

**T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**FARKLI CAD/CAM PROTEZ KAİDE
MATERYALLERİNİN MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN
İNCELENMESİ**

Dt. Seçil SAKARYA

**Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Uzmanlık Tezi**

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. Funda BAYINDIR**

**ERZURUM
2025**

T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı

FARKLI CAD/CAM PROTEZ KAİDE MATERYALLERİNİN
MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ

Dt. Seçil SAKARYA

Tez Savunma Tarihi : 14.04.2025

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Funda BAYINDIR (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Zeynep YEŞİL (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Doç. Dr. Esra KUL (Atatürk Üniversitesi)

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Mehmet Ali KILIÇARSLAN (Ankara Üniversitesi)

Onay

Bu çalışma yukarıdaki Jüri tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Diş Hekimliği Fakültesi Kurum Eğitim Sorumlusu
Prof. Dr. Taner ARABACI

Uzmanlık Tezi
ERZURUM - 2025

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER	I
TEŞEKKÜR	IV
ÖZET	V
ABSTRACT.....	VI
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	VII
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	VIII
TABLolar DİZİNİ	XI
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. Protez Kaide Materyalleri ve Tarihsel Gelişimi.....	4
2.1.1. İdeal Protez Kaide Materyallerinin Özellikleri.....	5
2.2.1. Polimerizasyon Tipleri.....	9
2.2.2. Protez Kaide Materyalleri Polimerizasyon Çeşitleri	13
2.3. CAD/CAM Sistemlerinin Tarihçesi	18
2.3.1. CAD/CAM Akrilik Kaide Materyalleri	18
2.3.2. Tam Protez Üretiminde Kullanılan CAD/CAM Sistemleri	27
2.3.3. CAD/CAM Sisteminde Tam Protez Yapımında Kullanılan Kaide Materyalleri ..	29
2.3.4. CAD/CAM ile Üretimin Avantaj ve Dezavantajları	31

2.3.5. Tam Protez Üretiminde Geleneksel ve CAD/CAM Yöntemlerinin Karşılaştırılması	32
2.4. Akrilik Kaide Rezinlerinin Mekanik Özellikleri ve İnceleme Yöntemleri	33
2.4.1. Yüzey Sertliği	33
2.4.2. Eğilme Dayanımı (Flexural Strength).....	37
2.4.3. Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM-Scanner Electron Microscope).....	37
2.5. Termal Döngü	38
3. MATERYAL VE METOT	39
3.1. Deney Gruplarının Oluşturulması.....	41
3.2. Test Örneklerinin Hazırlanması	42
3.2.1. Geleneksel Yöntemle Üretilen Örneklerin Hazırlanması	42
3.2.2. CAD/CAM Bloklardan Üretilen Örneklerin Hazırlanması	43
3.2.3. Üç Boyutlu Yazıcıda Örneklerin Hazırlanması.....	44
3.3. Termal Döngü Uygulanması	48
3.4. Örneklerle Eğilme Dayanımı Testinin Uygulanması	49
3.5. Örneklerle Vickers Sertlik Testinin Uygulanması	51
3.6. SEM Görüntüleme	52
3.7. İstatistiksel Analiz.....	53
4. BULGULAR.....	54
4.1. Eğilme dayanımı analizlerinin değerlendirilmesi	54
4.2. Vickers Sertlik analizlerinin değerlendirilmesi	57

4.3. Grupların eğilme dayanımı ve sertlik değerleri arasındaki korelasyonun değerlendirilmesi	59
4.4. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Bulguları	62
5. TARTIŞMA	66
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	83
KAYNAKLAR.....	85
EKLER	105
EK 1. ETİK KURUL ONAYI.....	105

TEŞEKKÜR

Uzmanlık sürecimin ve tezimin her evresinde bