey pürüzlülük değerlerinin ölçümü
7. Yüzey işlemi uygulanmış PMMA kaide materyali test örneklerinin yüzey özelliklerinin SEM ile değerlendirilmesi

8. PMMA kaide materyali test örneklerinin dişeti kompoziti ile tamiri
9. PMMA kaide materyali test örneklerinin ısı ile polimerize edilen akrilik rezin ile tamiri
10. PMMA kaide materyali test örneklerinin kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezin ile tamiri
11. PMMA kaide materyali test örneklerinin PMMA esaslı diş materyali ile tamiri
12. Test örneklerinin termal döngü cihazı ile yaşlandırma işlemine tabii tutulması
13. Test örneklerinin makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin ölçülmesi
14. Işık mikroskobu ve SEM ile test örneklerinin kırık yüzeylerinin incelenmesi
15. İstatistiksel analizlerin yapılması

şeklinde gerçekleştirilmiştir.

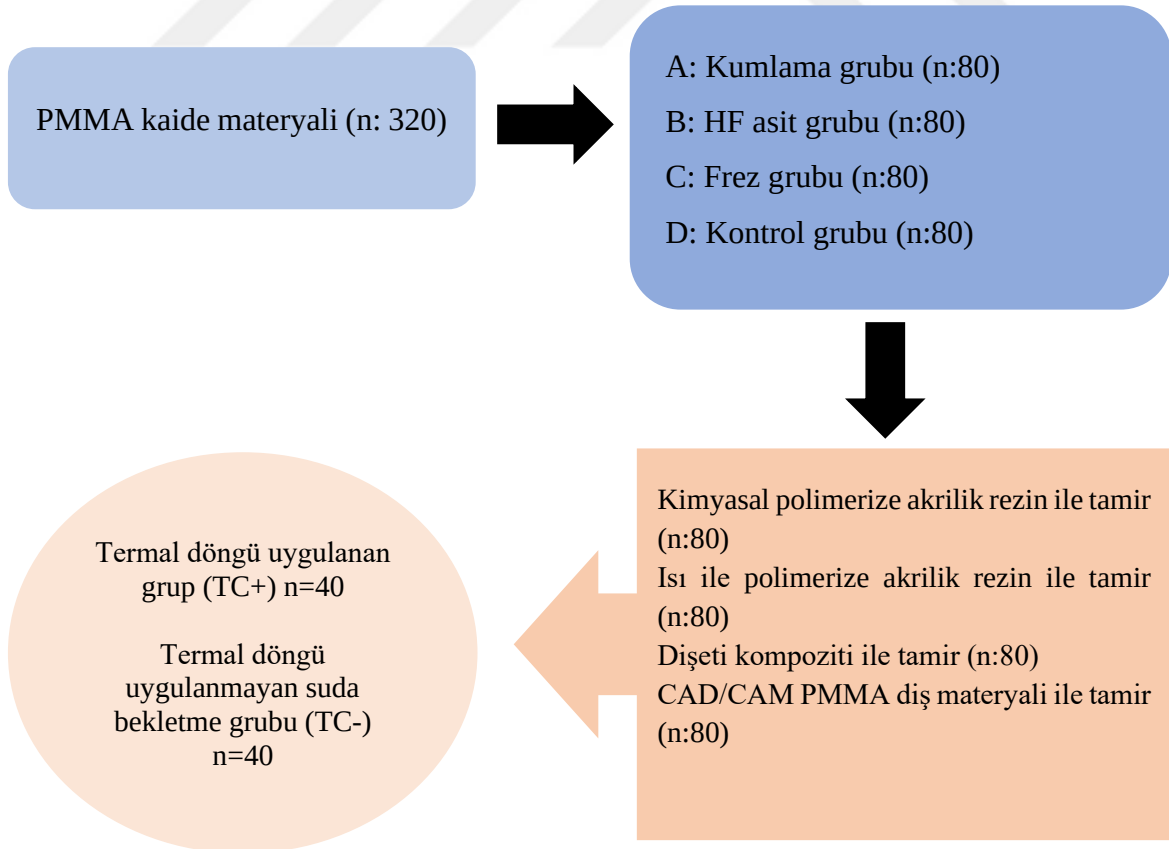
Bu çalışmada kullanılan test materyalleri ve özellikleri Çizelge 3.2.'de; test cihazları ise Çizelge 3.3.'de belirtilmiştir. Çalışma için oluşturulan test grupları şematik olarak Şekil 3.1.'de gösterilmektedir.

Çizelge 3.2. Çalışmada yer alan test materyalleri ve özellikleri

Materyal	Materyal adı	Materyal içeriği	Lot No	Üretici firma
CAD/CAM PMMA akrilik kaide	Ivotion Base	PMMA, darbe tokluğu modifikasyonu için kopolimer, pigmentler	YB22B9	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
CAD/CAM PMMA diş materyali	Ivotion Dent	Yüksek düzeyde çapraz bağlı DCL doldurucu	YB22DH	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Dişeti kompoziti	SR Nexco Paste Gingiva	1,10-dekandiol dimetakrilat, üretan dimetakrilat	Y35048	Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein
Isı ile polimerize akrilik rezin	ProBase Hot	Monomer: Metil- metakrilat, etilen glikol dimetakrilat Polimer: dibenzoil peroksit	YT0545	Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein
Kimyasal polimerize akrilik rezin	ProBase Cold	Monomer: Metil- metakrilat, 1,4 bütandiol dimetakrilat Polimer: dibenzoil peroksit	YB02P8	Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein
Kendi kendini polimerize eden akrilik reçine	Integra Orthodontic Acrylic	MMA * %95, EDMA %5	19092	Birleşik Grup Dental Diş ve Dişçilik Malzemeleri İnş. San. Tic. Ltd. Şti, Ankara, Türkiye
Monomer	ProBase Cold Monomer	Monomer: Metil- metakrilat, 1,4 bütandiol dimetakrilat	YB02P8	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Adeziv ajan	SR Connect	Metil-metakrilat, difenil- trimetilbenzoi- fosfinoksit	ZL02ML	Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein
Kompozit maskeleyici jel	SR Gel	Gliserin, silikon dioksit ve alüminyum oksit	Z01FRC	Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein
PMMA içerikli yapıştırıcı ajan	IvoBase CAD Bond	Monomer: Metil- metakrilat, 1,4 bütandiol dimetakrilat Polimer: dibenzoil peroksit	Z00N7C	Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein
Yüzey işlemleri	Tungsten karbit frez	Tungsten karbit	2241	Horico Dental, Berlin, Almanya
Yüzey işlemleri	Alüminyum oksit	110 µm partikül boyutlu alüminyum oksit (Al ₂ O ₃ %99,6)	1201204	Dentona dento -blast, Dortmund, Almanya
Yüzey işlemleri	Hidroflorik asit	%4 Hidroflorik Asit Jeli	190000615 9	BISCO, Inc. Schaumburg, ABD

Çizelge 3.3. Çalışmada yer alan cihazlar

Cihaz	Üretici Firma
Zımparalama ve polisaj cihazı	Metkon Gripo® 2V Grinder-Polisher, Bursa, Türkiye
Ultrasonik temizleyici	BioSonic UC1, Coltène/Whaledent Inc., Ohio, ABD
Kumlama cihazı	Basic Eco, Renfert GmbH, Almanya
Profilometre cihazı	Perthometer M2, Mahr, Gottingen, Almanya
Ağırlık aleti	Ostim, Ankara, Türkiye
Altın-palladyum Kaplama Ünitesi	Sputter Coater SC502, Polaron, VG Microtech, İngiltere
SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu)	JEOL, JSM-6060LV, Scanning Electron Microscope, Tokyo, Japonya
Işık Mikroskobu	Leica MZ 12; Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Almanya
Universal test cihazı	Lloyd-LRX, Lloyd Insturements, Fareham, İngiltere
Etüv Cihazı	Kottermann Labortechnik, W. Almanya
Termal döngü cihazı	SD Mechatronik Thermocycler, Julabo GmbH, FT 200, Seelbach, Almanya
CAD/CAM cihazı	Type: K5 Impression, Seri no: K5ID221302307, VHF, Ammerbuch, Almanya
Polimerizasyon fırını	Solidilite V, Shofu Inc., Japonya



Şekil 3.1. Test gruplarının şematik görüntüsü

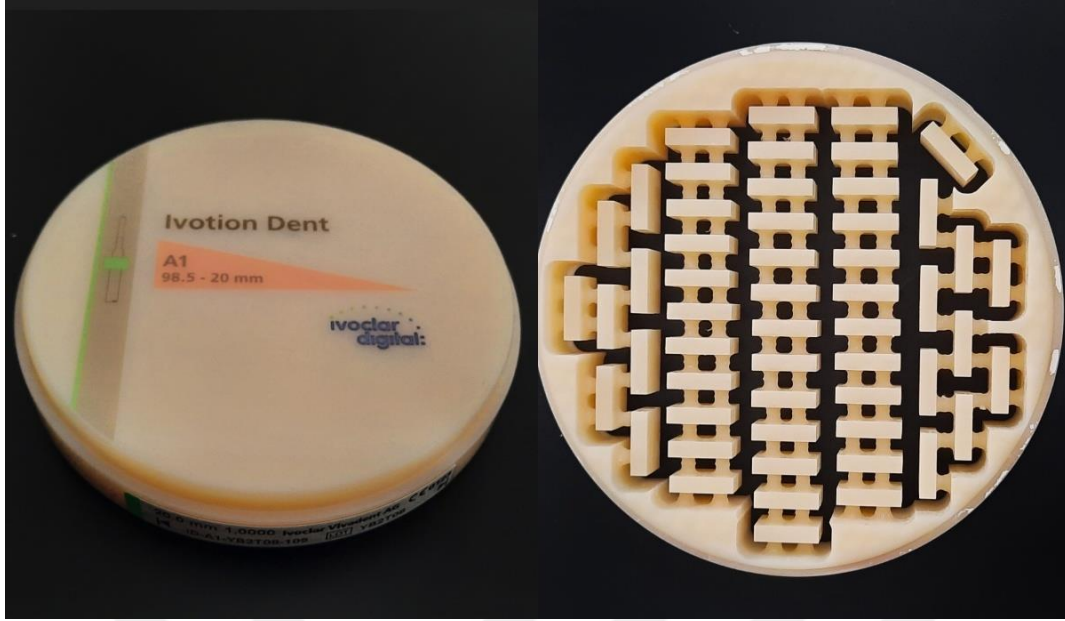
3.1. Test Örneklerinin Hazırlanması

3.1.1. PMMA test örneklerinin CAD/CAM cihazı kullanılarak hazırlanması

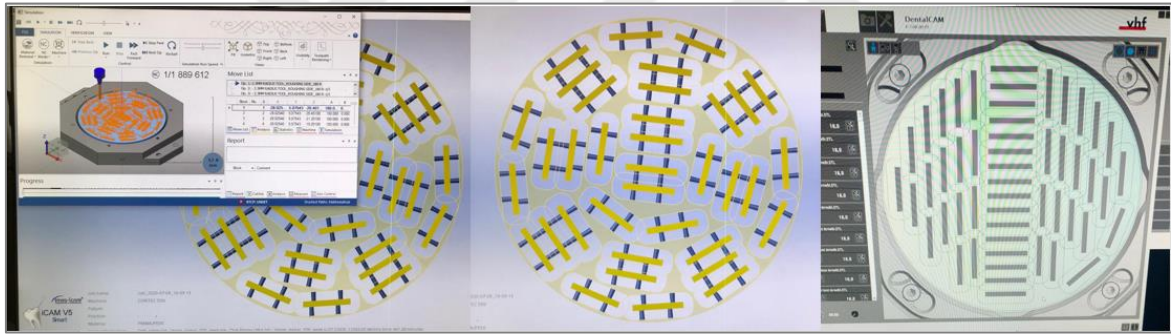
Çalışmamızda yer alan PMMA kaide materyali (Ivotion Base, Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) test örnekleri 98,5 mm çapında, 30 mm kalınlıktaki pembe PMMA disklerinden CAD/CAM (Type: K5 Impression, Seri no: K5ID221302307, VHF, Ammerbuch, Germany) yardımıyla 16x16x2 mm boyutunda toplam 320 adet (Resim 3.1.), 98,5 mm çapında, 20 mm kalınlıktaki PMMA diş materyali disklerden (Ivotion Dent, Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) CAD/CAM yardımıyla 12x12x3 mm boyutunda toplam 80 adet test örneği elde edilmiştir (Resim 3.2.). Kazıma işlemi öncesinde CAD programı kullanılarak PMMA disklerden 16x16x2 mm ve 12x12x3 mm boyutlarında kaç adet test örneği elde edileceği simülasyon düzenlenerek hesaplanmıştır (Resim 3.3.). Test örneklerinin CAM cihazında kazıma işlemi gerçekleştirilmiştir. Test örneklerinin kenarlarındaki çapaklar tungsten karbit frez yardımı ile uzaklaştırılmıştır (Resim 3.4.).



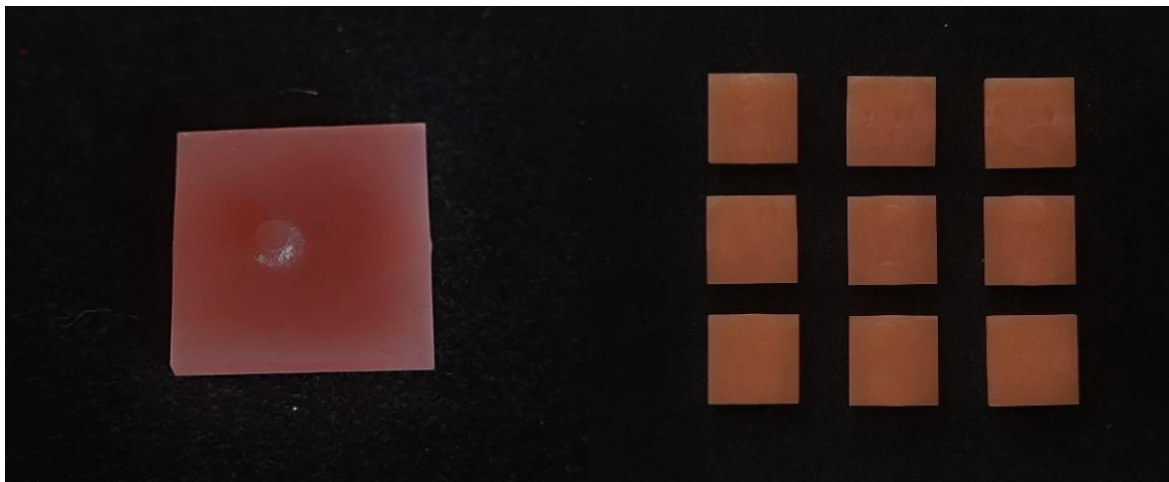
Resim 3.1. CAD/CAM PMMA akrilik kaide materyali diski



Resim 3.2. CAD/CAM PMMA diş materyali diski



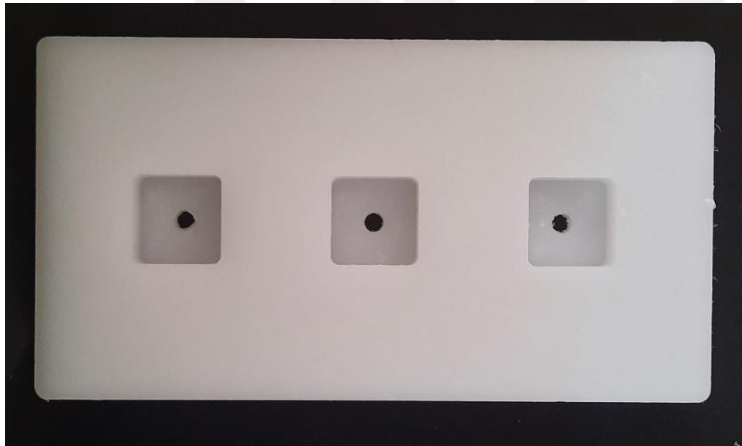
Resim 3.3. CAD/CAM PMMA test örneklerinin simülasyonu



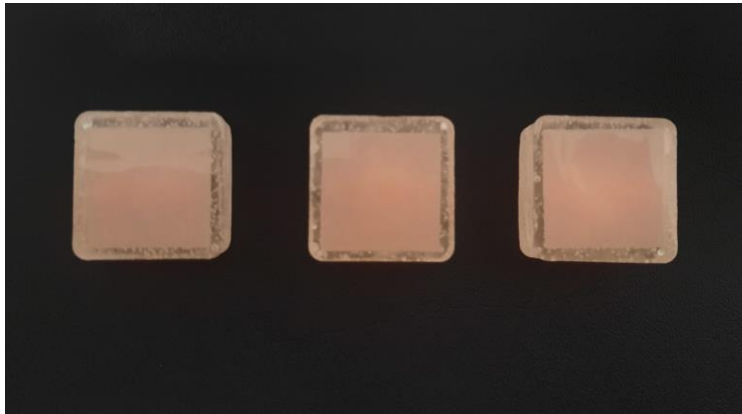
Resim 3.4. Kazıma işlemi sonrasında PMMA kaide materyali test örneklerinin kenarlarındaki çapakların temizleme öncesi ve sonrası

3.1.2. CAD/CAM PMMA kaide materyali test örneklerinin polietilen kalıplar kullanılarak kimyasal polimerize akrilik rezin içerisine gömülmesi

PMMA kaide materyali test örnekleri, yüzey işlemleri ve makaslama bağlanma dayanımı testinin yapılacağı yüzeyler açıkta kalacak şekilde 20x20x10 mm büyüklüğündeki polietilen kalıplar (Resim 3.5) yardımı ile kimyasal olarak polimerize olan şeffaf akrilik rezin içerisine gömülmüştür. Polietilen kalıplar üzerinde yer alan 20x20x10 mm büyüklüğündeki kaviteler torna cihazı kullanılarak açılmıştır (Resim 3.5). Kavitelerin merkezinde silindirik şekilde delikler açılarak, PMMA kaide materyali test örneklerini üretici firmanın talimatları doğrultusunda hazırlanan kimyasal olarak polimerize şeffaf akrilik rezine gömülmesi sonrasında kalıptan çıkarılması sağlanmıştır (Resim 3.6.). Universal Test Cihazının örnek tutucu alanına uygun boyutlardaki test örnekleri elde edilmiştir (Resim 3.6.).



Resim 3.5. Polietilen kalıp



Resim 3.6. Polietilen kalıplar içerisinde hazırlanmış CAD/CAM PMMA kaide materyali test örnekleri

3.1.3. CAD/CAM PMMA kaide ve diş materyali test örneklerinin polisaj işlemlerinin gerçekleştirilmesi

Test örneklerine yüzey işlemleri uygulaması öncesinde yüzey standardizasyonunun sağlanması amacıyla zımparalama ve polisaj işlemleri uygulanmıştır. Her rnek için, zımparalama ve polisaj cihazı (Metkon Gripo® 2V Grinder-Polisher, Bursa, Türkiye) kullanılarak, sırasıyla 600 grit, 800 grit ve 1200 gritlik silikon karbit zımparalar (English Abrasives Ltd., Londra, İngiltere) ile (su soğutması altında, 120 devir/dakika) tesviye işlemi gerçekleştirilmiştir (Resim 3.7.). Test rneklerinin yüzeyleri üretici firmanın talimatları doğrultusunda sırasıyla kıl fırça, keçe ve pamuk yardımı ile pomza ve parlatma pastası kullanılarak her bir aşama için 40 sn süreyle polisaj işlemi uygulanmıştır. Tesviye ve polisaj işlemleri sonrasında test örnekleri ultrasonik temizleme cihazında (BioSonic UC1, Coltne/Whaledent Inc., Ohio, ABD) distile su içerisinde 10 dakika bekletilip, hava spreyi ile kurutulmuştur (Resim 3.8.).



Resim 3.7. Zımparalama/polisaj cihazı ve CAD/CAM PMMA kaide materyali test örneklerinin yüzey polisajı



Resim 3.8. CAD/CAM PMMA kaide materyali test örneklerinin ultra sonik temizleme cihazında temizlenmesi

3.2. PMMA Kaide Materyali Test Örneklerinin Yüzey İşlemi Uygulaması Öncesi Yüzey Pürüzlülük Değerlerinin Ölçümü

PMMA kaide materyali test örneklerinin yüzey işlemi uygulaması öncesi yüzey pürüzlülük değerleri kontak profilometre cihazı (Perthometer M2, Mahr, Gottingen, Almanya) kullanılarak Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda ölçülmüştür (Resim 3.9.). Her bir PMMA kaide materyali test örneğinin yüzeyinden aynı dikey çizgi üzerinde belirlenen üç noktadan geçecek şekilde yatay paralel ölçümler gerçekleştirilmiştir (5,6 mm ölçüm uzunluğu ve 0,5 mm/s hız ile). Ölçümler esnasında güvenilir ve doğru sonuçlar elde edilmek amacıyla 2,4 μm Ra değerine sahip referans blok aracılığıyla her 10 PMMA test örneği ölçümü sonrası kalibrasyonu sağlanmıştır. Her bir test örneği için gerçekleştirilen 3 ölçümün aritmetik ortalaması alınarak her örneğe ait ortalama yüzey pürüzlülük değeri (Ra) hesaplanmıştır.

Kumlama işlemi sonrasında tüm PMMA kaide materyali test örnekleri bir pamuk yardımı ile alkol ile silinerek temizlenmiştir.

3.3.2. B grubuna yüzey işlemi uygulaması

PMMA kaide materyali test örneklerinin bağlantı yüzeylerine %4'lük HF asit (BISCO, Inc. Schaumburg, U.S.A.) 120 saniye uygulandıktan sonra, 120 saniye su ile yıkanarak 10 saniye basınçlı hava spreyi ile kurutulmuştur (Resim 3.10.).



Resim 3.10. CAD/CAM PMMA kaide materyali test örneğinin %4'lük HF asit ile pürüzlendirilmesi

3.3.3. C grubuna yüzey işlemi uygulaması

PMMA kaide materyali test örneklerinin bağlantı yüzeyleri mavi bantlı tungsten karbit frez (Horico Dental, Berlin, Germany) ile 10 saniye süreyle 40,000 rpm (devir) hızda aşındırılmıştır. Tüm test örneklerinin frez ile aşındırılması işlemi aynı uygulayıcı tarafından gerçekleştirilmiştir. Frez ile aşındırma işlemi sonrasında tüm PMMA kaide materyali test örnekleri bir pamuk yardımı ile alkol ile silinerek temizlenmiştir (Resim 3.11).



Resim 3.11. Tungsten karbit frez ile CAD/CAM PMMA akrilik kaide materyali test örneği yüzeyi aşındırılması

3.3.4. D grubuna yüzey işlemi uygulaması

PMMA kaide materyali test örneklerine herhangi bir yüzey pürüzlendirme işlemi uygulanmamıştır.

3.4. CAD/CAM PMMA Kaide Materyali Test Örneklerinin Yüzey İşlemi Uygulaması Sonrası Yüzey Pürüzlülük Değerlerinin Ölçümü

CAD/CAM PMMA kaide materyali test örneklerinin üç farklı yüzey işlemi uygulaması sonrası yüzey pürüzlülük değerleri kontakt profilometre cihazı kullanılarak Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda ölçülmüştür. Her bir PMMA kaide materyali test örneğinin yüzeyinden aynı dikey çizgi üzerinde belirlenen 3 noktadan geçecek şekilde yatay paralel ölçümler gerçekleştirilmiştir (5,6 mm ölçüm uzunluğu ve 0,5 mm/s hız ile). Ölçümler esnasında güvenilir ve doğru sonuçlar elde edilmek amacıyla 2,4 μm Ra değerine sahip referans blok aracılığıyla her 10 PMMA test örneği ölçümü sonrası kalibrasyonu sağlanmıştır. Her bir test örneği için gerçekleştirilen 3 ölçümün aritmetik ortalaması alınarak her örneğe ait ortalama yüzey pürüzlülük değeri (Ra) hesaplanmıştır.

3.5. Yüzey İşlemi Uygulanmış CAD/CAM PMMA Kaide Materyali Test Örneklerinin Yüzey Özelliklerinin SEM ile Değerlendirilmesi

PMMA kaide materyali test örneklerine yüzey işlemleri sonrası yüzey modifikasyonlarının değerlendirilmesi için her bir yüzey işlemi grubundan rastgele seçilen örnekler Gazi

Üniversitesi Fen Bilimleri Fakültesi'nde yer alan taramalı elektron mikroskobu (JEOL, JSM6060LV, Scanning Electron Microscope, Tokyo, Japonya) ile değerlendirilmiştir. Altın-paladyum kaplama ünitesinde 90 sn süre ile 10 mA'lık akım ve 2 mbar/Pa yanma odası basıncı değerleri kullanılarak altın-paladyum film tabakasıyla kaplanmıştır (Resim 3.12.). SEM analizinde x500 ve x1000 büyütme ile SEM görüntüleri elde edilmiştir.



Resim 3.12. Taramalı elektron mikroskobu, Altın-paladyum kaplama ünitesi ve CAD/CAM PMMA kaide materyali test örneği yüzeyinin altın ile kaplanması

3.6. CAD/CAM PMMA Kaide Materyali Test Örneklerinin Dört Farklı Materyal ile Tamiri

3.6.1. PMMA kaide materyali test örneklerinin dişeti kompoziti ile tamiri

Yüzey işlemi uygulanmış CAD/CAM PMMA kaide materyali test örneklerinin yüzeyi alkol ile silinip temizlendikten sonra üzerine 5 mm çapındaki 2 mm derinliğindeki dairesel delikler açılmış polietilen kalıplar yerleştirilerek sabitlenmiştir. PMMA kaide materyali test örneği yüzeyine sabitlenmiş polietilen kalıp içerisindeki deliklere bir bond fırçası yardımı ile yapıştırıcı ajan (SR Connect, Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) sürülerek üretici firmanın talimatları doğrultusunda 3 dakika süreyle polimerizasyon fırınında (Solidilite V, Shofu Inc., Japan) polimerizasyonu sağlanmıştır. Yapıştırıcı ajanın polimerizasyonunu takiben dişeti kompoziti (SR Nexco Paste Gingiva, Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) ağız spatülü yardımı ile PMMA kaide materyali test örnekleri yüzeyine sabitlenmiş polietilen kalıplar içerisine yerleştirilerek polimerizasyon fırınında 3 dakika süreyle polimerize edilmiştir (Resim 3.13.). PMMA kaide materyali test örnekleri yüzeyine sabitlenmiş polietilen kalıplar çıkarılarak, test örnekleri yüzeyinde 2 mm yükseklikte ve 5 mm çapında dişeti kompoziti elde edilmiştir. Bitim polimerizasyonu öncesinde dişeti

kompoziti yüzeylerine üretici firmanın talimatları doğrultusunda ince bir tabaka halinde maskeleme jeli (SR Gel, Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) uygulanarak polimerizasyon fırınında 5 dakika süreyle final polimerizasyonu sağlanmıştır (Resim 3.14.).



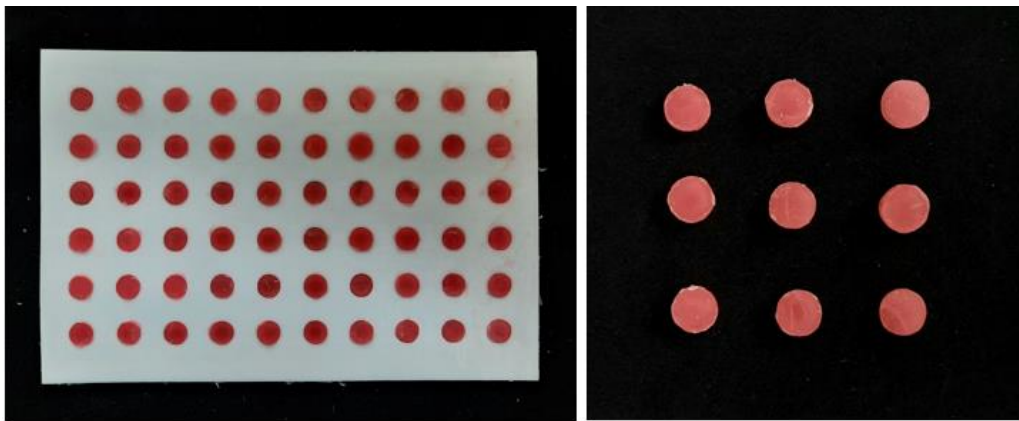
Resim 3.13. Polimerizasyon fırını ve polietilen kalıplar içerisinde yer alan dişeti kompozitinin polimerizasyonu



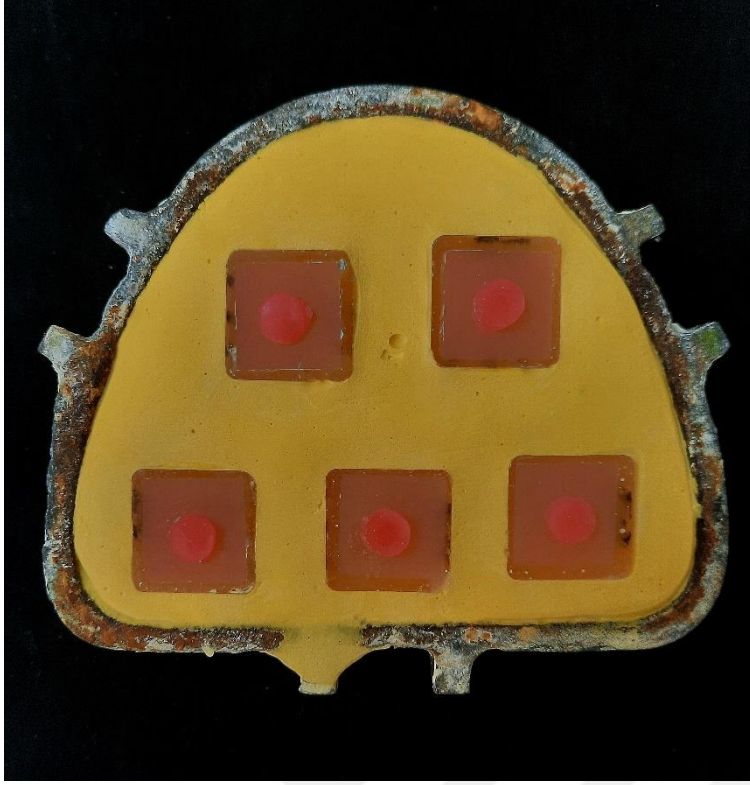
Resim 3.14. Dişeti kompozitinin final polimerizasyonu

3.6.2. PMMA kaide materyali test örneklerinin ısı ile polimerize akrilik rezin ile tamiri

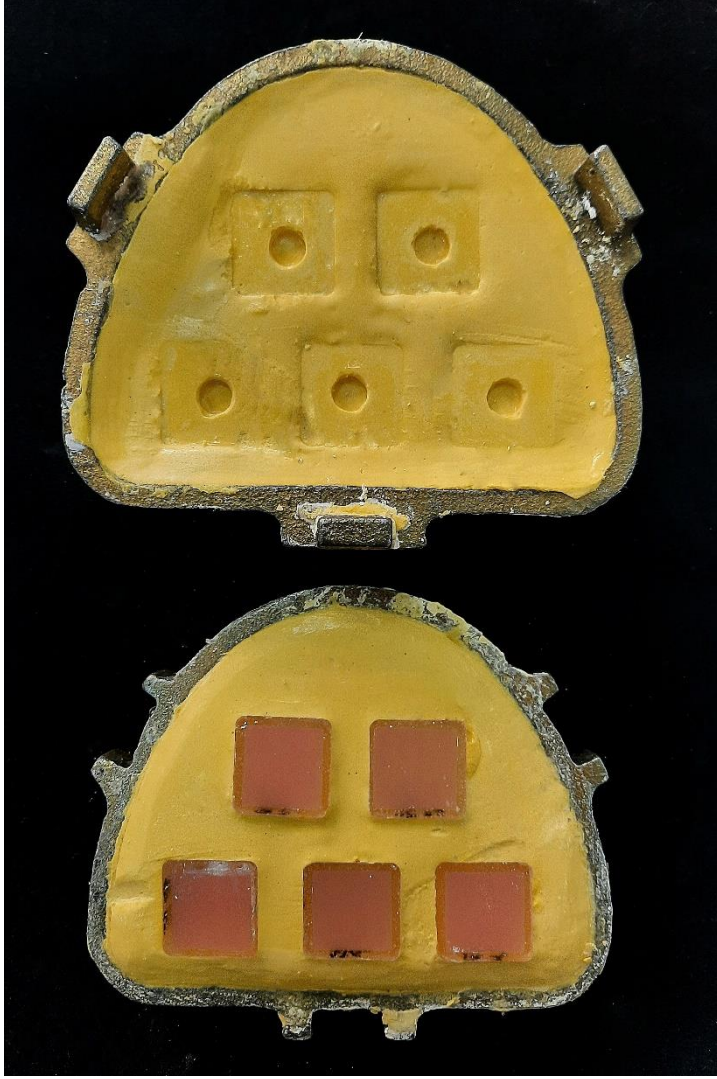
Muflaya alma prosedürü esnasında alçı kalıpta negatif boşluklar oluşturabilmek adına 7 mm çapında ve 2 mm derinliğinde dairesel deliklere sahip polietilen kalıplar içerisinde mum (Nowax, President Dental, Germany) örnekler elde edilmiştir (Resim 3.15.). Mum örnekler polietilen kalıplar içerisinde çıkarılarak yüzeyi alkol ile temizlenmiş PMMA kaide materyali test örnekleri yüzeyine sabitlenmiştir. Yüzeyine mum örnek yerleştirilmiş her bir CAD/CAM PMMA kaide materyali test örneği muflaya alma prosedürüne uygun olarak muflalanmıştır (Resim 3.16.). Kalıplar kaynar su içerisinde 10 dakika bekletildikten sonra muflalar açılarak eriyen mum alçı yüzeylerinden uzaklaştırılmıştır (Resim 3.17.). Temizlenmiş ve iyice ısıtılmış alçı yüzeylerine üretici firmanın talimatları doğrultusunda iki kat izolatör (Ivoclar Separating Fluid, Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) sürülerek kuruması beklenmiştir. PMMA toz ve likiti üretici firmanın talimatları doğrultusunda (22.5 gr polimer/10 ml monomer) hazırlanarak (Resim 3.18.) ağzı kapalı bir şekilde yapışkan olmayan hamur kıvamına gelene 8 ile 10 dakika kadar beklenilmiştir. İdeal kıvama gelen akrilik hamuru, alçı üzerindeki negatif boşluklara yerleştirildikten sonra mufla tekrardan kapatılmış ve hidrolik presleme cihazına yerleştirilmiştir. Mufla içerisinde yer alan fazla akrilik hamurunun presleme aşamasında kalıp dışına çıkması sağlanmıştır. Daha sonra muflalar britler ile sabitlenerek soğuk su içerisinde yerleştirilmiştir. 100°C kadar ısıtılmıştır. Akrilik hamurunun polimerize olabilmesi için muflalar kaynar su içerisinde 45 dakika süreyle kaynatılmıştır. Polimerizasyon tamamlandıktan sonra muflalar su içerisinde çıkarılarak oda sıcaklığında 30 dakika süreyle soğuması beklenmiştir. Oda sıcaklığına ulaşan muflalar açılarak test örnekleri içerisinde çıkarılmıştır.



Resim 3.15. Polietilen kalıplar içerisinde mum örnek elde edilmesi



Resim 3.16. Yüzeyine mum şablon yerleştirilmiş CAD/CAM PMMA kaide materyali test örnekleri



Resim 3.17. Mumun eritilmesi ile alçı yüzeylerinden uzaklaştırılması (negatif boşlular)



Resim 3.18. Isı ile polimerize olan akrilik rezinin toz/likit oranı

3.6.3. PMMA kaide materyali test örneklerinin kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezin ile tamiri

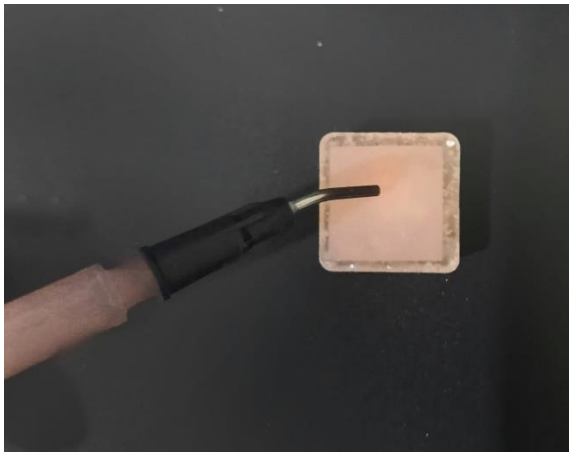
Muflaya alma işlemi esnasında alçı kalıpta negatif boşluklar oluşturabilmek için 7 mm çapında ve 2 mm derinliğinde dairesel deliklere sahip polietilen kalıplar içerisinde mum (Nowax, President Dental, Germany) örnekler elde edilmiştir. Mum örnekler polietilen kalıplar içerisinde çıkarılarak yüzeyi alkol ile temizlenip PMMA kaide materyali test örnekleri yüzeyine tutturulmuştur. Yüzeyine mum örnek yerleştirilmiş her bir PMMA kaide materyali test örneği muflaya alınmıştır. Kalıplar kaynar su içerisinde 10 dakika bekletildikten sonra muflalar açılarak eriyen mum alçı yüzeylerinden uzaklaştırılmıştır. Temizlenmiş ve iyice ıslatılmış alçı yüzeylerine üretici firmanın talimatları doğrultusunda iki kat izolatör (Ivoclar Separating Fluid, Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) sürülerek kuruması beklenilmiştir. PMMA toz ve likiti üretici firmanın talimatları doğrultusunda (20.5 gr polimer/10 ml monomer) hazırlanarak (Resim 3.19.) ağzı kapalı bir şekilde yapışkan olmayan hamur kıvamına gelene kadar 15 saniye süreyle beklenilmiştir. İdeal kıvama gelen akrilik hamuru, alçı üzerindeki negatif boşluklara yerleştirildikten sonra mufla tekrardan kapatılmış ve hidrolik presleme cihazına yerleştirilmiştir. Mufla içerisinde yer alan fazla akrilik hamurunun presleme aşamasında kalıp dışına çıkması sağlanmıştır. Hidrolik presleme cihazında muflalar 80 bar basınçta, 30 dakika süreyle bekletilmiştir. Polimerizasyon tamamlandıktan sonra muflalar açılarak test örnekleri içerisinde çıkarılmıştır.



Resim 3.19. Kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezinin toz/likit oranı

3.6.4. CAD/CAM PMMA kaide materyali test örneklerinin PMMA esashlı diş materyali ile tamiri

Yüzey işlemi uygulanmış PMMA kaide materyali test örnekleri yüzeyi alkol ile silinip kurutulmuştur. PMMA diş materyali test örneklerinde yüzey standardizasyonu sağlanması amacı ile her bir diş materyali test örneğinin yüzeyi 110 μm Al_2O_3 ile 1–2 bar basınçta kumlanmıştır. Kumlama işlemi sonrasında diş materyali test örneklerinin yüzeyi alkol ile silinip, hava ile kurutulmuştur. Kurutma işlemi sonrasında PMMA diş materyallerinin bağlantı yüzeylerine monomer (ProBase Cold Monomer, Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) uygulanarak 30 saniye süreyle beklenilmiştir. Yapıştırıcı ajanın (IvoBase CAD Bond, Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) toz ve likiti üretici firmanın talimatlarına uygun olarak (2.7 polimer/ 1.9 ml monomer) 20 saniye süreyle karıştırılmıştır. Yapıştırıcı ajan bir şırınga yardımı ile PMMA kaide materyali test örnekleri yüzeyine uygulanarak diş materyali ile yapıştırılmıştır (Resim 3.20.). Her bir test örneği için standart ve homojen bir yapıştırıcı kalınlığı oluşturmak amacıyla uygulanan basıncın standardizasyonu için ise 0,94 kg yük uygulayan özel bir yükleme cihazından yararlanılmıştır (Resim 3.21.). Yükleme cihazına yerleştirilen test örneklerinin kenarlarından taşan yapıştırıcı ajan modelleme sıvısı (IvoBase CAD Bond Modelling Liquid, Ivoclar Vivadent, Schann, Liechtenstein) kullanılarak temizlenilmiştir (Resim 3.21.). Test örnekleri üretici firmanın talimatları doğrultusunda basınç cihazında (BIODENT-LAS/BF) 15 dakika 50 derecede 2-5 bar basınçta polimerize edilmiştir.



Resim 3.20. Yapıştırıcı ajanın şırınga yardımı ile CAD/CAM PMMA test örneği yüzeyine uygulanması



Resim 3.21. Özel yükleme cihazı, PMMA diş materyalinin özel yükleme cihazı ile yapıştırılması, yapıştırma işlemi esnasından taşan yapıştırıcı ajanın temizlenmesi

3.7. Test Örneklerinin Termal Döngü Cihazı ile Yaşlandırma İşlemine Tabii Tutulması

PMMA kaide materyali test örneklerinin 4 farklı materyal ile tamirini takiben her bir alt gruptaki test örneklerinin yarısı (n:10) klinik sürecin simüle edilerek ağız içi şartların etkisinin değerlendirilmesi amacıyla termal döngü işlemine tabii tutulmuştur. Termal döngü cihazı (SD Mechatronik Thermocycler, Julabo GmbH, FT 200, Seelbach, Almanya) kullanılarak 50°C-55°C'de, dalma süresi 30 sn, transfer süresi 10 sn olacak şekilde 6000 siklus termal döngü işlemi uygulanmıştır (Resim 3.22.). Termal döngü uygulama süresi boyunca test örneklerinin diğer yarısı etüv cihazında (Kottermann Labortechnik, W. Almanya) 37°C'de distile su içerisinde bekletilmiştir.



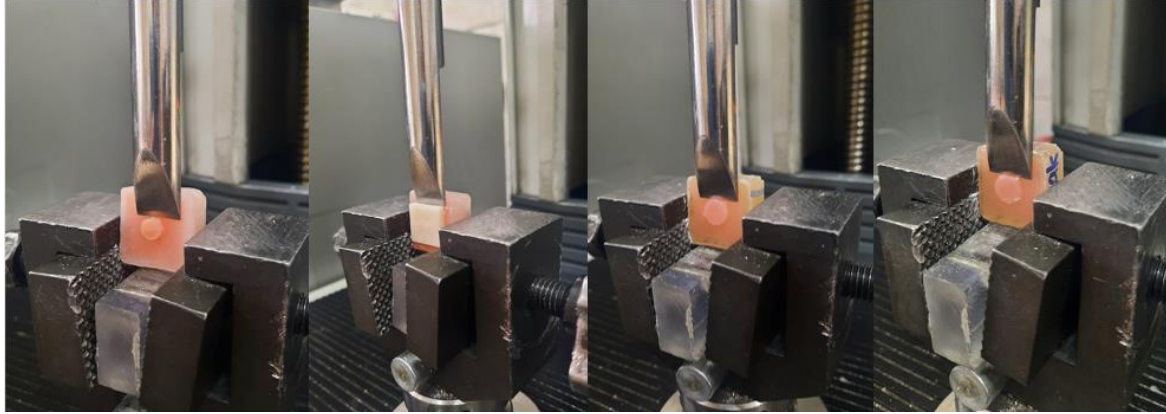
Resim 3.22. Test örneklerinin termal döngü cihazı ile yaşlandırma işlemine tabii tutulması

3.8. Test Örneklerinin Makaslama Bağlanma Dayanımı Değerlerinin Ölçülmesi

Test örneklerinin termal yaşlandırma uygulaması sonrasında makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin ölçülmesi için Universal test cihazında (Lloyd-LRX, Lloyd Instruments, Fareham, İngiltere) 1 mm/dk hızla CAD/CAM PMMA kaide materyali test örneği ile tamir materyali ara yüzüne kuvvet uygulanmıştır (Resim 3.23.). Tamir materyalinin CAD/CAM PMMA kaide materyali test örneği yüzeyinden ayrıldığı andaki maksimum kuvvet değeri Newton cinsinden ölçülmüştür. Elde edilen kırılma değeri her bir tamir materyalinin yüzey alanına bölünerek makaslama bağlanma dayanımı değerleri MPa cinsinden elde edilmiştir. Makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin hesaplanması esnasında aşağıda yer alan formül kullanılmıştır.

$$\sigma = F / A \quad (3.1)$$

‘ σ ’ bağlanma dayanımı değeri (MPa), ‘F’ kırılma anındaki maksimum kuvveti (N), ve ‘A’ tamir yüzey alanı (mm²)



Resim 3.23. Dişeti kompoziti, PMMA diş materyali, ısı ile polimerize akrilik edilen rezin ve kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezine makaslama bağlanma dayanımı testinin uygulanması

3.9. Işık Mikroskobu ve SEM ile Test Örneklerinin Kırık Yüzeylerinin İncelenmesi ve Başarısızlık Tiplerinin Belirlenmesi

Tüm test örnekleri bağlanma dayanımı testi sonrasında ışık mikroskobu (Leica MZ 12; Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Almanya) ile x10 büyütme altında incelenmiş (Resim 3.24.) ve kırık tipleri tanımlanmıştır. Her bir grupta en çok gözlemlenen kırık tipi taramalı elektron

mikroskobunda (JEOL, JSM6060LV, Scanning Electron Microscope, Tokyo, Japonya) x250, x450 ve x500 büyütme altında değerlendirilmiştir.



Resim 3.24. Test örnekleri bağlanma dayanımı testi sonrasında kırık tipinin belirlenmesi için ışık mikroskobu altında incelenmesi

3.10. İstatistiksel Analizin Gerçekleştirilmesi

İstatistiksel analizler SPSS 26.0 Version (Statistics for Windows, Statistical Package for the Social Sciences) programı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Sürekli değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu için Shapiro Wilk testi uygulanmıştır. Sürekli değişkenleri tanımlamak için deskriptif istatistikler kullanılmıştır [(Ortalama (Ort.), Standart Sapma (SS), Minimum (Min.), Medyan (Med.), Maksimum (Maks.)]. Bağımsız ve normal dağılıma uygunluk göstermeyen iki değişkenin karşılaştırması Mann Whitney U testi ile yapılmıştır. Bağımsız ve normal dağılıma uygunluk göstermeyen ikiden fazla değişkenin karşılaştırması için Kruskal Wallis testi uygulanmıştır. Bağımlı ve normal dağılıma uygunluk göstermeyen iki değişkenin karşılaştırması Wilcoxon testi ile gerçekleştirilmiştir. İstatistiksel anlamlılık düzeyi 0,05 olarak belirlenmiştir. Test gruplarındaki örnek sayısı için hata payı %5, doğruluk oranı ise %80 olarak saptanmıştır (G * Power Software sürüm 3.1.9.2).

4. BULGULAR

4.1. Yüzey Pürüzlülük Değerlerinin Karşılaştırılması

PMMA kaide materyali test örneklerine farklı yüzey işlemleri uygulaması öncesi (1. ölçüm) ve sonrasına (2. ölçüm) ait ortalama yüzey pürüzlülük (R_a) ve standart sapma (SS) değerleri Çizelge 4.1’de verilmiştir.

Yüzey işlemi uygulanan her bir test grubu için (A, B, C) yüzey işlemi uygulanma öncesi ve sonrasında ortalama yüzey pürüzlülük değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlenmiştir (Kruskal Wallis $p<0,05$) (Çizelge 4.1). Tüm test grupları için yüzey işlemi uygulanması sonrası yüzey pürüzlülük değerleri artmıştır (Wilcoxon $p<0,05$). Grup içi karşılaştırmalarda da yüzey işlemi uygulanması sonrası yüzey pürüzlülük değerleri artmıştır (Şekil 4.1). Yüzey işlemi uygulanan tüm test grupları arasında Grup A (kumlama grubu) en yüksek pürüzlülük değerini ($2.57\pm0.19\mu\text{m}$) gösterirken, Grup B (HF asit grubu) en düşük pürüzlülük değerini ($0.25\pm0.02\mu\text{m}$) sergilemiştir (Çizelge 4.1).

Tüm yüzey işlemi gruplarının (A, B, C, D) post-hoc ikili karşılaştırma sonuçlarına göre; yüzey işlemi uygulaması öncesinde (1. ölçüm) Grup A (kumlama grubu) ile Grup C (frez grubu) arasında, Grup C (frez grubu) ile Grup B (HF asit grubu) arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (Mann-Whitney U test-Bonferroni düzeltmesi $p<0,008$) (Çizelge 4.1).

Post-hoc ikili karşılaştırma sonuçlarına göre; yüzey işlemi uygulaması sonrası (2. ölçüm) elde edilen değerlerde Grup A (kumlama grubu) ile tüm ikili gruplar arasında ($p<0.001$), Grup B (HF asit grubu) ile tüm ikili gruplar arasında ($p<0.001$), Grup C (frez grubu) ile tüm ikili gruplar arasında ($p<0.001$) istatistiksel olarak farklılık bulunmuştur (Mann-Whitney U test-Bonferroni düzeltmesi $p<0,003$) (Çizelge 4.1).

Çizelge 4.1. Test örneklerinin yüzey işlemi uygulama sonrası yüzey pürüzlülük değerleri

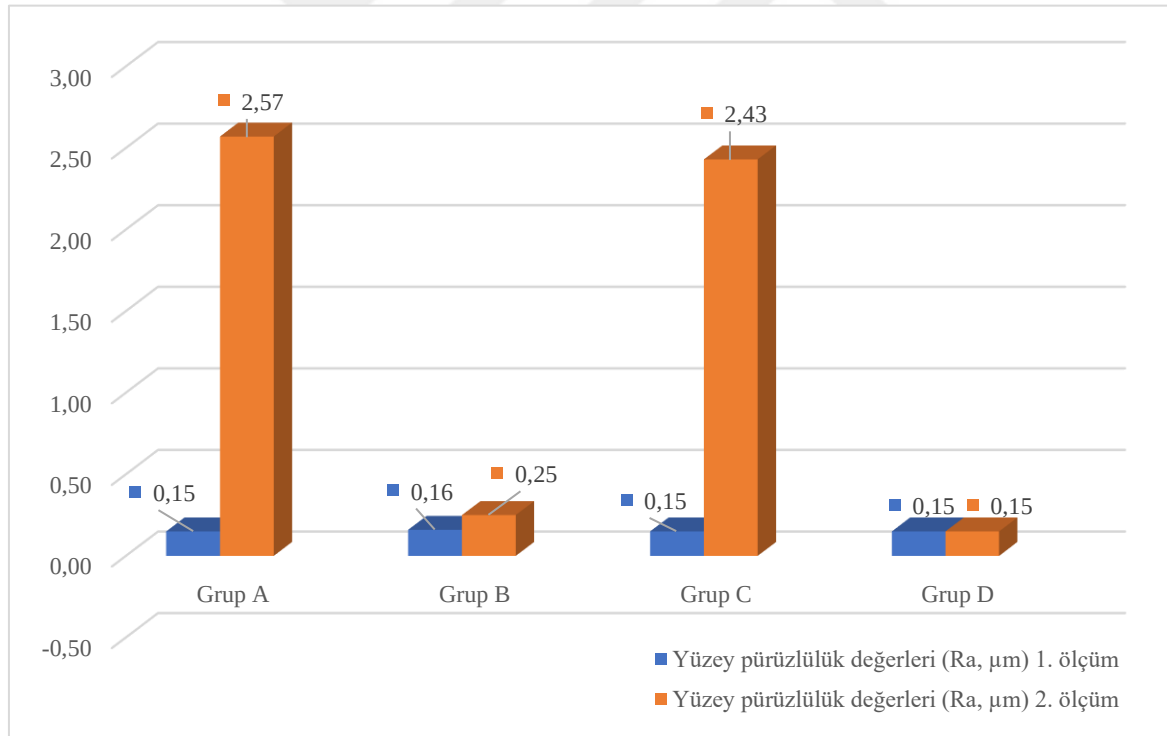
		Grup A	Grup B	Grup C	Grup D	p ¹
Yüzey pürüzlülük değerleri (Ra, µm) 1. (Min.-Maks.) ölçüm	Ort.+SS Med.	0.15±0.02 0.15 (0.11-0.21)	0.16±0.02 0.17 (0.12-0.2)	0.15±0.03 0.15 (0.11-0.21)	0.15±0.03 0.16 (0.1-0.2)	0.001
Yüzey pürüzlülük değerleri (Ra, µm) 2. (Min.-Maks.) ölçüm	Ort.+SS Med.	2.57±0.19 2.57 (2.09-2.91)	0.25±0.02 0.25 (0.2-0.31)	2.43±0.18 2.42 (2.08-3.03)	-	<0.001
p ²		<0.001	<0.001	<0.001	<0.001	<0.001

Ortalama± Standart sapma değeri (Ort. ± SS),

Medyan (Minimum-Maksimum) [Medyan (Min.-Maks.)],

Anlamlılık düzeyi p¹ < 0.001, p² < 0.001; Kruskal-Wallis test¹, Wilcoxon-Signed Rank test²

Grup A: Al₂O₃ ile Kumlama Grubu, B: %4 HF Asit Grubu, C: Frez Grubu, D: Kontrol Grubu



(A: Al₂O₃ ile Kumlama Grubu, B: %4 HF Asit Grubu, C: Frez Grubu, D: Kontrol Grubu)

Şekil 4.1. Test örneklerinin yüzey işlemi uygulama sonrası yüzey pürüzlülük değerleri

4.2. Makaslama Bağlanma Dayanımı Değerlerinin Karşılaştırılması

Tamir materyallerinin CAD/CAM PMMA kaide materyali test örneklerinin yüzeyinden ayrıldığı andaki maksimum kuvvet değeri Newton (N) biriminden ölçülmüştür. Her bir tamir materyali test örneğine ait kırılma yükü (N), bağlanma alanı değerine (mm²) bölünerek makaslama bağlanma dayanımı değerleri Megapaskal (MPa) cinsinden hesaplanmıştır. Tüm gruplara ait makaslama bağlanma dayanımı değerleri Çizelge 4.2’ de gösterilmektedir. Grup A, B, C ve D için yaşlandırma işlemi öncesinde ve sonrasında makaslama bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur (Kruskal Wallis test $p < 0,05$). Tüm test grupları için yaşlandırma işlemi sonrasında makaslama bağlanma dayanımı değerleri azalmıştır (Çizelge 4.2.).

Çizelge 4.2. Yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası makaslama bağlanma dayanımı değerleri

p ¹						
Tamir Materyalleri	HC	SC	GC	DCL-T		
Makaslama Bağlanma Dayanımı Değerleri (MPa)	Ort.+SS Med. (Min.-Maks.)	Ort.+SS Med. (Min.-Maks.)	Ort.+SS Med. (Min.-Maks.)	Ort.+SS Med. (Min.-Maks.)		
Termal döngü ile yaşlandırma (TC-/ +)						
Grup A	TC-	19.06±0.92 19.17 (17.4-20.12)	17.7±1.13 17.43 (15.71-19.78)	14.02±1.87 13.66 (11.59-17)	9.29±0.99 9.37 (8.05-10.83)	<0,001
	TC+	17.23±1.26 17.43(15.45-18.85)	15.91±1.07 16 (13.96-17.56)	11.82±1.23 11.72 (10.3-14.13)	7.42±0.75 7.34 (6.46-8.99)	<0,001
	p ²	0,003	0,002	0,009	<0,001	
Grup B	TC-	12.7±0.93 12.79 (10.78-13.91)	12.02±1.1 11.66 (10.33-13.69)	5.46±0.97 5.51 (3.27-6.72)	5.41±0.59 5.35 (4.76-6.6)	<0,001
	TC+	10.51±1.98 9.61 (8.04-13.9)	9.39±1.09 8.93 (8.28-11.56)	4.94±0.93 4.54 (3.76-6.43)	5.92±1.43 6.28 (3.9-7.82)	<0,001
	p ²	0,019	<0,001	0,190	0,315	
Grup C	TC-	18.19±1.29 17.74 (16.16-20.87)	16.34±1.41 16.5 (14.01-18.78)	10.01±1.57 9.77 (8.39-12.12)	8.09±1.02 8.12 (7.02-9.96)	<0,001
	TC+	13.76±1.99 14.43 (10.17-15.78)	14.52±1.1 14.9 (13.1-15.94)	8.43±1.82 7.69 (6.75-12.66)	7.47±1.07 7.14 (6.3-9.46)	<0,001
	p ²	<0,001	0,003	0,043	0,143	
Grup D	TC-	12.59±0.67 12.62 (11.3-13.75)	11.33±1.09 11.2 (10.04-12.99)	5.13±1.04 5.53 (3.07-6.31)	6.09±0.9 6.34 (4.04-6.87)	<0,001
	TC+	10.7±1.4 10.25 (9.46-14.19)	9.13±1.51 9.07 (7.01-11.57)	4.37±0.9 4.55 (2.66-5.52)	5.6±0.81 5.81 (3.76-6.55)	<0,001
	p ²	0,002	0,005	0,063	0,075	

Ortalama± Standart sapma değeri (Ort. ± SS),

Medyan (Minimum-Maksimum) [Medyan (Min.-Maks.)],

Anlamlılık düzeyi p¹ < 0.001, p²; Kruskal-Wallis test¹, Mann-Whitney U test²

Termal döngü uygulanmayan grup (TC-), Termal döngü uygulanan grup (TC+)

Grup A: Al₂O₃ ile Kumlama Grubu, B: %4 HF Asit Grubu, C: Frez Grubu, D: Kontrol Grubu

HC: Isı ile polimerize akrilik rezin, SC: Oto polimerize akrilik rezin, GC: Dişeti kompoziti, DCL-T: PMMA esashlı dış materyali

Grup A (kumlama grubu) test örneklerinde en yüksek bağlanma dayanımı değeri (19.06 ± 0.92 MPa) yaşlandırma işlemi uygulanmamış ısı ile polimerize akrilik rezinde gözlemlenirken, en düşük değer (7.42 ± 0.75 MPa) yaşlandırma işlemi uygulanmış PMMA diş materyalinde gözlemlenmiştir (Çizelge 4.2.). HF asit (Grup B) için en yüksek bağlanma dayanımı değeri (12.7 ± 0.93 MPa) yaşlandırma işlemi uygulanmamış ısı ile polimerize akrilik rezinde gözlemlenmiştir. En düşük değer (4.94 ± 0.93 MPa) ise yaşlandırma işlemi uygulanmış dişeti kompoziti grubunda gözlemlenmiştir (Çizelge 4.2.). Grup C (frez grubu) için en yüksek bağlanma dayanımı değeri (18.19 ± 1.29 MPa) yaşlandırma işlemi uygulanmamış ısı ile polimerize akrilik rezinde gözlemlenirken, en düşük değer (7.47 ± 1.07 MPa) yaşlandırma işlemi uygulanmış PMMA diş materyali grubunda gözlemlenmiştir (Çizelge 4.2.). Grup D (kontrol grubu) için en yüksek bağlanma dayanımı değeri (12.59 ± 0.67 MPa) yaşlandırma işlemi uygulanmamış ısı ile polimerize akrilik resinde gözlemlenirken, en düşük değer (4.37 ± 0.9 MPa) yaşlandırma işlemi uygulanmış dişeti kompoziti grubunda gözlemlenmiştir (Çizelge 4.2.).

Tüm yüzey işlemleri grupları değerlendirildiğinde, en yüksek bağlanma dayanımı değerini (14.05 ± 4.12 MPa) Grup A (kumlama grubu) sergilerken, en düşük bağlanma dayanımı değeri (8.12 ± 3.18 MPa) kontrol grubunda (Grup D) görülmüştür (<0.001).

Çizelge 4.3. Yüzey işlemlerine göre makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin karşılaştırılması

						p ¹
Yüzey işlemi grupları		Grup A	Grup B	Grup C	Grup D	
Makaslama bağlanma dayanımı değerleri (MPa)	Ort.+SS Med. (Min.-Maks.)	14.05 ± 4.12 15.2 (6.46-20.12)	8.29 ± 3.24 7.93 (3.27-13.91)	12.1 ± 4.12 11.91 (6.3-20.87)	8.12 ± 3.18 6.94 (2.66-14.19)	<0.001

Mean $\pm$ Standart deviation (Mean $\pm$ SD),

Median (Minimum-Maximum) [Median (min.-max.)],

Anlamlılık seviyesi $p^1 < 0.001$; Kruskal-Wallis test¹

Grup A: Al₂O₃ ile Kumlama Grubu, B: %4 HF Asit Grubu, C: Frez Grubu, D: Kontrol Grubu

Tüm tamir test materyalleri için yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrasında bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlenmektedir (Kruskal Wallis test $p < 0.001$) (Çizelge 4.4.). Isı ile polimerize akrilik rezin yaşlandırma işlemi öncesinde en yüksek ortalama bağlanma dayanımı değerini (15.61 ± 2.81 MPa) sergilerken, en düşük değeri (6.36 ± 1.33 MPa) PMMA diş materyali grubu sergilemiştir ($p < 0.001$) (Çizelge 4.4.).

Çizelge 4.4. Yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrasında tamir materyallerinin makaslama bağlanma dayanımı değerleri

						p ¹
			HC	SC	GC	DCL-T
Makaslama bağlanma dayanımı değerleri (MPa)	Termal döngü ile yaşlandırma (TC-/+)					
	Ort.+SS Med. (Min.-Maks.)	TC-	15.61±2.81 15.66 (10.78-20.87)	14.14±2.53 14 (10.04-19.78)	8.19±3.37 7.21 (3.07-17)	6.89±1.6 6.63 (4.04-10.83)
	Ort.+SS Med. (Min.-Maks.)	TC+	13.46±2.96 14.1 (8.04-18.85)	12.06±2.86 12.01 (7.01-17.56)	6.95±2.84 6.2 (2.66-14.13)	6.36±1.33 6.41 (3.16-9.46)
			<0,001	<0,001	0,028	0,240

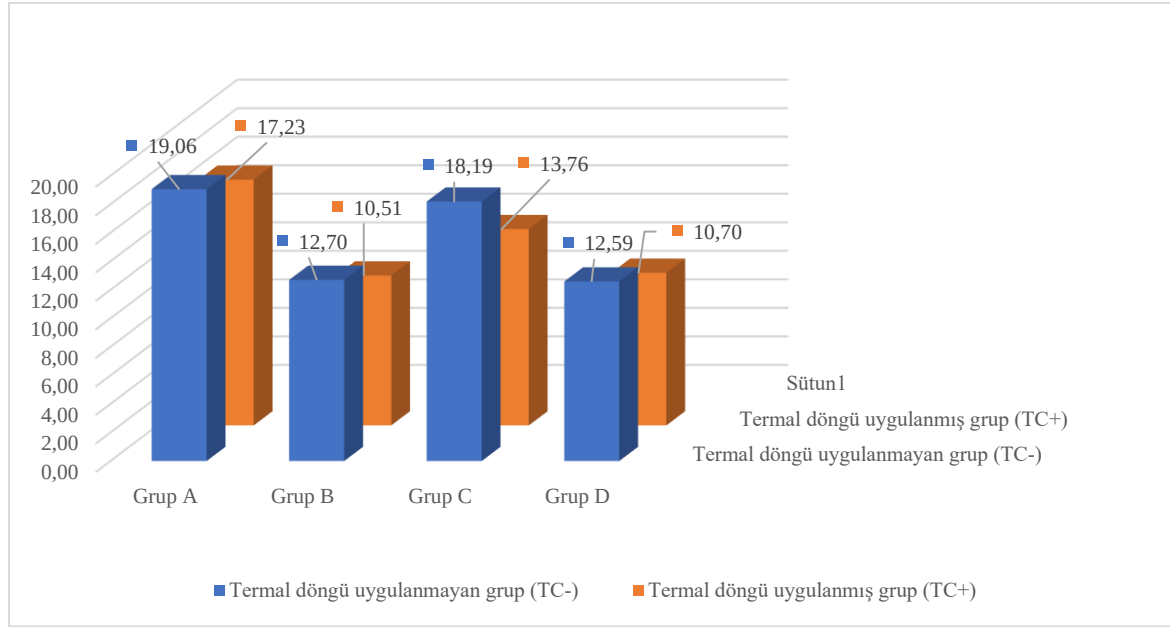
Mean± Standart deviation (Mean ± SD),

Median (Minimum-Maximum) [Median (min.-max.)],

Anlamlılık seviyesi p¹ < 0.001, p² < 0.001; Kruskal-Wallis test¹, Mann-Whitney U test²

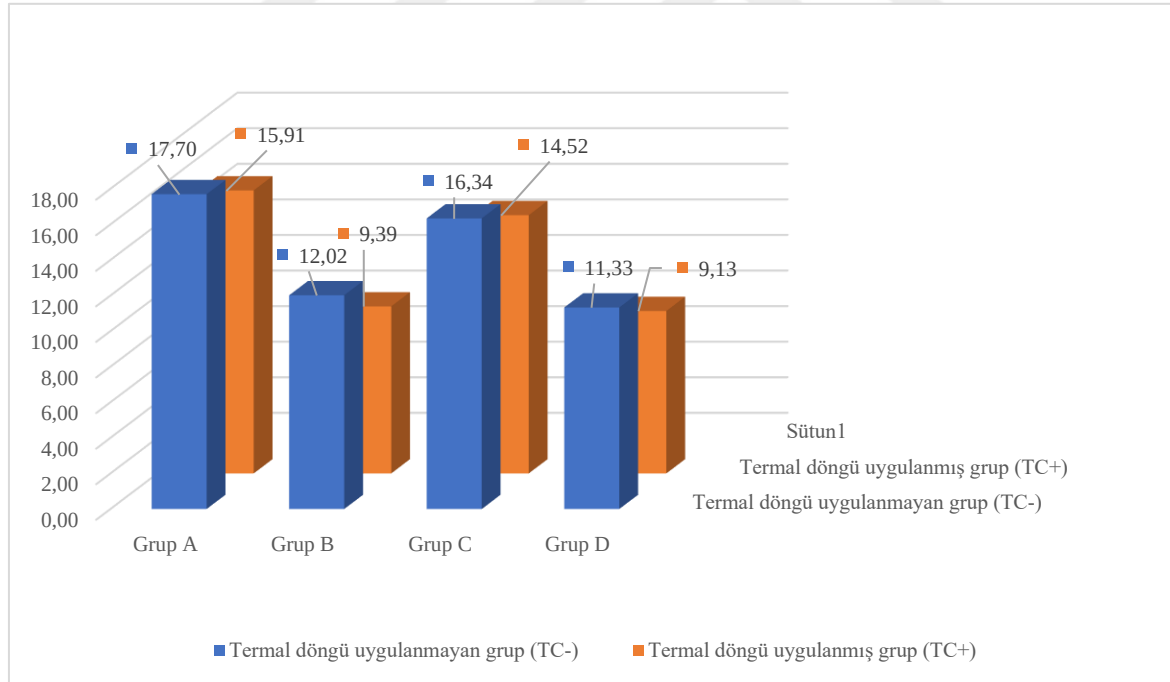
HC: Isı ile polimerize akrilik rezin, SC: Oto polimerize akrilik rezin, GC: Dişeti kompoziti, DCL-T: PMMA esash diş materyali

CAD/CAM PMMA kaide materyali test örneklerinin ısı ile polimerize akrilik rezin test örnekleri ile tamiri değerlendirildiğinde, en yüksek bağlanma dayanımı değeri yaşlandırma işlemi öncesinde (19.06±0.92 MPa) ve sonrasında (17.23±1.2 MPa) Grup A (kumlama grubu) sergilemiştir (Mann-Whitney U test-Bonferroni düzeltmesi p<0,008). Termal döngü ile yaşlandırma işlemi sonrasında tüm ikili gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlenmektedir (Mann-Whitney U test-Bonferroni düzeltmesi p<0,008) (Şekil 4.2).



Grup A: Al_2O_3 ile Kumlama Grubu, B: %4 HF Asit Grubu, C: Frez Grubu, D: Kontrol Grubu

Şekil 4.2. Isı ile polimerize akrilik rezin ile tamir edilen test materyallerinin yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası tamir bağlanma dayanımı değerleri

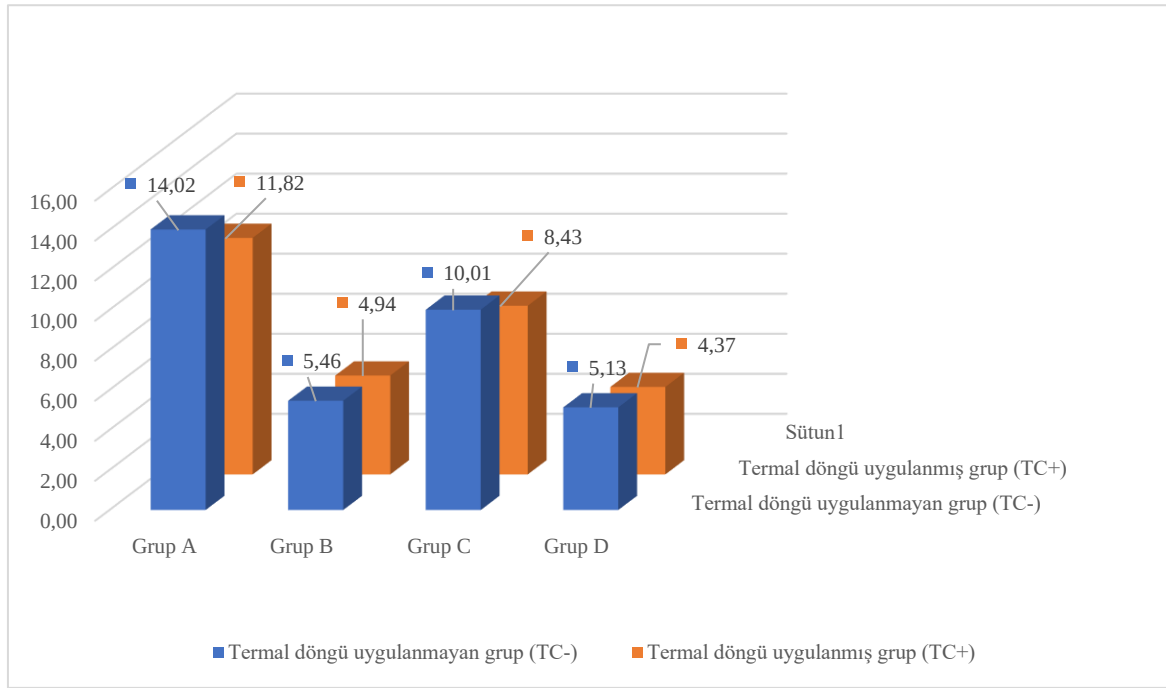


Grup A: Al_2O_3 ile Kumlama Grubu, B: %4 HF Asit Grubu, C: Frez Grubu, D: Kontrol Grubu

Şekil 4.3. Kimyasal polimerize akrilik rezin ile tamir edilen test materyallerinin yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası tamir bağlanma dayanımı değerleri

CAD/CAM PMMA kaide materyali test örneklerinin ısı ile polimerize akrilik rezin test örnekleri ile tamiri değerlendirildiğinde, en yüksek bağlanma dayanımı değeri yaşlandırma

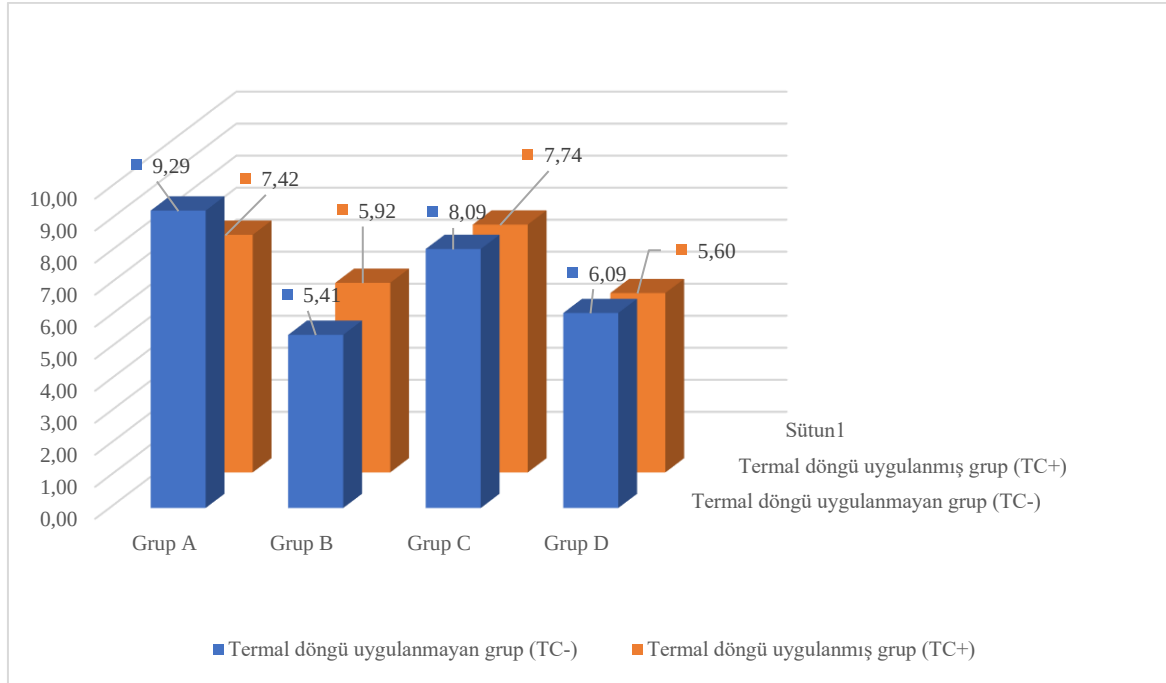
işlemi öncesinde (17.7 ± 1.13 MPa) ve sonrasında (15.91 ± 1.07 MPa) Grup A (kumlama grubu) sergilemiştir (Mann-Whitney U test-Bonferroni düzeltmesi $p < 0,008$) (Şekil 4.3). Yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrasında Grup A (kumlama grubu) ile HF asit (Grup B) ve Grup D (kontrol grubu) arasında; Grup C (frez grubu) ile HF asit (Grup B) ve Grup D (kontrol grubu) arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur (Mann-Whitney U test-Bonferroni düzeltmesi $p < 0,008$) (Çizelge 4.2).



Grup A: Al₂O₃ ile Kumlama Grubu, B: %4 HF Asit Grubu, C: Frez Grubu, D: Kontrol Grubu

Şekil 4.4. Dişeti kompoziti ile tamir edilen test materyallerinin yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası tamir bağlanma dayanımı değerleri

CAD/CAM PMMA kaide materyali test örneklerinin dişeti kompoziti ile tamiri değerlendirildiğinde, en yüksek bağlanma dayanımı değeri yaşlandırma işlemi öncesinde (14.02 ± 1.87 MPa) ve sonrasında (11.82 ± 1.23 MPa) kumlama grubunda (Grup A) sergilenmiştir (Mann-Whitney U test-Bonferroni düzeltmesi $p < 0,008$) (Şekil 4.4). Yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrasında Grup A (kumlama grubu) ile HF asit (Grup B), Grup C (frez grubu) ve Grup D (kontrol grubu) arasında; Grup C (frez grubu) ile HF asit (Grup B) ve Grup D (kontrol grubu) arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlenmiştir (Mann-Whitney U test-Bonferroni düzeltmesi $p < 0,008$) (Çizelge 4.2).



Grup A: Al₂O₃ ile Kuşlama Grubu, B: %4 HF Asit Grubu, C: Frez Grubu, D: Kontrol Grubu

Şekil 4.5. CAD/CAM PMMA diş materyali ile tamir edilen test materyallerinin yaşlandırma işlemi öncesi ve sonrası tamir bağlanma dayanımı değerleri

CAD/CAM PMMA kaide materyali test örneklerinin dişeti kompoziti ile tamiri değerlendirildiğinde, en yüksek bağlanma dayanımı değeri (9.29 ± 0.99 MPa) yaşlandırma işlemi öncesinde kuşlama grubunda (Grup A) gözlemlenirken; yaşlandırma işlemi sonrasında en yüksek değer (7.47 ± 1.07 MPa) frez grubunda (Grup C) gözlemlenmiştir (Mann-Whitney U test-Bonferroni düzeltmesi $p < 0,008$) (Şekil 4.5). Yaşlandırma işlemi öncesinde Grup A (kuşlama grubu) ile HF asit (Grup B) ve Grup D (kontrol grubu) arasında; Grup C (frez grubu) ile HF asit (Grup B) ve Grup D (kontrol grubu) arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (Mann-Whitney U test-Bonferroni düzeltmesi $p < 0,008$) (Çizelge 4.2). Yaşlandırma işlemi sonrasında Grup A (kuşlama grubu) ile HF asit (Grup B) ve Grup D (kontrol grubu) arasında; Grup C (frez grubu) ile Grup D (kontrol grubu) arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur (Mann-Whitney U test-Bonferroni düzeltmesi $p < 0,008$) (Çizelge 4.2).

4.3. Başarısızlık Tiplerinin İncelenmesi

Tüm test örnekleri bağlanma dayanımı testi sonrasında kırık tipinin belirlenmesi için ışık mikroskobu ile x10 büyütme altında incelenmiştir. Kırık tipleri aşağıdaki gibi tanımlanmış ve kategorize edilmiştir:

- i. Adeziv kırık (PMMA kaide materyali ve tamir materyali arasında kırık oluşumu)
- ii. Kohezif kaide kırığı (PMMA kaide materyali test materyali gövdesi içerisinde kırık oluşumu)
- iii. Kohezif tamir materyali kırığı (yüzeye uygulanan tamir materyali yapısında kırık oluşumu)
- iv. Miks kırık (PMMA kaide materyali ve yüzeye uygulanan tamir materyallerin yapısında veya ara yüzeyde kırık oluşumu)
- v. Kaide materyali ve diş materyali ara yüzeyinde kaide bağlantısında sorun (PMMA kaide materyali yüzeyinde çok az veya hiç yapıştırıcı ajan kalmaması)
- vi. Kaide materyali ve diş materyali ara yüzeyinde diş bağlantısında sorun (PMMA diş materyali yüzeyinde çok az veya hiç yapıştırıcı ajan kalmaması)

Kırık tipi analizinin sonuçları Çizelge 4.5’ de sunulmuştur. Isı ile polimerize akrilik rezin ve kimyasal olarak polimerize akrilik rezin ile tamir edilen PMMA kaide materyali test örneklerinde, yaşlandırma işlemi öncesinde ve sonrasında en sık kohezif kaide kırığı ve miks kırık tipi gözlemlenmiştir. Diş eti kompoziti ile tamir işleminde test örneklerinde ise yaşlandırma işlemi öncesinde ve sonrasında; en sık adeziv ve miks kırık tipi görülmüştür. PMMA diş materyali ile tamir işleminde yaşlandırma işlemi öncesinde ve sonrasında en sık kaide materyali ve diş materyali ara yüz bağlantısında sorun ortaya çıkmıştır (Çizelge 4.5).

Çizelge 4.5. Kırık tipi analiz tablosu.

Tamir materyalleri		HC	SC	GC	DCL-T
	Termal döngü ile yaşlandırma (TC-/++)	Kırık tipi i/ii/iii/iv/v/vi	Kırık tipi i/ii/iii/iv/v/vi	Kırık tipi i/ii/iii/iv/v/vi	Kırık tipi i/ii/iii/iv/v/vi
Grup A	TC-	0/0/4/6/0/0	0/3/5/2/0/0	0/0/6/4/0/0	0/1/7/2/0/0
	TC+	0/8/0/2/0/0	0/4/6/0/0/0	0/0/6/4/0/0	0/4/2/1/3/0
Grup B	TC-	0/0/4/6/0/0	0/5/5/0/0/0	7/0/0/3/0/0	0/0/0/0/3/7
	TC+	0/2/1/7/0/0	0/5/0/5/0/0	6/0/0/4/0/0	0/0/0/0/4/6
Grup C	TC-	0/0/2/8/0/0	0/5/0/5/0/0	2/0/5/3/0/0	0/0/0/0/2/8
	TC+	0/4/0/6/0/0	1/0/0/9/0/0	0/0/7/3/0/0	0/1/0/0/0/9
Grup D	TC-	0/0/2/8/0/0	0/2/0/8/0/0	8/0/0/2/0/0	0/1/0/0/0/9
	TC+	0/3/0/7/0/0	6/0/0/4/0/0	6/2/2/0/0/0	0/0/0/3/0/7

Termal döngü uygulanmayan grup (TC-), Termal döngü uygulanan grup (TC+)

Grup A: Al₂O₃ ile Kumlama Grubu, B: %4 HF Asit Grubu, C: Frez Grubu, D: Kontrol Grubu

HC: Isı ile polimerize akrilik rezin, SC: Oto polimerize akrilik rezin, GC: Dişeti kompoziti, DCL-T: PMMA esaslı diş materyali

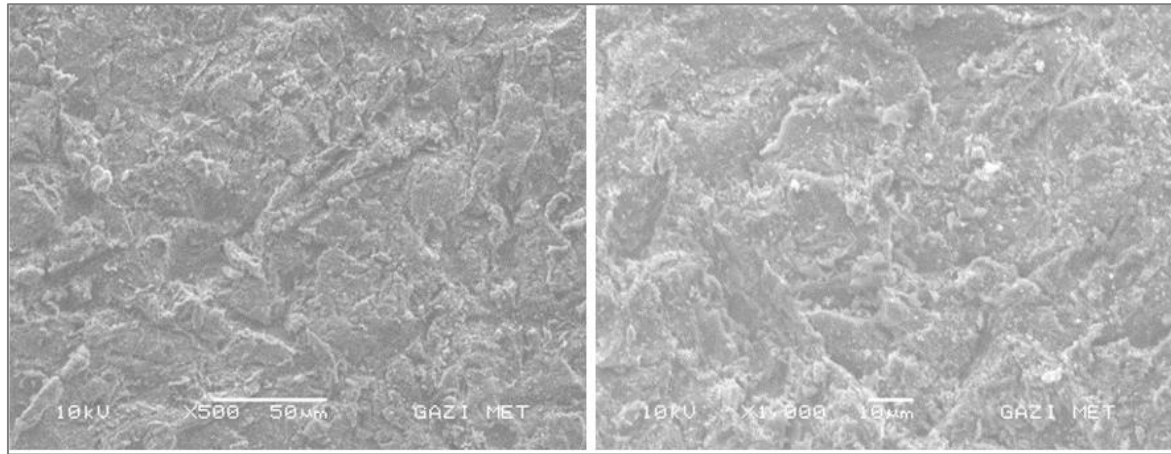
i. adeziv kırık (PMMA kaide materyali ve tamir materyali arasında kırık oluşumu) ii. kohezif kaide kırığı (PMMA kaide materyali test materyali gövdesi içerisinde kırık oluşumu) iii. kohezif tamir materyali kırığı (yüzeye uygulanan tamir materyali yapısında kırık oluşumu) iv. miks kırık (PMMA kaide materyali ve yüzeye uygulanan tamir materyallerin yapısında veya ara yüzeyde kırık oluşumu) v. kaide materyali ve diş materyali ara yüzeyinde kaide bağlantısında sorun (PMMA kaide materyali yüzeyinde çok az veya hiç yapıştırıcı ajan kalmaması) vi. kaide materyali ve diş materyali ara yüzeyinde diş bağlantısında sorun (PMMA diş materyali yüzeyinde çok az veya hiç yapıştırıcı ajan kalmaması)

4.4. Yüzey İşlemi Uygulaması Sonrası SEM Analizi Bulguları

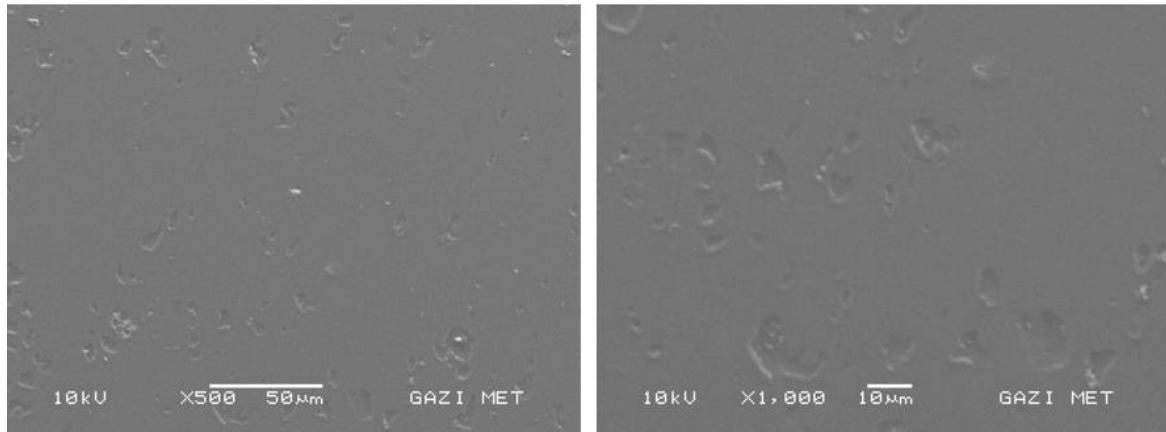
PMMA kaide materyali test örneklerinin yüzey işlemleri sonrası yüzey modifikasyonlarının değerlendirilmesi için her bir yüzey işlemi grubundan (A, B, C, D) rast gele seçilen test örnekleri taramalı elektron mikroskobu ile incelenmiştir.

SEM görüntüleri değerlendirildiğinde, CAD/CAM PMMA kaide materyali test örneklerinin yüzeyi Al₂O₃ kumu ile mekanik olarak pürüzlendirildiğinde (Resim 4.1), kontrol grubuna kıyasla (Resim 4.4) yüzey morfolojisi önemli ölçüde değişkenlik göstermiştir. Kumlama uygulanan test grubu (Grup A) yüzeyinde çok sayıda girinti ve çıkıntılar oluşumu gözlemlenmiştir (Resim 4.1). Bu durum özellikle tamir edilen bölgenin yüzey alanını artırmakta ve mikro mekanik kilit mekanizmasının oluşumunu sağlamaktadır. HF asit grubu test örneklerine (Grup B) ait SEM görüntüleri değerlendirildiğinde, PMMA kaide materyali test örnekleri yüzeyinin çok az miktarda çözündüğü ve az sayıda düzensiz poroz (çukur) yüzeyler olduğu görülmüştür (Resim 4.2). Grup C (frez grubu) test örneklerine ait SEM

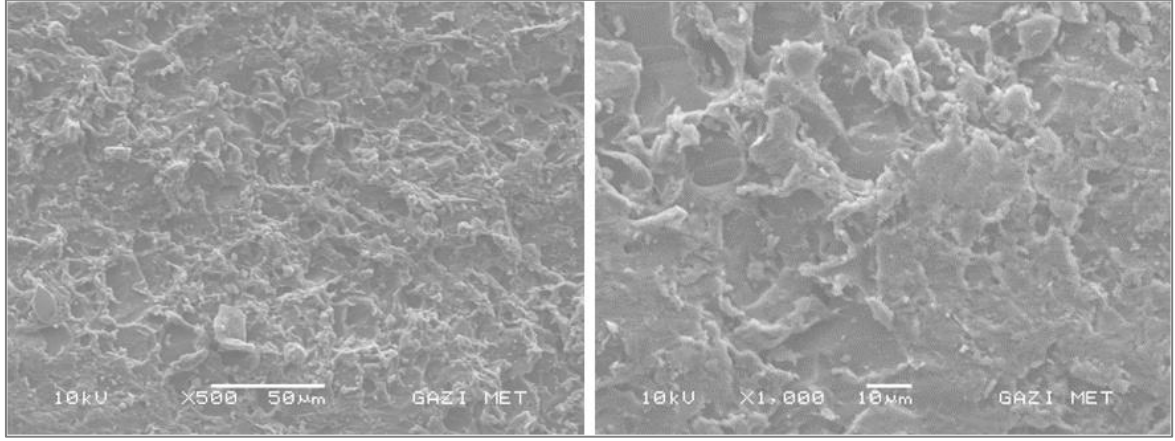
görüntüleri ise Grup A (kumlama grubu) ile benzer özelliklere sahip yüzey morfolojisi sergilemektedir (Resim 4.3). PMMA kaide materyali test örnekleri yüzeyinin frez ile aşındırılması yüzeyde çoklu girinti ve çıkıntı oluşturarak mikro mekanik tutuculuğu desteklemiştir (Resim 4.3). Grup D (kontrol grubu) test örneklerine ait SEM görüntülerinde ise, yüzeyde polisaj işlemi esnasında oluşan bazı küçük çizikler ve seyrek çukurlara sahip düz yüzeyler gözlemlenmektedir (Resim 4.4).



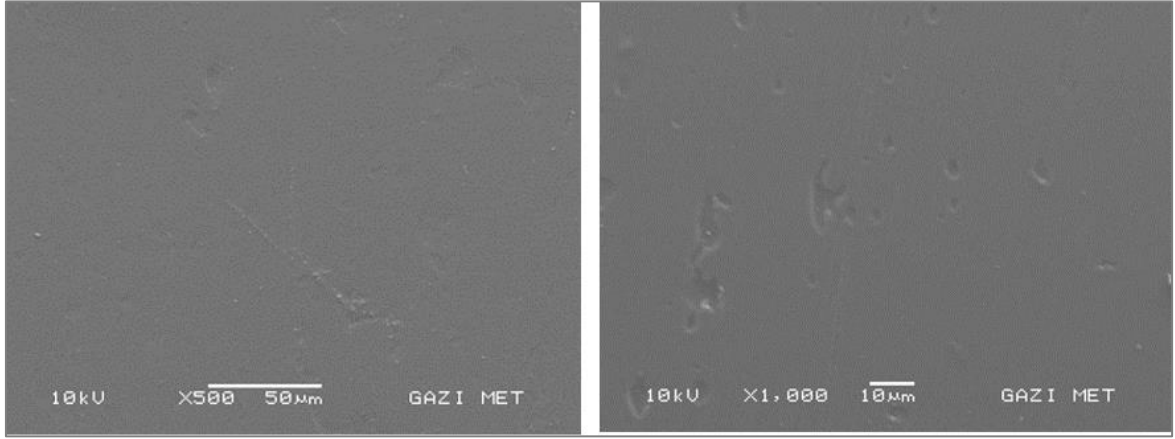
Resim 4.1. Al₂O₃ partikülleri ile pürüzlendirilmiş CAD/CAM PMMA kaide materyali test örneğinin x500 ve x1000 büyütmede SEM görüntüsü



Resim 4.2. %4'lük HF asit ile pürüzlendirilmiş CAD/CAM PMMA kaide materyali test örneğinin x500 ve x1000 büyütmede SEM görüntüsü



Resim 4.3. Frez ile aşındırılmış CAD/CAM PMMA kaide materyali test örneğinin x500 ve x1000 büyütmede SEM görüntüsü

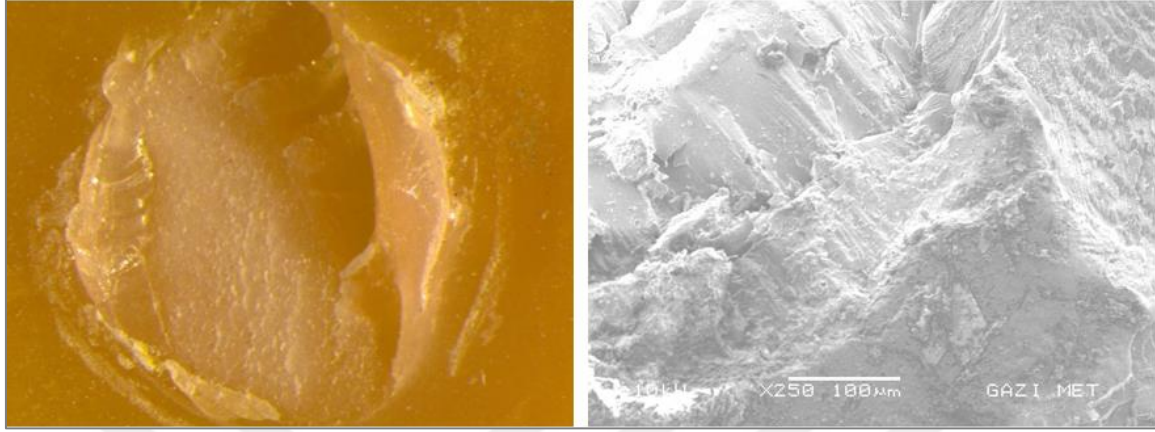


Resim 4.4. Yüzey işlemi uygulanmamış CAD/CAM PMMA kaide materyali test örneğinin x500 ve x1000 büyütmede SEM görüntüsü

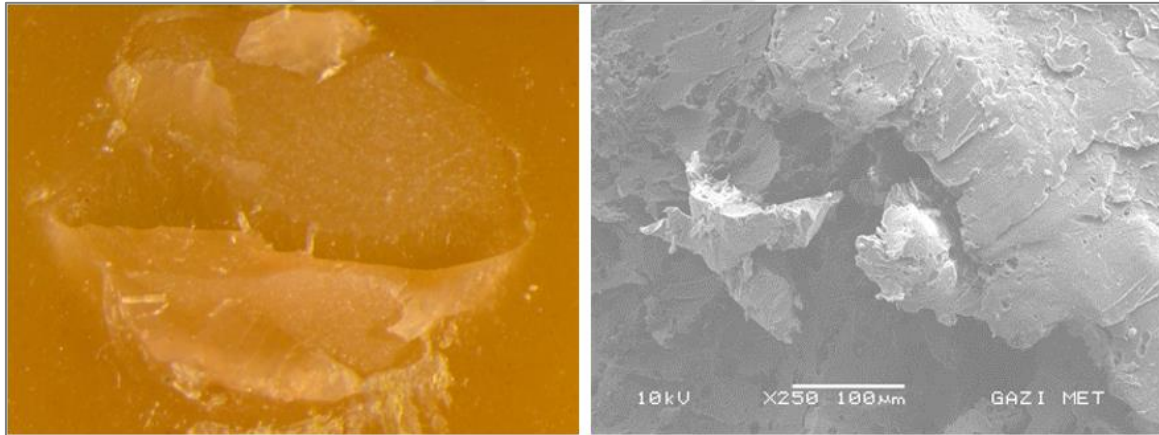
4.5. Işık Mikroskobu ve SEM Analizi Bulguları

Çalışmamızda kırık tipi analizleri incelendiğinde termal yaşlandırma işlemi öncesinde ve sonrasında ısı ile polimerize akrilik rezin ve kimyasal olarak polimerize akrilik rezin ile tamirde en fazla kohezif ve miks kırık tipi oluşmuştur. Bu durum yüzeye uygulanan tamir materyallerinin PMMA kaidesi ile mekanik bağlantının yanı sıra kimyasal bağlantı mekanizmasını da açıklamaktadır. Dişeti kompoziti ile tamirde adeziv ve miks kırık tipi yaygınlık göstermektedir. CAD/CAM PMMA diş materyalinde ise kohezif kırık tipi ve PMMA diş materyalinde bağlantı sorunu gözlemlenmiştir. Tüm gruplar genelinde kohezif ve miks kırık tipinin yaygın olarak gözlemlenmesi yüzey işlemi uygulamaları ile kimyasal

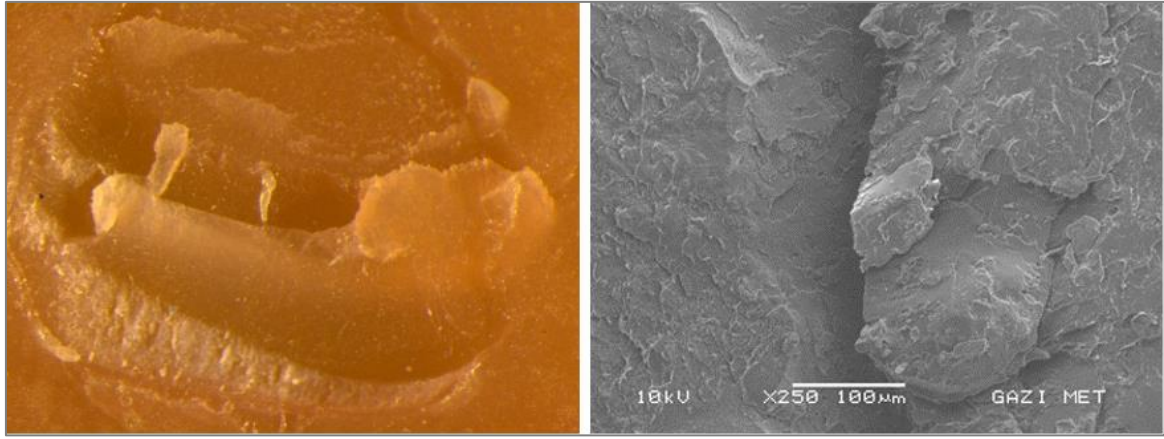
bağlantının etkili olduğu öngörüsünü desteklemektedir. Aynı zamanda bu durum bağlanma dayanımı değerlerinin artmasına katkı sunmaktadır.



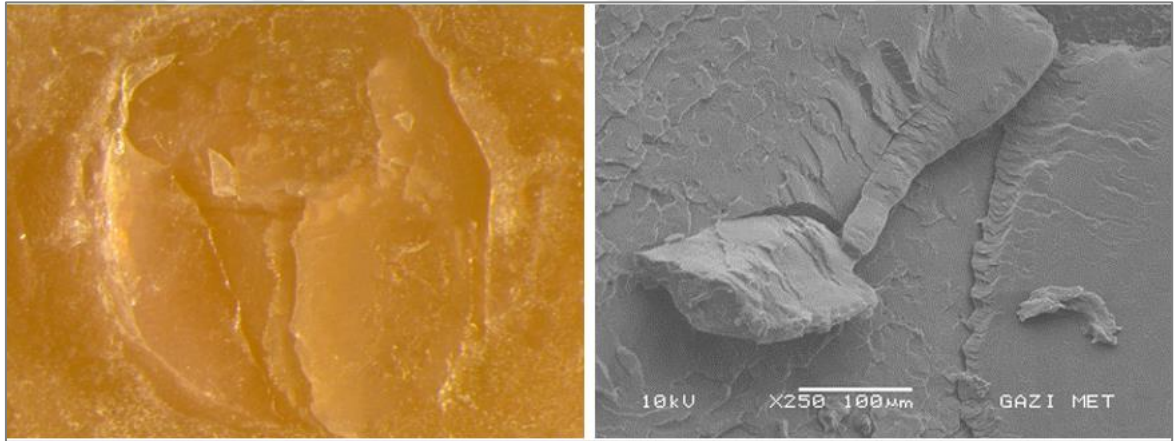
Resim 4.5. Isı ile polimerize akrilik rezin ile tamir edilen test örneklerinde kohezif kırık tipi SEM görüntüsü



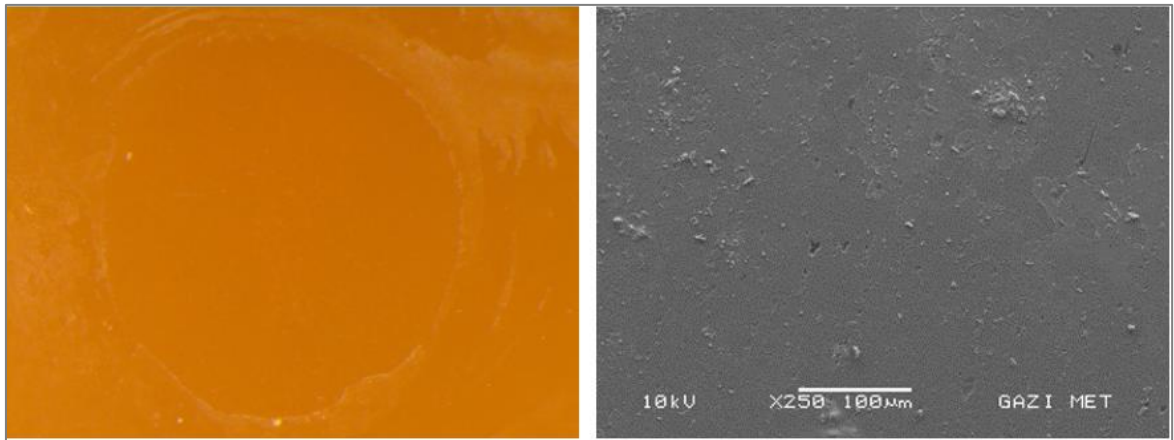
Resim 4.6. Isı ile polimerize akrilik rezin ile tamir edilen test örneklerinde miks kırık tipi SEM görüntüsü



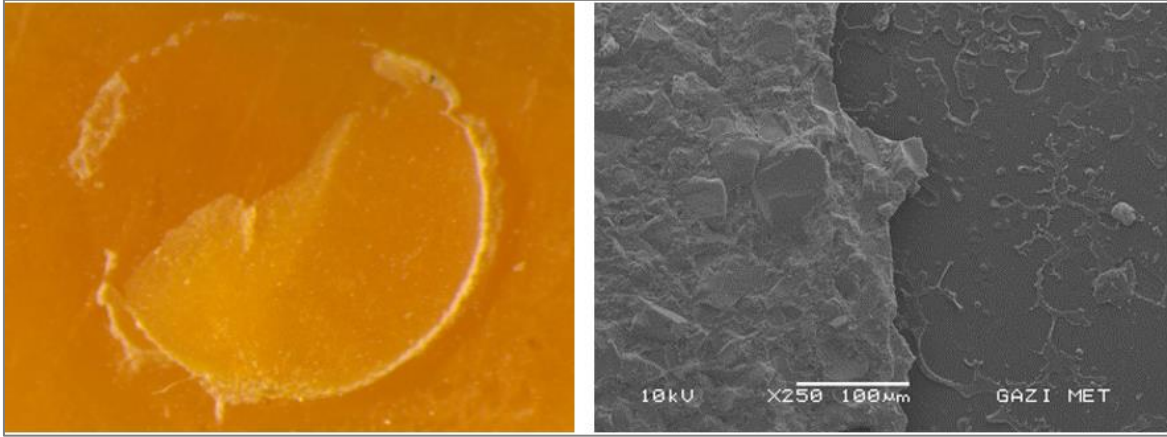
Resim 4.7. Kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezin ile tamir edilen test örneklerinde kohezif kırık tipi SEM görüntüsü



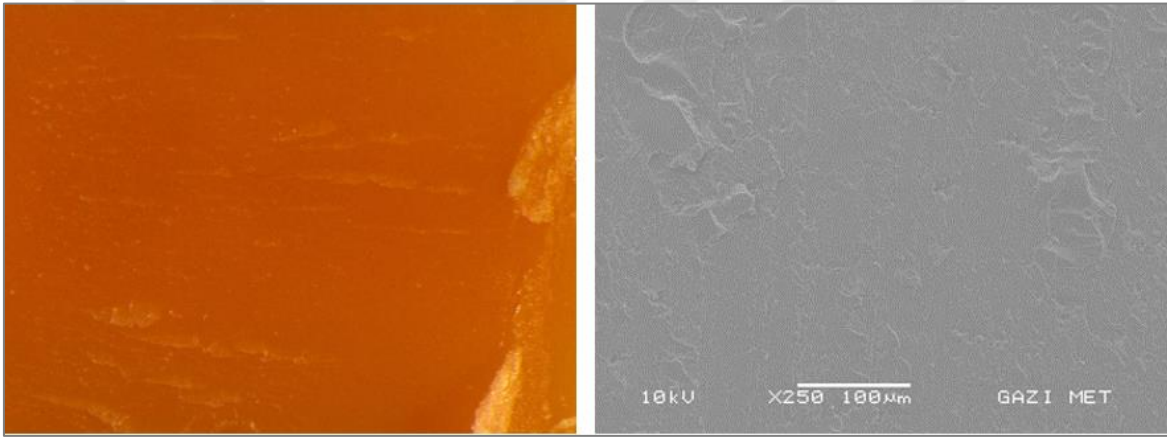
Resim 4.8. Kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezin ile tamir edilen test örneklerinde miks kırık tipi SEM görüntüsü



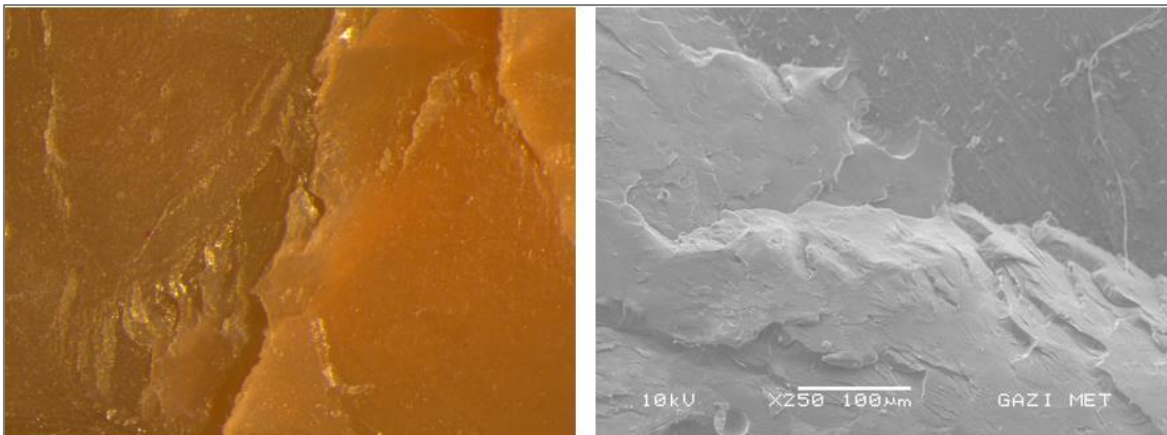
Resim 4.9. Dişeti kompoziti ile tamir edilen test örneklerinde adeziv kırık tipi SEM görüntüsü



Resim 4.10. Dişeti kompoziti ile tamir edilen test örneklerinde miks tipi SEM görüntüsü



Resim 4.11. CAD/CAM PMMA diş materyali ile tamir edilen test örneklerinde diş bağlantı sorunu tipi SEM görüntüsü



Resim 4.12. CAD/CAM PMMA diş materyali ile tamir edilen test örneklerinde kohezif tipi SEM görüntüsü



5. TARTIŞMA

Bu çalışmada CAD/CAM ile üretilen PMMA esaslı protez kaide materyaline uygulanan farklı yüzey işlemlerinin tamir bağlanma dayanımı üzerine etkisi termal yaşlandırma uygulaması ile klinik süreç simüle edilerek değerlendirilmiştir. Çalışmamızdan elde edilen veriler doğrultusunda, CAD/CAM PMMA protez kaide materyaline uygulanan farklı yüzey işlemlerinin, tamir bağlanma dayanımı üzerinde etkisinin olmayacağı şeklindeki sıfır hipotezi, bazı tamir grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunduğu için reddedilmiştir. İlave olarak, termal yaşlandırma uygulamasının CAD/CAM PMMA kaide materyali test örnekleri ile tamir materyali arasındaki bağlanma dayanımını azalttığı gözlemlenmiştir.

Hareketli protezlerin aktif kullanımına bağlı kırık, çatlak veya akrilik yapay dişlerin protez kaidesinden ayrılması klinik komplikasyonlara sıklıkla rastlanılmaktadır [19, 118, 121, 140]. CAD/CAM sistemlerinde dijital arşivleme ve üretim avantajına bağlı olarak hareketli restorasyonun tekrardan üretilmesi söz konusu olsa da kullanılan materyallerin pahalı oluşu ve tekrar üretim aşamalarının özellikle ileri yaşlardaki hastalar açısından zaman alıcı olması geçici veya daimî tamir işlemi gereksinimlerini önemli kılmaktadır [22, 26, 96]. Tamir materyalleri ile protez kaidesi arasındaki kuvvetli bağlanma dayanımı elde edilmesi restorasyonun uzun süreli klinik kullanımı için önem arz etmektedir [22]. Bu nedenle çalışmamızda dijital olarak üretilen PMMA kaide materyali test örneklerine kimyasal ve mekanik yüzey işlemlerini takiben farklı polimerizasyonlara sahip rezin içerikli materyaller ile tamir işlemi gerçekleştirilmiştir.

Protez kaidesinin üretim şekli, kullanılan rezinin türü ve farklı yüzey işlemi uygulamaları tamir materyalleri ile protez kaidesi arasındaki bağlanma dayanımını etkilemektedir [141]. Eksiltmeli üretim yönteminde kullanılan PMMA diskler yüksek ısı ve basınç altında enjeksiyon yöntemi ile elde edilerek polimerize edilmektedir [65, 88, 89]. Bu durum monomer dönüşümünü artırarak, serbest radikallerin miktarını azaltmakta ve CAD/CAM PMMA disklerin yoğun rezin matriks yapı sergilemelerine neden olmaktadır [24, 65, 71, 142]. Yüksek oranda çapraz bağ içeriği dönüştürülmemiş C=C çift bağlarının sayısı azaltarak, kopolimerizasyon miktarını ve bağlanma dayanımını düşürmektedir [143-145]. Tamir işlemini sonucunda klinik olarak kabul edilebilir bağlanma dayanımı değerlerinin elde edilebilmesi için tamir materyali ile reaksiyona girebilen dönüştürülmemiş C=C çift

bağlarına gereksinim duyulmaktadır [22]. Özellikle polimerizasyon işleminden sonra zaman geçtikçe C=C çift bağlarının sayısı azalmakta ve çapraz bağlı polimer zincir yapısı artmaktadır [22]. Bu durum kırık bölgesine monomerin veya adeziv ajanın nüfuz etmesini zorlaştırmakta ve tamir esnasında yüzey işlemine gereksinim oluşturmaktadır [22, 42], [146]. Mekanik ve/veya kimyasal yüzey işlemi uygulamaları tamir edilecek kaide materyallerinin yüzey pürüzlülüğünü artırarak makro/mikro mekanik tutuculuğa, iç içe geçen polimer ağı zincirine ve kovalent bağ oluşumuna neden olmaktadır [141].

Yüzey pürüzlülüğü, ‘bir yüzeyi karakterize eden ve o yüzeyin ıslanması, yapışma kalitesi ve parlaklığı üzerine etkisi olan küçük girintiler veya düzensizlikler’ olarak tanımlanmaktadır [24]. PMMA esaslı protez kaide materyaline uygulanan farklı mekanik ve/veya kimyasal yüzey modifikasyonlarının yüzey pürüzlülüğünü artırdığı; dolayısı ile bağlanma dayanımının artırdığı yapılan çalışmalarda bildirilmiştir [18, 145, 147]. Çalışmamızda mekanik yüzey işlemi olarak Al_2O_3 partikülleri ile pürüzlendirilme ve frez ile aşındırma işlemleri gerçekleştirilirken; kimyasal yüzey işlemi olarak HF asit uygulaması yapılmıştır.

Al-Dwairi ve ark. klinik ve laboratuvar uygulamalarda standart tesviye-polisaj işlemleri sonucu $0.2 \mu m$ ’luk bir yüzey pürüzlülük eşik değeri elde edilmesinin klinik olarak kabul edilebilir olduğunu rapor etmişlerdir [24]. Çalışmamızda tüm kaide materyali test örnekleri yüzeyinin silikon karbit zımparalar yardımı ile tesviye edilmesi ve polisaj işlemi uygulaması sonrasında ortalama $0.15 \pm 0.02 \mu m$ ’luk yüzey pürüzlülük değeri elde edilmiştir. Bu durum kimyasal ve mekanik yüzey işlemleri uygulaması öncesinde tüm kaide materyali test örneklerinde yüzey pürüzlülüğünün standardize edilmesine ve tamir işlemi öncesinde düzgün yüzeyler elde edilmesine olanak sağlamıştır.

Protez kaidesi ile tamir materyalleri arasındaki bağlanma dayanımının güçlendirilmesinde mekanik yüzey işlemlerinin yanı sıra farklı kimyasal ajanlar da kullanılmaktadır. PMMA yüzeyinde uygun kimyasal ajanların kullanımı yüzey pürüzlülüğünü artırmakta; materyalin yüzey morfolojisini ve kimyasal yapısını değiştirmektedir [26-28], [148]. HF asit uygulaması, matriks yapısındaki cam partiküllerini aşındırarak poröz bir yüzey oluşturmakta ve mikro mekanik tutuculuğu artırmaktadır [25, 146]. Sayed ve ark. PMMA yüzeyinde mekanik yüzey işlemlerine (frez ile aşındırma ve $50 \mu m$ Al_2O_3) ilave olarak %10’luk HF asit uygulamasının bağlanma dayanımını artırdığını (12,1 MPa) ifade etmişlerdir [125]. Jeong ve ark. ise akrilik rezin yüzeyinde sadece %4’lük HF asit uygulamasının bağlanma dayanımı

üzerinde herhangi bir etkisinin olmadığını ve PMMA yüzeyinde yumuşak bir yapı oluşturduğu ve yüzey pürüzlülüğünü önemli ölçüde etkilemediğini bildirmişlerdir [22]. Çalışmamızda CAD/CAM ile üretilen PMMA esaslı protez kaide materyali yüzeyinde %4'lük HF asit uygulaması tüm yüzey işlemleri grupları arasında en düşük yüzey pürüzlülük ($0.25 \pm 0.02 \mu\text{m}$) ve bağlanma dayanımı değeri ($8.29 \pm 3.24 \text{ MPa}$) ortaya koymuştur. Elde edilen bu değerler Jeong ve ark. [22] çalışma sonuçlarını desteklemektedir. Bu sonuçları, PMMA yapısındaki cam partikül miktarının düşük olmasına ve monomer yapının yüksek hidrofobik özellik sergilemesine bağlı olabileceğini düşünmekteyiz. İlave olarak, CAD/CAM PMMA kaide materyali test örneklerine 120 saniye süreyle HF asit uygulaması PMMA materyalinin yüzey morfolojisi üzerinde önemli bir değişiklik oluşturmadığını da göstermiştir.

Çalışmamızdan elde edilen SEM görüntüleri incelendiğinde ise HF asit uygulamasının PMMA yüzeyini çok az miktarda çözerek, az sayıda düzensiz poroz yüzeyler oluşturduğu görülmüştür (Resim 5.1.). HF asit grubundan elde edilen SEM görüntülerinin kontrol grubu (yüzey işlemi uygulanmamış) (Resim 4.4.) ile benzer özellik sergilemesi, iki grup arasındaki bağlanma dayanımı değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamasını da desteklemektedir. Konvansiyonel yöntemlerden farklı olarak CAD/CAM PMMA disklerin daha uzun yapıda polimer zincirlerine sahip olmaları mekanik özelliklerinin gelişiminde önemli bir rol üstlenmektedir [10, 11]. Bu bilgilerin doğrultusunda çalışmamızda kullanılan CAD/CAM PMMA disklerin yoğun rezin matriks yapısı sergilemesi ve yapı içeriğindeki dönüşmüş monomer miktarının artışı HF asit etkinliğinin azalmasına neden olmuş olacağını düşündürmektedir.

Polimerize CAD/CAM PMMA disklerde monomer dönüşümünün artması, rezin matriks yapısındaki serbest radikallerin miktarını azalmaktadır [90]. Bu durum tamir işlemi esnasında PMMA yüzeyine uygulanan yüzey işleminin tamir materyali ile kaide materyali arasındaki kopolimerizasyon miktarını düşürmektedir. Mekanik yüzey işlemleri yüzey pürüzlülüğüne ve mikro mekanik tutuculuğa katkı sağlayarak tamir işlemlerinde bağlanma dayanımını artırmaktadır [18, 22, 147, 149]. Yüzeyin frez ile aşındırılması veya çeşitli partikül büyüklüklerine sahip Al_2O_3 ile kumlama, PMMA yüzeyinde poroz, düzensiz yapılar oluşturarak serbest yüzey enerjisini ve ıslanabilirliği artırmaktadır [145, 149, 150]. Bu durum tamir işlemi esnasında yüzeye uygulanan tamir materyali içeriğindeki monomerin

veya adeziv ajanın yüzey düzensizliklerine nüfuzunu artırarak hem mikro mekanik kilitlenmenin hem de kimyasal bağlantının oluşumunu artırmaktadır [22, 147, 150].

Meloto ve ark. Al_2O_3 partikülleri ile kumlama işleminin akrilik rezin yüzeyinde ciddi düzensizliklere yol açarak bağlanma dayanımı artırdığını bildirmiştir [150]. Klaiber ve ark. CAD/CAM PMMA kaide materyaline uygulanan çeşitli yüzey işlemleri sonrasında kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezin ile bağlantısını değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada CAD/CAM PMMA yüzeyine 0.3 MPa basınçta 30 sn süreyle 250 μm 'luk Al_2O_3 uygulanmasının yüzey pürüzlülüğünü ($1.96 \pm 0.3 \mu m$) ve bağlanma dayanımı değerini (14.44 ± 1.07 MPa) artırdığını bildirmişlerdir [151]. Mahadevan ve ark. 4 MPa basınçta 30 sn süreyle 250 μm 'luk Al_2O_3 uygulanmasının benzer şekilde bağlanma dayanımı (33.900 ± 3.8239 MPa) artırdığını rapor etmişlerdir [18]. Akın ve ark. ise bağlanma dayanımının artırılmasında protez kaidesinin 120 μm partikül büyüklüğüne sahip Al_2O_3 ile kumlanmasının ideal olduğunu ifade etmişlerdir [152]. Çalışmamızda da benzer olarak CAD/CAM PMMA kaide materyali test örneklerinin Al_2O_3 partikülleri ile kumlanması yüzey pürüzlülük değerlerini ve bağlanma dayanımını önemli ölçüde artırmıştır. A Grubu test örneklerine 2 MPa basınçta 30 sn süreyle 110 μm 'luk Al_2O_3 uygulaması yüzey işlemleri grupları arasında en yüksek yüzey pürüzlülük değerini ($2.57 \pm 0.19 \mu m$) vermiştir. A Grubu test örneklerinin kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezin ile tamirinden elde edilen bağlanma dayanımı değerleri (15.91 ± 1.07 MPa) Klaiber ve ark. elde ettikleri bağlanma dayanımı değerleri (14.44 ± 1.07 MPa) ile benzerdir. Çalışmalar arası yüzey pürüzlülük ve bağlanma dayanımı değerlerindeki farklılıkların Al_2O_3 'nin partikül büyüklüğü ve uygulanan farklı basınç miktarlarından kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Akrilik rezin esaslı materyallerin tamirinde yüzey pürüzlendirilmesinde kullanılan frezlerin seçimi önemli bir parametredir. Tercih edilen frezin üretim materyali, akrilik rezin yüzeyini aşındırma şekli ve miktarı önem taşımaktadır [153, 154]. Restorasyon yüzeyinin pürüzlendirilmesinde elmas frezler seramik içerikli materyaller için tercih edilirken; titanyum, titanyum alaşımları ve rezin blokların pürüzlendirilmesinde tungsten karbit frezler sıklıkla tercih edilmektedir [154, 155]. Tungsten karbit frezlerin kolay erişilebilmeleri, laboratuvar ortamında teknisyenler tarafından sıklıkla tercih edilmeleri ve kolay uygulanabilirliği önemli bir avantajdır [155]. Protez kaidesinin tungsten karbit frezler yardımı ile aşındırılması akrilik yüzeyindeki kontamine alanları temizlemekte, bağlantı için düzgün bir yüzey oluşturmakta ve yüzey enerjisini artırmaktadır [22, 144]. Yüzey enerjisinin

artışı; temas açısını, hidrofilik özelliği ve ıslanabilirliği artırmaktadır [154, 156]. Bu durum rezin esaslı tamir materyallerinin içeriğinde yer alan monomerin yüzeye daha iyi nüfuz etmesini sağlayarak tamir bağlanma dayanımı değerlerini artırmaktadır [141, 154, 156].

Akın ve ark. farklı yüzey işlemlerinin bağlanma dayanımı üzerindeki etkisinin değerlendirilmesinde akrilik rezin yüzeyinin aşındırılması ve standardizasyonun elde edilmesinde tungsten karbit frez kullanarak 40,000 rpm (devir) hızda aşındırma işlemi işlemi uygulamasını tavsiye etmişlerdir [156]. Çalışmamızda da benzer olarak tamir işlemi öncesinde CAD/CAM PMMA kaide materyali test örnekleri yüzeyinin tungsten karbit frez yardımı ile 10 saniye süreyle 40,000 rpm (devir) hızda aşındırılması yapılmıştır. Bu işlem yüzey pürüzlülük ($2.43 \pm 0.18 \mu\text{m}$) ve bağlanma dayanımı ($12.1 \pm 4.12 \text{ MPa}$) değerlerini önemli ölçüde artırmıştır.

Tungsten karbit frezin uzun süreli ve art arda kullanımı performanslarında düşüşe yol açarak, tekrarlanan işlemler arasında yüzey pürüzlülük değerlerinde ve yüzey özelliklerinde farklılıklara yol açabilmektedir [154]. Yüzey pürüzlülüğü (R_a) ve ıslanabilirlik, bağlanma kalitesi üzerinde doğrudan ve/veya dolaylı olarak önemli bir etki oluşturmaktadır. Oyar ve ark. CAD/CAM PMMA akrilik rezin blokların aşındırılmasında yeni frez kullanımı sonucunda ortalama $1.32 (\pm 0.26) \mu\text{m}$ yüzey pürüzlülük değeri elde ederken; sürekli kullanılan eski frezler ile ortalama $1.01 (\pm 0.19) \mu\text{m}$ yüzey pürüzlülük değeri elde etmişlerdir [154]. Bu çalışmadan yola çıkılarak, CAD/CAM PMMA kaide materyali test örneklerinin tungsten karbit frezle aşındırılması esnasında standart bir yüzey işlemi uygulanabilmesi ve ortalama yüzey pürüzlülük değerlerinin elde edilebilmesi adına her yirmi test örneğinde bir yeni frez kullanılmıştır.

Çalışmamızdan elde edilen SEM görüntüleri incelendiğinde de tüm yüzey işlemi grupları arasında PMMA kaide materyali test örneği yüzeyinde en etkili uygulamanın Al_2O_3 partikülleri ile kumlama (Resim 4.1.) ve frez ile aşındırma (Resim 4.3.) olduğu gözlemlenmiştir. Bu mekanik uygulamalar kaide materyalinin yüzey morfolojisini önemli ölçüde değiştirmiştir. Yüzeyde çok sayıda girinti ve çıkıntıların oluşmasına neden olmuştur. Bu durum özellikle tamir edilen bölgenin yüzey alanını artırmakta ve mikro mekanik kilit mekanizmasının oluşumunu sağlamaktadır. İlave olarak, yüzeye uygulanan tamir materyali yapısındaki monomerin veya adeziv ajanın yüzey içerisine difüzyonunu artırarak kimyasal

bağlantıyı güçlendirmiştir. Elde edilen SEM görüntüleri her iki yüzey işlemi grubunun yüzey pürüzlülük ve bağlanma dayanımı değerlerindeki artışı desteklemektedir.

Mekanik ve kimyasal yüzey işlemlerini takiben yüzeye metil metakrilat monomeri veya adeziv ajan uygulamasının da bağlanma dayanımını artırdığı yapılan çalışmalarda rapor edilmiştir [26-28, 144]. Tamir işlemi esnasında, kullanılan tamir materyallerinin (ısı ile polimerize akrilik rezinler, kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezinler, diş materyali, kompozit rezinler) içeriğinde yer alan polimerize olabilen monomer yapı tamir edilecek yüzeydeki polimer zincirlerini etkilemekte ve şişmelerine neden olmaktadır [14, 144, 157]. Bu durum mekanik ve kimyasal yüzey işlemlerine ek olarak yüzeydeki polimer zincirleri arasında mikro düzensizlikler oluşturarak temas yüzeyini artırmakta yüzeye uygulanan akrilik tamir materyali yapısındaki monomerin veya adeziv ajanın difüzyonunu artırmaktadır [14, 146, 157]. İlave olarak, akrilik kaide yüzeyine polimerize olabilen monomer uygulaması yüzeyi plastikleştirerek yumuşamasına neden olmakta ve tamir materyali yapısında yer alan monomerin kaide içerisine difüzyonuna olanak sağlamaktadır [146, 157]. Meloto ve ark. yüzeye 60 saniye süreyle monomer uygulamasının bağlanma dayanımını artırdığını ifade etmişlerdir. Özellikle tamir esnasında ısı ile polimerize akrilik rezin, kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezin ve dişin bağlanması sırasında akrilik hamur yapısında yer alan monomerler yapıdan ayrılıp oluşan mikro düzensizlere sızarak kimyasal bağlantı sağlamaktadırlar [150]. Bunlara ek olarak monomer varlığı kaide yapısında yer alan PMMA'ı çözerek serbest çift bağlar oluşturmakta ve tamir materyalindeki PMMA ile kimyasal olarak bağlantısını sağlamaktadır [14, 21, 150, 156]. Bu kimyasal bağlantı ile protez kaidesi ve tamir materyalleri arasında iç içe geçmiş polimer ağları ortaya çıkmaktadır [26, 27, 158]. Böylece hem mikro mekanik tutuculuk hem de kimyasal bağlantı elde edilmektedir [26]. Çalışmamızdan elde edilen veriler doğrultusunda, kontrol grubuna (yüzey işlemi uygulanmamış) kıyasla, yüzey işlemi uygulanmış tamir gruplarında yüzey pürüzlülük ve bağlanma dayanımını değerlerinde artış gözlemlenmiştir.

Yüzey işlemi uygulanmış tüm test grupları incelendiğinde tamir materyalleri arasında en yüksek bağlanma dayanımı değerleri (14.54 ± 3.07 MPa) ısı ile polimerize akrilik rezinde gözlemlenirken; en düşük değer (6.62 ± 1.49 MPa) ise PMMA esaslı diş materyalinde görülmüştür. Isı ile polimerize akrilik rezinin diğer tamir materyallerine ve polimerizasyon yöntemlerine kıyasla daha yüksek bağlanma dayanımı sergilemesi ısı etkeni ile açıklanabilmektedir [103]. Isı varlığı akrilik rezin polimerizasyonunun daha iyi

gerçekleşmesine yani kimyasal olarak polimerize akrilik rezine kıyasla polimerizasyonun daha fazla tamamlanmasına neden olmaktadır [103, 120]. Kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezinlerinde polimerizasyon işlemi devam etmekte ve CAD/CAM PMMA kaide materyali ile bağlantısı esnasında daha az sayıda fonksiyonel grup oluşturmaktadır. Bu durum da daha az miktarda çapraz bağlantı oluşturarak ısı ile polimerize akrilik rezine kıyasla bağlanma dayanımının azalmasına neden olmaktadır [103]. Isı ile polimerize akrilik rezinde daha fazla miktarda monomer difüzyonu sağlanmakta ve yüksek polimerizasyon derecesi elde edilmektedir. Daha fazla miktarda iç içe geçmiş polimer zinciri oluşması bağlanma dayanımı değerlerini artırmaktadır [103, 112]. Taghva ve ark. termal yaşlandırma işlemi sonrasında CAD/CAM PMMA kaide materyali test örnekleri ile ısı ile polimerize akrilik rezin ve kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezin arasındaki makaslama bağlanma dayanımını değerlendirmişlerdir [159]. Çalışmalarında ısı ile polimerize akrilik rezinin, kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezine oranla CAD/CAM PMMA protez kaidesine daha iyi bağlanma dayanımı sergilediğini vurgulamışlardır [159]. Çalışmamızda da benzer olarak termal yaşlandırma işlemi sonrasında ısı ile polimerize akrilik rezinin protez kaidesi ile bağlanma dayanımı değerleri (13.46 ± 2.96 MPa), kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezin ile edilen bağlanma dayanımı değerlerinden (12.06 ± 2.86 MPa) daha yüksek olduğu bulunmuştur.

Akrilik rezin dişlerin fiziksel özelliklerinin geliştirilmesi amacıyla PMMA içeriğine çapraz bağlanma ajanları, monomerler ve kompozit rezin doldurucular eklenmektedir [160]. Bu ajanlar akrilik rezin dişlerin dayanıklılığını, renk stabilitesini, aşınma ve çatlama direncini geliştirse de protez kaidesi ile bağlanma dayanımını azaltmaktadır [144, 150, 161]. Çalışmamızda yer alan PMMA esaslı diş materyali kimyasal olarak yüksek derecede çift çapraz bağlı rezinden meydana gelmektedir. Çift çapraz bağlı dişler konvansiyonel dişlere kıyasla daha az miktarda bağlanmamış polimer zinciri içermektedir. Bu durum protez kaidesi ile çift çapraz bağlı dişlerin bağlantısı esnasında monomer difüzyonunu azaltmakta, daha az miktarda iç içe geçmiş polimer ağı oluşmakta ve kimyasal bağlantı miktarını azaltmaktadır [143, 160]. Daha yüksek moleküler ağırlığa ve çapraz bağlayıcı ajana sahip akrilik dişler, daha düşük moleküler ağırlığına ve çapraz bağlayıcı ajana sahip akrilik yapay dişlere kıyasla daha zayıf bağlanma dayanımı sergilemektedir [143]. Geleneksel yöntemlerde protez kaidesinin polimerizasyonu esnasında akrilik hamurunda yer alan monomer konvansiyonel akrilik diş yüzeyindeki polimerler zincirlerini şişirerek yapı içerisine difüze olmakta ve polimer boncukları etrafında bir ağ oluşturmaktadır [144, 160].

Bu durum hem mekanik hem de kimyasal bağlantının oluşumunu sağlamaktadır. Akrilik yüzeyin şişme miktarı içeriğinde yer alan çapraz bağlı polimer miktarına bağlıdır. Çapraz bağlı polimer miktarı arttıkça, organik solventlerin ve monomerin yüzeyi şişirme miktarı azalmaktadır [150, 161, 162]. Bu durum çalışmamızda kullanılan PMMA diş materyalinin diğer test gruplarına kıyasla daha düşük bağlanma dayanımı değeri (6.36 ± 1.33 MPa) sergilemesini açıklamaktadır. İlave olarak, dijital iş akışında önceden üretilmiş ve polimerizasyonu sağlanmış iki farklı materyalin (protez kaidesi ve çift çapraz bağlı diş materyali) birbiri ile bağlantısı metil metakrilat içerikli yapıştırıcı ajan sayesinde gerçekleşmektedir. Bu durum CAD/CAM PMMA kaide materyali ile PMMA diş materyali arasındaki bağlanma dayanımının güçlendirilmesi için çeşitli yüzey işlemlerine ve adeziv ajana gereksinimine ihtiyaç oluşturmaktadır [150, 151, 161, 162].

Choi ve ark. çift çapraz bağlı akrilik yapay dişlerin ısı ile polimerize akrilik rezin, CAD/CAM PMMA kaide materyali ve Üç boyutlu yazıcı ile üretilen kaide ile bağlanma dayanımını termal yaşlandırma uygulaması sonrasında değerlendirmişlerdir [103]. Bu çalışmada kaide materyali test örnekleri ile akrilik yapay dişlerin bağlantısı esnasında herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamıştır. Altı aylık (6000 siklus) termal yaşlandırma işlemi sonucunda çift çapraz bağlı yapay dişler ile CAD/CAM PMMA kaide materyali test örnekleri arasında (1.22 ± 0.38 MPa) bağlanma dayanımı değeri elde etmişlerdir [103]. Çalışmamızdan elde edilen veriler değerlendirildiğinde mekanik yüzey işlemi uygulanmış test örneklerinde PMMA diş materyalinin bağlanma dayanımı değerlerinin arttığı gözlemlenmiştir. Frez ile aşındırılmış test örneklerinde termal yaşlandırma işlemi sonrasında (6000 siklus) ortalama (7.47 ± 1.07 MPa) bağlanma dayanımı değerli elde edilirken, yüzeyin Al_2O_3 partikülleri ile kumlanması ise ortalama (7.42 ± 0.75 MPa) bağlanma dayanımı değeri elde edilmiştir.

Son yıllarda doğal diş eti tonlarını ve estetiği sağlamak amacıyla protez kaidesi yüzeyine diş eti kompoziti uygulaması gerçekleştirilmektedir. Bu uygulama implant üstü sabit ve hareketli protezlerde, hareketli bölümlü ve tam protezlerde sıklıkla kullanılmaktadır [16, 110, 113]. Uygun bir yüzey hazırlığı ile dişeti kompoziti uygulamasının protez kaidesi yüzeyinde stabil ve kuvvetli bir bağlantı oluşturabileceği belirtilmiştir [122]. Papazoglou ve ark MMA monomer uygulamasının akrilik rezin ile kompozit arasında oluşan bağlanma dayanımını arttırdığını ifade etmişlerdir [122]. Çalışmamızda benzer şekilde PMMA kaide materyali yüzeyine dişeti kompoziti uygulaması öncesinde çeşitli yüzey işlemleri

uygulanmış ve bağlanma dayanımı değerleri incelenmiştir. Pong ve ark. çalışmamızda da yer alan aynı üretici firmaya ait CAD/CAM PMMA kaide materyali test örnekleri ve dişeti kompoziti arasındaki makaslama bağlanma dayanımı değerlerini incelemişlerdir [163]. Çalışmalarında kaide materyali test örnekleri ile dişeti kompozitinin bağlantısı esnasında herhangi bir mekanik ve kimyasal yüzey işlemi uygulanmamış, bağlantı üretici firmanın talimatları doğrultusunda gerçekleştirilmiştir. Makaslama bağlanma dayanımı testi sonucunda CAD/CMA PMMA kaide materyali test örnekleri ile dişeti kompoziti arayüzeyinde ortalama $2.50 \pm 1.31 \text{ MPa}$ 'lık değer elde etmişlerdir [163]. Çalışmamızda ise mekanik ve kimyasal yüzey işlemi uygulamaları dişeti kompoziti ile protez kaidesi arasındaki bağlanma dayanımı değerlerini artırmıştır. Bağlantı esnasında en etkili yüzey işlemi Grup A'da (Al_2O_3 ile kumlama) elde edilmiştir ($11.82 \pm 1.23 \text{ MPa}$). Dişeti kompoziti uygulaması öncesi yüzeye uygulanan adeziv ajan kimyasal olarak metil metakrilat içermektedir. Bu adeziv ajan PMMA'nın polimerizasyon şekline benzer şekilde polimerizasyon aktivasyonu sergilemekte ve ara yüzeyde polimer zincirleri ile çapraz bağlantı oluşturmaktadır. Buna bağlı olarak, dişeti kompoziti uygulanacak olan bölgenin yüzey alanının artırılması adeziv ajanın etkisini ve bağlanma dayanımını kimyasal bağlantı oluşturarak artırmıştır.

Konvansiyonel tamir materyalleri (ısı ile polimerize akrilik rezinler, kimyasal polimerize akrilik rezinler) ile karşılaştırıldığında dişeti kompoziti ile tamir daha düşük bağlanma dayanımı değeri ortaya koymuştur. CAD/CAM PMMA matriks yapısında yüksek miktarda dönüşmüş monomer bulunması serbest radikallerin miktarını azalmaktadır. Bu durum tamir esnasında kopolimerizasyonu azaltarak, bağlanma dayanımını düşürmektedir [20, 149] . Dişeti kompoziti yapısında yer alan monomerler (dekandiol dimetakrilat, üretan dimetakrilat) polimerizasyonları esnasında yüksek dönüşüm derecelerine sahiptirler [20, 164]. Üretan dimetakrilat (UDMA) içerikli reçineler Bis-GMA içerikli reçineler ile karşılaştırıldığında daha reaktif özellik sergilemektedir [164]. Bu durum UDMA içerikli materyallerin polimerizasyonları sonrasında yapılarında daha az miktarda dönüşmemiş monomer bulunmasına bağlı olarak protez kaidesi ile tamiri esnasında daha düşük kopolimerizasyon oluşturmaktadır. CAD/CAM PMMA rezinler ile dişeti kompozitlerinin bağlanma dayanımının düşük oluşu her iki materyalinde yapısındaki dönüşmemiş monomer miktarının ve serbest radikallerin az oluşu ile ilişkilendirilebilmektedir [164].

Ağız içi ısı değişkenlikleri ve sıvı varlığı kaide materyali ile tamir materyalleri arayüzeyinde değişikliklere neden olmaktadır [20, 23]. Hareketli protezler ağız sıvıları, su ve temizleme solüsyonları ile sürekli temas halindedir. Bu durum akrilik rezininde su emilimine yol açmaktadır. Su emilimi bir plastikleştirici gibi davranarak tamir materyalleri ile protez kaidesi arayüzeyindeki çatlak başlangıcına ve çatlağın ilerlemesine neden olarak bağlanma dayanımını etkilemektedir [141, 143]. Isı değişimi ise, farklı termal genleşme katsayılarına sahip materyallerin sıcaklık dalgalandıkça termal stresin odak noktası olmasına neden olmaktadır [21, 124]. Termal stres, farklı materyallerin ısı değişimleri sırasında açığa çıkan farklı termal genleşme ve büzülmenin bir sonucu olarak ortaya çıkmaktadır [141, 143]. Termal döngü uygulaması ağız içi koşulları simüle ederek polimerik materyallerin yapısal değişimine neden olmakta ve yapay yaşlandırma işlemini temsil etmektedir [141]. ISO 11405'e göre termal yaşlandırma işlemi 5-55°C sıcaklık değişimi, 500 döngü sayısı, 20 sn dalma süresi, 5-10 sn transfer süresi arasında belirlenmektedir [131]. Bu limitler ışığında farklı protokollere sahip termal yaşlandırma işlemi çeşitli çalışmalarda uygulanmıştır [21, 122, 124, 145]. Ağız içi fizyolojik yaşlanmanın belirlenmesinde genellikle 5000 döngü sayısı klinik olarak ortalama 4-5 yıla tekabül ederken, 10000 döngü sayısı ise ortalama 8-10 yıla tekabül etmektedir [165-167]. Çalışmamızda termal yaşlandırma uygulamasının bağlanma dayanımı üzerindeki etkilerinin değerlendirilmesinde her bir tamir materyali test grubu örneklerinin yarısı 50°C-55°C'de, dalma süresi 30 sn, transfer süresi 10 sn olacak şekilde 6000 siklуста termal döngü işlemine tabii tutulmuştur. Termal döngü uygulama süresi boyunca test örneklerinin diğer yarısı etüv cihazında 37°C distile su içerisinde bekletilmiştir.

Minami ve ark. protez kaide materyalinin kimyasal ve mekanik yüzey işlemleri sonrasında konvansiyonel akrilik rezinler ile tamirini termal yaşlandırma işlemi sonrasında değerlendirmişlerdir. Termal yaşlandırma uygulanmış test gruplarında bağlanma dayanımı değerlerinin azaldığı açıklanabilir [23]. Çalışmamızda da benzer şekilde termal yaşlandırma işlemi sonucunda bağlanma dayanımı değerleri önemli ölçüde azalmıştır. Bu durumu PMMA kaide materyali ile tamir materyallerinin ara yüzeyinde zaman içerisinde monomer salınımı gerçekleşmesine, su emilimi oluşumuna ve materyallerin farklı genleşme katsayılarına sahip olmaları ile ilişkilendirilmektedir. Yaşlandırma işlemi esnasında sıcaklık değişimlerinden dolayı ara yüzde döngüsel bir stres oluşmakta ve bağlanma dayanımı azalmaktadır. Konvansiyonel akrilik rezinlerin (ısı ile polimerize akrilik rezin, kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezin, diş bağlantısı gibi) protez kaidesi ile bağlantısı yapı

içeriğindeki MMA monomerinin kaide yüzeyindeki penetrasyon miktarı ile ilişkilendirilmektedir [23]. Sıvı emilimi sonrasında oluşan moleküler ağırlık farkı monomerin penetrasyon miktarını etkileyerek bağlanma dayanımını azaltmaktadır [23]. İlave olarak, sıvı emilimi bağlantı arayüzünde rezin matriks yapısı ve doldurucular arasında mikro çatlaklara neden olabilmektedir [23]. Emilen su molekülleri protez kaide yapısındaki polimer zincirlerine yayılarak, polimer zincirler birbirinden ayrılmasına neden olmaktadır [23]. Ayrıca yüzeye yakın yüksek sıcaklık değişimleri yüzeysel strese neden olmakta ve bağlanma dayanımını etkilemektedir [21, 124].

Bağlanma dayanımının değerlendirilmesinde çeşitli test yöntemleri kullanılmaktadır [65, 132, 141]. PMMA içerikli materyallerde tamir bağlanma dayanımının değerlendirilmesinde literatür desteğinin geniş olması [22, 105, 122, 126, 132, 140, 145, 160] ve çalışma sonuçlarımızın benzer çalışmalar ile karşılaştırılabilmesi için çalışmamızda makaslama bağlanma dayanımı testi tercih edilmiştir. PMMA kaide materyalinin çeşitli yüzey işlemlerini takiben farklı materyaller ile tamir başarısının değerlendirilmesinde ara yüzde oluşan kırık tipinin de değerlendirilmesi gerekmektedir.

Çalışmamızda kırık tipi analizleri incelendiğinde termal yaşlandırma işlemi öncesinde ve sonrasında ısı ile polimerize akrilik rezin ve kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezin için en sık kohezif ve miks kırık tipi gözlemlenmiştir. Bu durum yüzeye uygulanan tamir materyallerinin PMMA kaidesi ile mekanik bağlantının yanı sıra kimyasal bağlantı mekanizmasını da açıklamaktadır. Dişeti kompoziti için kırık tipi incelendiğinde, adeziv, kohezif ve miks kırık tipi yaygınlık gösterirken; PMMA diş materyali için kohezif kırık tipi ve PMMA diş materyalinde bağlantı sorunu ortaya çıkmıştır. Tüm gruplar genelinde en sık kohezif kırık tipine rastlanması yüzey işlemi uygulamaları ile kimyasal bağlantının etkili olduğu öngörüsünü desteklemektedir. Aynı zamanda bu durum bağlanma dayanımı değerlerinin artmasına katkı sunmuştur.

Çalışmamızdan elde edilen veriler ışığında CAD/CAM PMMA kaide materyalinin mekanik ve kimyasal yüzey işlemi uygulamalarını takiben protez tamirinin gerçekleşmesi öncesinde kırık bölgesinde yüzey standardizasyonu oluşturacağı ve bağlanma dayanımını artırarak klinik uzun süreli başarıyı önemli ölçüde artıracığı ortaya konulmuştur.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

CAD/CAM PMMA'nın çeşitli yüzey işlemleri sonrasında farklı materyaller ile tamirini takiben bağlanma dayanımının incelenmesi ve termal yaşlandırma uygulaması ile klinik süreç simüle edilerek ağız içi şartlarının etkisinin değerlendirildiği çalışmamızda aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Mekanik yüzey işlemleri (frez ile pürüzlendirme ve Al_2O_3 partikülleri ile kumlama) CAD/CAM PMMA kaide materyalinde istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüzey pürüzlülüğü oluşturmuştur. Kimyasal yüzey işlemi (HF asit) kullanımı kontrol grubuna kıyasla (yüzey işlemi uygulanmamış test grubu) yüzey pürüzlülük değerlerini artırsa da istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık ortaya koymamıştır.
2. CAD/CAM PMMA kaide materyaline çeşitli yüzey işlemi uygulanmasının bağlanma dayanımını önemli ölçüde artırdığı gözlemlenmiştir. Yüzey işlemleri arasında bağlanma dayanımı üzerinde en etkili uygulamanın Al_2O_3 partikülleri ile kumlama olduğu gözlemlenmiştir.
3. Tamir materyalleri arasında en ideal bağlanma ısı ile polimerize akrilik rezin ile elde edilmiştir. CAD/CAM PMMA kaide materyalinin mekanik ve kimyasal yüzey işlemlerini takiben tamirinde, ısı ile polimerize akrilik rezin diğer tamir materyali test gruplarına (kimyasal olarak polimerize akrilik rezinler, CAD/CAM diş materyali ve dişeti kompoziti) oranla daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir.
4. Termal yaşlandırma uygulaması öncesi ve sonrasında en yüksek tamir bağlanma dayanımı değerleri ısı ile polimerize akrilik rezin test grubunda gözlemlenirken, en düşük tamir bağlanma dayanımı değerleri ise CAD/CAM diş materyalinde görülmüştür.
5. Kırık tipi analiz sonucunda Al_2O_3 partikülleri ile kumlanması işlemini takiben ısı ile polimerize akrilik rezin ile tamir işleminde kohezif kırık tipinin diğer tamir materyalleri ve yüzey işlemi test grupların kıyasla daha sık gözlemlenmesi kimyasal bağlantı oluşumunu desteklemektedir. Kimyasal bağlantı mekanizması oluşumu tamir bağlanma dayanımını artırmıştır.



KAYNAKLAR

1. Yilmaz, B., Azak, A. N., Alp, G., and Ekşi, H. (2017). Use of CAD-CAM technology for the fabrication of complete dentures: An alternative technique. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 118(2), 140-143.
2. Kalberer, N., Mehl, A., Schimmel, M., Müller, F., and Srinivasan, M. (2019). CAD-CAM milled versus rapidly prototyped (3D-printed) complete dentures: an in vitro evaluation of trueness. *The Journal of prosthetic dentistry*, 121(4), 637-643.
3. Unkovskiy, A., Wahl, E., Zander, A. T., Huettig, F., and Spintzyk, S. (2019). Intraoral scanning to fabricate complete dentures with functional borders: a proof-of-concept case report. *BMC oral health*, 19(1), 1-7.
4. Janeva, N. M., Kovacevska, G., Elencevski, S., Panchevska, S., Mijoska, A., and Lazarevska, B. (2018). Advantages of CAD/CAM versus conventional complete dentures-a review. *Open access Macedonian journal of medical sciences*, 6(8), 1498-1502.
5. de Mendonça, A. F., Furtado de Mendonça, M., White, G. S., Sara, G., and Littlefair, D. (2016). Total CAD/CAM supported method for manufacturing removable complete dentures. *Case reports in dentistry*, 2016.
6. Li, Y., Han, W., Cao, J., Iv, Y., Zhang, Y., Han, Y., ... and Liu, H. (2018). Design of complete dentures by adopting CAD developed for fixed prostheses. *Journal of Prosthodontics*, 27(2), 212-219.
7. Srinivasan, M., Kalberer, N., Naharro, M., Marchand, L., Lee, H., and Müller, F. (2020). CAD-CAM milled dentures: The Geneva protocols for digital dentures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 123(1), 27-37.
8. Han, W., Li, Y., Zhang, Y., Zhang, Y., Hu, P., Liu, H., and Shen, Y. (2017). Design and fabrication of complete dentures using CAD/CAM technology. *Medicine*, 96(1).
9. Schweiger, J., Güth, J. F., Edelhoff, D., and Stumbaum, J. (2017). Virtual evaluation for CAD-CAM-fabricated complete dentures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 117(1), 28-33.
10. Infante, L., Yilmaz, B., McGlumphy, E., and Finger, I. (2014). Fabricating complete dentures with CAD/CAM technology. *The Journal of prosthetic dentistry*, 111(5), 351-355.
11. Perea-Lowery, L., Minja, I. K., Lassila, L., Ramakrishnaiah, R., and Vallittu, P. K. (2021). Assessment of CAD-CAM polymers for digitally fabricated complete dentures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 125(1), 175-181.
12. Ayman, A. D. (2017). The residual monomer content and mechanical properties of CAD\CAM resins used in the fabrication of complete dentures as compared to heat cured resins. *Electronic physician*, 9(7), 4766.

13. Steinmassl, P. A., Wiedemair, V., Huck, C., Klaunzer, F., Steinmassl, O., Grunert, I., and Dumfahrt, H. (2017). Do CAD/CAM dentures really release less monomer than conventional dentures? *Clinical oral investigations*, 21, 1697-1705.
14. Barbosa, D. B., Monteiro, D. R., Barão, V. A. R., Pero, A. C., and Compagnoni, M. A. (2009). Effect of monomer treatment and polymerisation methods on the bond strength of resin teeth to denture base material. *Gerodontology*, 26(3), 225-231.
15. Dayan, C., Guven, M. C., Gencel, B., and Bural, C. (2019). A comparison of the color stability of conventional and CAD/CAM polymethyl methacrylate denture base materials. *Acta Stomatologica Croatica*, 53(2), 158.
16. Park, B. W., Kim, N. J., Lee, J., and Lee, H. H. (2016). Technique for fabricating individualized dentures with a gingiva-shade composite resin. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(5), 547-550.
17. Bedrossian, E. A., and Chung, K. H. (2019). Effect of layering gingiva-shade composite resin on the strength of denture base polymers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 122(2), 153-e1.
18. Mahadevan, V., Krishnan, M., Krishnan, C. S., Azhagarasan, N. S., Sampathkumar, J., and Ramasubramanian, H. (2015). Influence of surface modifications of acrylic resin teeth on shear bond strength with denture base resin-an invitro study. *Journal of clinical and diagnostic research*, 9(9), ZC16.
19. Venkat, R., Gopichander, N., and Vasantakumar, M. (2013). Comprehensive analysis of repair/reinforcement materials for polymethyl methacrylate denture bases: mechanical and dimensional stability characteristics. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 13, 439-449.
20. Wiegand, A., Stucki, L., Hoffmann, R., Attin, T., and Stawarczyk, B. (2015). Repairability of CAD/CAM high-density PMMA-and composite-based polymers. *Clinical oral investigations*, 19, 2007-2013.
21. Barbosa, D. B., Barão, V. A. R., Monteiro, D. R., Compagnoni, M. A., and Marra, J. (2008). Bond strength of denture teeth to acrylic resin: effect of thermocycling and polymerisation methods. *Gerodontology*, 25(4), 237-244.
22. Jeong, K. W., and Kim, S. H. (2019). Influence of surface treatments and repair materials on the shear bond strength of CAD/CAM provisional restorations. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 11(2), 95-104.
23. Minami, H., Suzuki, S., Minesaki, Y., Kurashige, H., and Tanaka, T. (2004). In vitro evaluation of the influence of repairing condition of denture base resin on the bonding of autopolymerizing resins. *The Journal of prosthetic dentistry*, 91(2), 164-170.
24. Al-Dwairi, Z. N., Tahboub, K. Y., Baba, N. Z., Goodacre, C. J., and Özcan, M. (2019). A comparison of the surface properties of CAD/CAM and conventional polymethylmethacrylate (PMMA). *Journal of Prosthodontics*, 28(4), 452-457.

25. Özcan, M., Alander, P., Vallittu, P. K., Huysmans, M. C., and Kalk, W. (2004). Effect of three surface conditioning methods to improve bond strength of particulate filler resin composites. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 16, 21-27.
26. Sarac, Y. S., Sarac, D., Kulunk, T., and Kulunk, S. (2005). The effect of chemical surface treatments of different denture base resins on the shear bond strength of denture repair. *The Journal of prosthetic dentistry*, 94(3), 259-266.
27. Dandiwal, N., Kumar, S., Jain, S., Aggarwal, R., Singla, N., and Reddy, N. K. (2019). Evaluation of shear bond strength of three different acrylic resin and artificial denture teeth with and without monomer application. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 20(1), 94-100.
28. Shimizu, H., and Takahashi, Y. (2012). Review of adhesive techniques used in removable prosthodontic practice. *Journal of oral science*, 54(3), 205-211.
29. Sheejith, M., Swapna, C., and George Roshy, S. N. (2018). Evolution of denture base material: from past to new era. *IOSR Journal of Dental and Medical Sciences*, 17(11), 23-7.
30. Rasidi, M. Q. Z. B. M. (2016). Review on History of Complete Denture. *Research Journal of Pharmacy and Technology*, 9(8), 1069-1072.
31. Khindria, S. K., Mittal, S., and Sukhija, U. (2009). Evolution of denture base materials. *The journal of indian prosthodontic society*, 9(2), 64-69.
32. Mahesh Verma, B. (2011). 19th century denture base materials revisited. *Official Publication of the American Academy of the History of Dentistry*, 59(1), 1.
33. Ali, U., Karim, K. J. B. A., and Buang, N. A. (2015). A review of the properties and applications of poly (methyl methacrylate)(PMMA). *Polymer Reviews*, 55(4), 678-705.
34. Wang, Y. J., Chu, T. M. G., and Lin, W. S. (2022). Translucency parameter and color masking ability of CAD-CAM denture base materials against metal substrates. *Journal of Prosthodontics*.
35. Barbosa, D. B., Souza, R. F. D., Pero, A. C., Marra, J., and Compagnoni, M. A. (2007). Flexural strength of acrylic resins polymerized by different cycles. *Journal of Applied Oral Science*, 15, 424-428.
36. Zafar, M. S. (2020). Prosthodontic applications of polymethyl methacrylate (PMMA): An update. *Polymers*, 12(10), 2299.
37. Braun, K. O., N. Mello, J. A., N. Rached, R., and Del Bel Cury, A. A. (2003). Surface texture and some properties of acrylic resins submitted to chemical polishing. *Journal of oral rehabilitation*, 30(1), 91-98.
38. Tuna, S. H., Keyf, F., Gumus, H. O., and Uzun, C. (2008). The evaluation of water sorption/solubility on various acrylic resins. *European journal of dentistry*, 2(03), 191-197.

39. Bayraktar, G., Guvener, B., Bural, C., and Uresin, Y. (2006). Influence of polymerization method, curing process, and length of time of storage in water on the residual methyl methacrylate content in dental acrylic resins. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 76(2), 340-345.
40. Jorge, J. H., Giampaolo, E. T., Machado, A. L., and Vergani, C. E. (2003). Cytotoxicity of denture base acrylic resins: a literature review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 90(2), 190-193.
41. Ganzarolli, S. M., Nunes de Mello, J. A., Shinkai, R. S., and Del Bel Cury, A. A. (2007). Internal adaptation and some physical properties of methacrylate-based denture base resins polymerized by different techniques. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 82(1), 169-173.
42. Kawaguchi, T., Lassila, L. V., Baba, H., Tashiro, S., Hamanaka, I., Takahashi, Y., and Vallittu, P. K. (2020). Effect of cellulose nanofiber content on flexural properties of a model, thermoplastic, injection-molded, polymethyl methacrylate denture base material. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 102, 103513.
43. Faot, F., Costa, M. A., Cury, A. A. D. B., and Garcia, R. C. R. (2006). Impact strength and fracture morphology of denture acrylic resins. *The Journal of prosthetic dentistry*, 96(5), 367-373.
44. Anusavice, K. J., Shen, C., and Rawls, H. R. (Eds.). (2012). *Phillips' science of dental materials* (12th Edition), Elsevier Health Sciences, (19)474-498.
45. Eakle, W. S., and Bastin, K. G. (2019). *Dental materials: clinical applications for dental assistants and dental hygienists* (4th Edition). Elsevier Health Sciences. (17)300-325.
46. Rodriguez, F., Cohen, C., Ober, C. K., and Archer, L. (2014). *Principles of polymer systems*. CRC Press (6th Edition), (4)107-183.
47. Goutam, M., and Singh, M. (2022). *Dental polymers and denture base resins*. dentomed publication house (1st Edition). (5)22-50.
48. Powers, J. M., and Wataha, J. C. (2015). *Dental Materials-E-Book: Foundations and Applications* (11th Edition). Elsevier Health Sciences. (2)15-27.
49. Luo, J., Demchuk, Z., Zhao, X., Saito, T., Tian, M., Sokolov, A. P., and Cao, P. F. (2022). Elastic vitrimers: Beyond thermoplastic and thermoset elastomers. *Matter*, 5(5), 1391-1422.
50. Kutz, M. (2002). *Handbook of Materials Selection*. John WileyandSons. Inc., Publication, United States of America. (4) 352-354.
51. Khan, A. A., Fareed, M. A., Alshehri, A. H., Aldegheishem, A., Alharthi, R., Saadaldin, S. A., and Zafar, M. S. (2022). Mechanical properties of the modified denture base materials and polymerization methods: a systematic review. *International Journal of Molecular Sciences*, 23(10), 5737.

52. Nandal, S., Ghalaut, P., Shekhawat, H., and Gulati, M. S. (2013). New era in denture base resins: a review. *Dental Journal of Advance Studies*, 1(03), 136-143.
53. Sakaguchi, R. L., and Powers, J. M. (2011). *Craig's restorative dental materials-e-book. (3th Edition)* Elsevier Health Sciences, (9) 163-198.
54. Mark, J. E. (Ed.). (2007). *Physical properties of polymers handbook (Vol. 1076)*, New York: Springer, 423-525.
55. Xu, X., He, L., Zhu, B., Li, J., and Li, J. (2017). Advances in polymeric materials for dental applications. *Polymer Chemistry*, 8(5), 807-823.
56. Manappallil, J. J. (2015). *Basic dental materials*. JP Medical Ltd. (2) 9-38.
57. Çalikkocaoğlu, S. (2004). *Tam protezler*. Cilt I. 4 Baskı.
58. Alla, R., Raghavendra, K. N., Vyas, R., and Konakanchi, A. (2015). Conventional and contemporary polymers for the fabrication of denture prosthesis: part I—overview, composition and properties. *International Journal of Applied Dental Sciences*, 1(4), 82-89.
59. Bhola, R., Bhola, S. M., Liang, H., and Mishra, B. (2010). Biocompatible denture polymers-a review. *Trends Biomater Artif Organs*, 23(3), 129-136.
60. Srinivasan, M., Schimmel, M., Naharro, M., O'Neill, C., McKenna, G., and Müller, F. (2019). CAD/CAM milled removable complete dentures: time and cost estimation study. *Journal of dentistry*, 80, 75-79.
61. Bidra, A. S., Taylor, T. D., and Agar, J. R. (2013). Computer-aided technology for fabricating complete dentures: systematic review of historical background, current status, and future perspectives. *The Journal of prosthetic dentistry*, 109(6), 361-366.
62. Abdulla, M. A., Ali, H., and Jamel, R. S. (2020). CAD-CAM technology: a literature review. *Al-Rafidain Dental Journal*, 20(1), 95-113.
63. Kalberer, N., Mehl, A., Schimmel, M., Müller, F., and Srinivasan, M. (2019). CAD-CAM milled versus rapidly prototyped (3D-printed) complete dentures: an in vitro evaluation of trueness. *The Journal of prosthetic dentistry*, 121(4), 637-643.
64. Wimmer, T., Gallus, K., Eichberger, M., and Stawarczyk, B. (2016). Complete denture fabrication supported by CAD/CAM. *The Journal of prosthetic dentistry*, 115(5), 541-546.
65. Al-Dwairi, Z. N., Tahboub, K. Y., Baba, N. Z., and Goodacre, C. J. (2020). A comparison of the flexural and impact strengths and flexural modulus of CAD/CAM and conventional heat-cured polymethyl methacrylate (PMMA). *Journal of Prosthodontics*, 29(4), 341-349.
66. Bidra, A. S., Farrell, K., Burnham, D., Dhingra, A., Taylor, T. D., and Kuo, C. L. (2016). Prospective cohort pilot study of 2-visit CAD/CAM monolithic complete dentures and implant-retained overdentures: Clinical and patient-centered outcomes. *The Journal of prosthetic dentistry*, 115(5), 578-586.

67. Koujan, A., Aggarwal, H., Chen, P. H., Li, Z., Givan, D. A., Zhang, P., and Fu, C. C. (2022). Evaluation of Candida albicans Adherence to CAD-CAM Milled, 3D-Printed, and Heat-Cured PMMA Resin and Efficacy of Different Disinfection Techniques: An In Vitro Study. *Journal of Prosthodontics*.
68. Alghazzawi, T. F. (2016). Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of prosthodontic research*, 60(2), 72-84.
69. Van Noort, R. (2012). The future of dental devices is digital. *Dental materials*, 28(1), 3-12.
70. Engler, M. L. P. D., Güth, J. F., Keul, C., Erdelt, K., Edelhoff, D., and Liebermann, A. (2020). Residual monomer elution from different conventional and CAD/CAM dental polymers during artificial aging. *Clinical oral investigations*, 24, 277-284.
71. Goodacre, B. J., Goodacre, C. J., Baba, N. Z., and Kattadiyil, M. T. (2016). Comparison of denture base adaptation between CAD-CAM and conventional fabrication techniques. *The Journal of prosthetic dentistry*, 116(2), 249-256.
72. Perea-Lowery, L., Minja, I. K., Lassila, L., Ramakrishnaiah, R., and Vallittu, P. K. (2021). Assessment of CAD-CAM polymers for digitally fabricated complete dentures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 125(1), 175-181.
73. Marinello, C. P., and Brugger, R. (2021). Digital Removable Complete Denture-An Overview. *Current Oral Health Reports*, 1-15.
74. Baba, N. Z., Goodacre, B. J., Goodacre, C. J., and Lauciello, F. (2023). Clinical Applications of Digital Dental Technology in Removable Prosthodontics. *Clinical Applications of Digital Dental Technology*, 154-194.
75. Hirayama, H. (2019). Digital removable complete denture (DRCD). *Digital Restorative Dentistry: A Guide to Materials, Equipment, and Clinical Procedures*, 115-136.
76. M Al Moaleem, M., A Al-layl, O., A Alhomood, M., A Ageeli, W., A Qsadi, A., IM Mohammed, T., ... and HM Huraysi, A. (2021). Computer Engineering Complete Dentures Workflow: Systematic Techniques Review. *Journal of applied science*
77. Baba, N. Z. (2016). Materials and processes for CAD/CAM complete denture fabrication. *Current Oral Health Reports*, 3, 203-208.
78. Marinello, C. P., and Brugger, R. (2021). Digital Removable Complete Denture—An Overview. *Current Oral Health Reports*, 1-15.
79. Baba, N. Z., Goodacre, B. J., Goodacre, C. J., Müller, F., and Wagner, S. (2021). CAD/CAM complete denture systems and physical properties: A review of the literature. *Journal of Prosthodontics*, 30(S2), 113-124.
80. Lee, Y., Kwon, K. R., Pae, A., Noh, K., Paek, J., and Hong, S. J. (2019). Rehabilitation of fully edentulous patient using Ceramill full denture system (FDS). *The Journal of Korean Academy of Prosthodontics*, 57(3), 232-237.

81. Millet, C., Virard, F., Dougnac-Galant, T., and Ducret, M. (2020). CAD-CAM immediate to definitive complete denture transition: A digital dental technique. *The Journal of prosthetic dentistry*, 124(6), 642-646.
82. Millet, C., Virard, F., Lienhart, G., and Ducret, M. (2020). Digital prosthodontic management of a young patient with Papillon-Lefèvre syndrome: a clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(4), 548-552.
83. Bonnet, G., Batisse, C., Bessadet, M., Nicolas, E., and Veyrune, J. L. (2017). A new digital denture procedure: a first practitioners appraisal. *BMC oral Health*, 17, 1-13.
84. John, A. V., Abraham, G., and Alias, A. (2019). Two-visit CAD/CAM milled dentures in the rehabilitation of edentulous arches: A case series. *The Journal of the Indian Prosthodontic Society*, 19(1), 88.
85. Murat, S., Alp, G., Alatalı, C., and Uzun, M. (2019). In vitro evaluation of adhesion of *Candida albicans* on CAD/CAM PMMA-based polymers. *Journal of Prosthodontics*, 28(2), e873-e879.
86. Alp, G., Murat, S., and Yilmaz, B. (2019). Comparison of flexural strength of different CAD/CAM PMMA-based polymers. *Journal of Prosthodontics*, 28(2), e491-e495.
87. Srinivasan, M., Gjengedal, H., Cattani-Lorente, M., Moussa, M., Durual, S., Schimmel, M., and Müller, F. (2018). CAD/CAM milled complete removable dental prostheses: An in vitro evaluation of biocompatibility, mechanical properties, and surface roughness. *Dental materials journal*, 37(4), 526-533.
88. Alp, G., Johnston, W. M., & Yilmaz, B. (2019). Optical properties and surface roughness of prepolymerized poly (methyl methacrylate) denture base materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 121(2), 347-352.
89. Al-Dwairi, Z. N., Al Haj Ebrahim, A. A., and Baba, N. Z. (2023). A Comparison of the Surface and Mechanical Properties of 3D Printable Denture-Base Resin Material and Conventional Polymethylmethacrylate (PMMA). *Journal of Prosthodontics*, 32(1), 40-48.
90. Perea-Lowery, L., Gibreel, M., Vallittu, P. K., and Lassila, L. V. (2021). 3D-printed vs. heat-polymerizing and autopolymerizing denture base acrylic resins. *Materials*, 14(19), 5781.
91. Alhallak, K., Hagi-Pavli, E., and Nankali, A. (2023). A review on clinical use of CAD/CAM and 3D printed dentures. *British Dental Journal*, 1-5.
92. Li, P., Lambart, A. L., Stawarczyk, B., Reymus, M., and Spintzyk, S. (2021). Postpolymerization of a 3D-printed denture base polymer: Impact of post-curing methods on surface characteristics, flexural strength, and cytotoxicity. *Journal of Dentistry*, 115, 103856.
93. Revilla-León, M., Sadeghpour, M., and Özcan, M. (2020). An update on applications of 3D printing technologies used for processing polymers used in implant dentistry. *Odontology*, 108(3), 331-338.

94. Ge, Q., Li, Z., Wang, Z., Kowsari, K., Zhang, W., He, X., ... and Fang, N. X. (2020). Projection micro stereolithography based 3D printing and its applications. *International Journal of Extreme Manufacturing*, 2(2), 022004.
95. Li, P., Kraemer-Fernandez, P., Klink, A., Xu, Y., and Spintzyk, S. (2021). Repairability of a 3D printed denture base polymer: Effects of surface treatment and artificial aging on the shear bond strength. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 114, 104227.
96. Goodacre, B. J., and Goodacre, C. J. (2022). Additive manufacturing for complete denture fabrication: A narrative review. *Journal of Prosthodontics*, 31(S1), 47-51.
97. Gad, M. M., Fouda, S. M., Abualsaud, R., Alshahrani, F. A., Al-Thobity, A. M., Khan, S. Q., ... and Al-Harbi, F. A. (2022). Strength and surface properties of a 3D-printed denture base polymer. *Journal of Prosthodontics*, 31(5), 412-418.
98. Anadioti, E., Musharbash, L., Blatz, M. B., Papavasiliou, G., and Kamposiora, P. (2020). 3D printed complete removable dental prostheses: A narrative review. *BMC Oral Health*, 20(1), 1-9.
99. Takeda, Y., Lau, J., Nouh, H., and Hirayama, H. (2020). A 3D printing replication technique for fabricating digital dentures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 124(3), 251-256.
100. Takaichi, A., Fueki, K., Murakami, N., Ueno, T., Inamochi, Y., Wada, J., ... and Wakabayashi, N. (2022). A systematic review of digital removable partial dentures. Part II: CAD/CAM framework, artificial teeth, and denture base. *Journal of Prosthodontic Research*, 66(1), 53-67.
101. Mudliar, V. L., Tieh, M. T., Aarts, J. M., Paras, A., and Choi, J. J. E. (2022). Wear of Modern Denture Teeth-A Systematic Review. *Oral*, 2(1), 95-111.
102. Choi, J. J. E., Uy, C. E., Plaksina, P., Ramani, R. S., Ganjigatti, R., and Waddell, J. N. (2020). Bond strength of denture teeth to heat-cured, CAD/CAM and 3D printed denture acrylics. *Journal of Prosthodontics*, 29(5), 415-421.
103. Aguiar, E. F., Tonani, R., de Goes Paiola, F., Chinelatti, M. A., de Arruda, C. N. F., da Matta, J. C. S., and Pires-de, F. D. C. P. (2018). Influence of aging on bond strength of artificial teeth to denture base acrylic resins. *Brazilian Journal of Oral Sciences*, 17, e18373-e18373.
104. Prpić, V., Schauerl, Z., Glavina, D., Ćatić, A., and Čimić, S. (2020). Comparison of shear bond strengths of different types of denture teeth to different denture base resins. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 12(6), 376.
105. Patil, S. B., Naveen, B. H., and Patil, N. P. (2006). Bonding acrylic teeth to acrylic resin denture bases: a review. *Gerodontology*, 23(3), 131-139.
106. Agathian, R., and Manoharan, P. S. (2021). Indirect resin composite-A literature review. *Journal of Advanced Clinical and Research Insights*, 8(1), 13-18.

107. Abd El Sadek, D., Abdel-Fattah, W. M., and Afifi, R. (2022). Microshear bond strength of indirect composite resin after different surface treatments (in-vitro study). *Alexandria Dental Journal*, 47(3), 88-94.
108. Kakaboura, A., Rahiotis, C., Zinelis, S., Al-Dhamadi, Y. A., Silikas, N., and Watts, D. C. (2003). In vitro characterization of two laboratory-processed resin composites. *Dental Materials*, 19(5), 393-398.
109. Petropoulou, A., Dimitriadi, M., Zinelis, S., Sarafianou, A., and Eliades, G. (2020). Surface characteristics and color stability of gingiva-colored resin composites. *Materials*, 13(11), 2540.
110. Goverdhan, R., Pande, N., Radke, U., Deshmukh, S., and Mowade, T. Gingival Shade Composite Bonding to Denture Base Resins: A Review. *Prosthetic Rehabilitation*, 24.
111. Choi, J. J. E., Ramani, R. S., Ganjigatti, R., Uy, C. E., Plaksina, P., and Waddell, J. N. (2021). Adhesion of denture characterizing composites to heat-cured, CAD/CAM and 3D printed denture base resins. *Journal of Prosthodontics*, 30(1), 83-90.
112. Pérez, M. M., Benavides-Reyes, C., Tejada-Casado, M., Ruiz-López, J., and Lucena, C. (2022). Does Backgrounds Color Influence the Appearance of Gingiva-Colored Resin-Based Composites? *Materials*, 15(10), 3712.
113. Shimizu, H., Kawaguchi, T., Yoshida, K., Tsue, F., and Takahashi, Y. (2009). Effect of surface preparation on the failure load of a highly filled composite resin bonded to a denture base resin. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 18(8), 684-687.
114. Wafaie, R. A., Ibrahim Ali, A., and Mahmoud, S. H. (2018). Fracture resistance of prepared premolars restored with bonded new lab composite and all-ceramic inlay/onlay restorations: Laboratory study. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 30(3), 229-239.
115. Takamiya, A. S., Monteiro, D. R., Marra, J., Compagnoni, M. A., and Barbosa, D. B. (2012). Complete denture wearing and fractures among edentulous patients treated in university clinics. *Gerodontology*, 29(2), e728-e734.
116. Choudhary, S. (2019). Complete denture fracture—A proposed classification system and its incidence in National Capital Region population: A survey. *The Journal of the Indian Prosthodontic Society*, 19(4), 307.
117. Dange, S. P., Galgali, N. R., Mahale, K. M., and Khalikar, S. A. Complete Denture Repair: A New Classification System Based On a Survey 41-47.
118. Sá, J. D., Vieira, F., Aroso, C. M., Cardoso, M., Mendes, J. M., and Silva, A. S. (2020). The influence of saliva pH on the fracture resistance of three complete denture base acrylic resins. *International Journal of Dentistry*, 2020.
119. Alkurt, M., Duymuş, Z. Y., and Gundogdu, M. (2014). Effect of repair resin type and surface treatment on the repair strength of heat-polymerized denture base resin. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 111(1), 71-78.

120. Gad, M. M., Rahoma, A., Khan, Z. A., Al-Thobity, A. M., Abualsaud, R., Alkaltham, N., ... and Al-Harbi, F. A. (2022). Closed Repair Technique: Innovative Surface Design for Polymethylmethacrylate Denture Base Repair. *Journal of Prosthodontics*, 31(3), 257-265.
121. Papazoglou, E., and Vasilas, A. I. (1999). Shear bond strengths for composite and autopolymerized acrylic resins bonded to acrylic resin denture teeth. *The Journal of prosthetic dentistry*, 82(5), 573-578.
122. Domingo, K. B., Burgess, J. O., Litaker, M. S., and McCracken, M. S. (2013). Strength comparison of four techniques to secure implant attachment housings to complete dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 110(1), 8-13.
123. AlQahtani, M., and Haralur, S. B. (2020). Influence of different repair acrylic resin and thermocycling on the flexural strength of denture base resin. *Medicina*, 56(2), 50.
124. Sayed, M. E., Lunkad, H., Fageeh, I., Jaafari, M., Tawhari, A., Muaidi, T., ... and Jain, S. (2021). Comparative Evaluation of Compressive Bond Strength between Acrylic Denture Base and Teeth with Various Combinations of Mechanical and Chemical Treatments. *Coatings*, 11(12), 1527.
125. Akin, H., Tugut, F., Guney, U., and Akar, T. (2014). Shear bond strength of denture teeth to two chemically different denture base resins after various surface treatments. *Journal of Prosthodontics*, 23(2), 152-156.
126. Silva, C. D. S., Machado, A. L., Chaves, C. D. A. L., Pavarina, A. C., and Vergani, C. E. (2013). Effect of thermal cycling on denture base and autopolymerizing relined resins. *Journal of Applied Oral Science*, 21, 219-224.
127. Silva, C. D. S., Machado, A. L., Chaves, C. D. A. L., Pavarina, A. C., and Vergani, C. E. (2013). Effect of thermal cycling on denture base and autopolymerizing relined resins. *Journal of Applied Oral Science*, 21, 219-224.
128. Grau, A., Stawarczyk, B., Roos, M., Theelke, B., and Hampe, R. (2018). Reliability of wear measurements of CAD-CAM restorative materials after artificial aging in a mastication simulator. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 86, 185-190.
129. Cao, L., Xie, X., Yu, W., Xu, H. H., Bai, Y., Zhang, K., and Zhang, N. (2022). Novel protein-repellent and antibacterial polymethyl methacrylate dental resin in water-aging for 6 months. *BMC oral health*, 22(1), 1-10.
130. IOF, S. (1990). ISO TR 11405 dental materials-guidance on testing of adhesion to tooth structure. Geneva, Switzerland: WHO.
131. Alwash, B. A. A., Yaseen, A. P. I. N., and Rashid, A. P. A. A. L. (2021). Shear Bond Strength of Acrylic Denture Teeth to Different Pmma/Mgo% Reinforcing Nanofillers. *MUSTANSIRIA DENTAL JOURNAL*, 17(1).
132. Zidan, S., Silikas, N., Haider, J., Alhotan, A., Jahantigh, J., and Yates, J. (2020). Assessing Tensile bond strength between denture teeth and nano-zirconia impregnated PMMA denture base. *International journal of nanomedicine*, 9611-9625.

133. Alhotan, A., Yates, J., Zidan, S., Haider, J., and Silikas, N. (2021). Flexural strength and hardness of filler-reinforced PMMA targeted for denture base application. *Materials*, 14(10), 2659.
134. Abualsaud, R., and Gad, M. M. (2022). Flexural strength of CAD/CAM denture base materials: Systematic review and meta-analysis of in-vitro studies. *Journal of International Society of Preventive and Community Dentistry*, 12(2), 160.
135. Gad, M. M., Al-Thobity, A. M., Fouda, S. M., Näpänkangas, R., and Raustia, A. (2020). Flexural and surface properties of PMMA denture base material modified with thymoquinone as an antifungal agent. *Journal of Prosthodontics*, 29(3), 243-250
136. Alshamrani, A. A., Raju, R., and Ellakwa, A. (2022). Effect of printing layer thickness and postprinting conditions on the flexural strength and hardness of a 3D-printed resin. *BioMed Research International*, 2022.
137. Yin, W., Xie, Z., Yin, Y., Yi, J., Liu, X., Wu, H., ... and Yang, Y. (2019). Aging behavior and lifetime prediction of PMMA under tensile stress and liquid scintillator conditions. *Advanced Industrial and Engineering Polymer Research*, 2(2), 82-87.
138. Wemken, G., Burkhardt, F., Spies, B. C., Kleinvogel, L., Adali, U., Sterzenbach, G., ... and Wesemann, C. (2021). Bond strength of conventional, subtractive, and additive manufactured denture bases to soft and hard relining materials. *Dental Materials*, 37(5), 928-938.
139. Khan, S. A., Asghar, H., Khalid, S., and Javed, H. (2018). Comparison of shear bond strength of prepared methacrylate based composite repaired with silorane composite. *Pakistan Oral and Dental Journal*, 38(1), 139-142.
140. Palitsch, A., Hannig, M., Ferger, P., and Balkenhol, M. (2012). Bonding of acrylic denture teeth to MMA/PMMA and light-curing denture base materials: the role of conditioning liquids. *Journal of dentistry*, 40(3), 210-221.
141. Wiegand, A., Stucki, L., Hoffmann, R., Attin, T., and Stawarczyk, B. (2015). Repairability of CAD/CAM high-density PMMA-and composite-based polymers. *Clinical oral investigations*, 19, 2007-2013.
142. Neppelenbroek, K. H., Urban, V. M., de Oliveira, D. G., Porto, V. C., Almilhatti, H. J., and Campanha, N. H. (2016). Effect of potentially chromogenic beverages on shear bond strength of acrylic denture teeth to heat-polymerized denture base resins. *The Journal of the Indian Prosthodontic Society*, 16(3), 271.
143. Takahashi, Y., Chai, J., Takahashi, T., and Habu, T. (2000). Bond strength of denture teeth to denture base resins. *International journal of prosthodontics*, 13(1), 59-65.
144. Jeong, K. W., and Kim, S. H. (2019). Influence of surface treatments and repair materials on the shear bond strength of CAD/CAM provisional restorations. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 11(2), 95-104.

145. Stawarczyk, B., Basler, T., Ender, A., Roos, M., Özcan, M., and Hämmerle, C. (2012). Effect of surface conditioning with airborne-particle abrasion on the tensile strength of polymeric CAD/CAM crowns luted with self-adhesive and conventional resin cements. *The Journal of prosthetic dentistry*, 107(2), 94-101.
146. Wiegand, A., Stucki, L., Hoffmann, R., Attin, T., and Stawarczyk, B. (2015). Repairability of CAD/CAM high-density PMMA-and composite-based polymers. *Clinical oral investigations*, 19, 2007-2013.
147. Erbulak, Z., & Ergun, G. (2023). The effects of different surface treatments applied to milled PMMA denture base material on repair bond strength. *Odontology*, 1-18.
148. Stawarczyk, B., Basler, T., Ender, A., Roos, M., Özcan, M., & Hämmerle, C. (2012). Effect of surface conditioning with airborne-particle abrasion on the tensile strength of polymeric CAD/CAM crowns luted with self-adhesive and conventional resin cements. *The Journal of prosthetic dentistry*, 107(2), 94-101.
149. Meloto, C. B., Rodrigues-Garcia, R., Canales, G. T., and Rizzatti-Barbosa, C. M. (2013). Effect of surface treatments on the bond strength of different resin teeth to complete denture base material. *Acta Odontológica Latinoamericana*, 26(1), 37-42.
150. Klaiber, D., Spintzyk, S., Geis-Gerstorfer, J., Klink, A., Unkovskiy, A., and Huettig, F. (2021). Bonding Behavior of Conventional PMMA towards Industrial CAD/CAM PMMA and Artificial Resin Teeth for Complete Denture Manufacturing in a Digital Workflow. *Materials*, 14(14), 3822.
151. Hakan, A. K. I. N., Tugut, F., Mutaf, B., Guney, U., and Ozdemir, A. (2011). Effect of sandblasting with different size of aluminum oxide particles on tensile bond strength of resilient liner to denture base. *Cumhuriyet Dental Journal*, 14(1), 5-11.
152. Schymanski, D., Humpf, H. U., and Fürst, P. (2020). Determination of particle abrasion through milling with five different salt grinders—a preliminary study by micro-Raman spectroscopy with efforts towards improved quality control of the analytical methods. *Food Additives and Contaminants: Part A*, 37(8), 1238-1252.
153. Oyar, P., Ulusoy, M., and Durkan, R. (2022). Effects of repeated use of tungsten carbide burs on the surface roughness and contact angles of a CAD-CAM PMMA denture base resin. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 128(6), 1358-1362.
154. Sari, F., Ustun, O., and Kirmali, O. (2018). Efficacy of various pretreatments on the bond strength of denture teeth to denture base resins. *Photomedicine and Laser Surgery*, 36(4), 214-220.
155. Akin, H., Kirmali, O., Tugut, F., and Coskun, M. E. (2014). Effects of different surface treatments on the bond strength of acrylic denture teeth to polymethylmethacrylate denture base material. *Photomedicine and laser surgery*, 32(9), 512-516.
156. Rupp, N. W., Bowen, R. L., and Paffenbarger, G. C. (1971). Bonding cold-curing denture base acrylic resin to acrylic resin teeth. *The Journal of the American Dental Association*, 83(3), 601-606.

157. Dandiwal, N., Kumar, S., Jain, S., Aggarwal, R., Singla, N., and Reddy, N. K. (2019). Evaluation of shear bond strength of three different acrylic resin and artificial denture teeth with and without monomer application. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 20(1), 94-100.
158. Taghva, M., Enteghad, S., Jamali, A., & Mohaghegh, M. (2022). Comparison of shear bond strength of CAD/CAM and conventional heat-polymerized acrylic resin denture bases to auto-polymerized and heat-polymerized acrylic resins after aging. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 14(1), e72.
159. Han, S. Y., Moon, Y. H., and Lee, J. (2020). Shear bond strength between CAD/CAM denture base resin and denture artificial teeth when bonded with resin cement. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 12(5), 251.
160. CHUNG, K. H., Chung, C. Y., Chung, C. Y., and Chan, D. C. N. (2008). Effect of pre-processing surface treatments of acrylic teeth on bonding to the denture base. *Journal of oral rehabilitation*, 35(4), 268-275.
161. Chai, J., Takahashi, Y., Takahashi, T., and Habu, T. (2000). Bonding durability of conventional resinous denture teeth and highly crosslinked denture teeth to a pour-type denture base resin. *International Journal of Prosthodontics*, 13(2).
162. Pong, M. T., Grymak, A., Waddell, J. N., & Choi, J. J. E. (2022). Bond Strength between CAD/CAM PMMA Denture Base Resins and Characterisation Composites. *Oral*, 2(1), 75-87.
163. Floyd, C. J., and Dickens, S. H. (2006). Network structure of Bis-GMA-and UDMA-based resin systems. *Dental Materials*, 22(12), 1143-1149.
164. Morresi, A. L., D'Amario, M., Capogreco, M., Gatto, R., Marzo, G., D'Arcangelo, C., and Monaco, A. (2014). Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 29, 295-308.
165. Kim, S. H., Choi, Y. S., Kang, K. H., and Att, W. (2022). Effects of thermal and mechanical cycling on the mechanical strength and surface properties of dental CAD-CAM restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 128(1), 79-88.
166. Alshahrani, F. A., AlToraibily, F., Alzaid, M., Mahrous, A. A., Al Ghamdi, M. A., and Gad, M. M. (2022). An Updated Review of Salivary pH Effects on Polymethyl Methacrylate (PMMA)-Based Removable Dental Prostheses. *Polymers*, 14(16), 3387.



ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : ERBULAK, Zahide
Uyruğu : KKTC

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Doktora	Gazi Üniversitesi / Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	Devam Ediyor
Lisans	Yakın Doğu Üniversitesi / Diş Hekimliği Fakültesi	2018
Lise	Yakın Doğu Koleji	2013

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
-	-	-

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

1. Erbulak, Z., & Ergun, G. (2023). The effects of different surface treatments applied to milled PMMA denture base material on repair bond strength. *Odontology*, 1-18.
2. Erbulak, Z., & Ergün, G. (2023). - Evaluation of Removable Dentures with Subtractive and Additive Manufacturing Methods
3. Erbulak, Z., & Ergün, G. (2023). Current Developments in PMMA-Based Denture Base Materials Manufactured with CAD/CAM: A Review
4. Erbulak, Z., & Ergün, G. (2022). Geçici Protez Uygulamaları Materyalleri ve Yapım Tekniklerine İlişkin Güncel Yaklaşımlar. *Türkiye Klinikleri Protetik Diş Tedavisi-Özel Konular*.

5. Erbulak, Z., & Ergün, G. (2022). Farklı İmplant Dayanak Birleşim Tasarımlarının Mikromorfolojik Etkileri.
6. Ergün, G., & Kılınç, Y., & Erbulak, Z. (2022). Implant-Supported Hybrid Prosthesis in Patient With Maxillary and Mandibular Defects: A Case Report





GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..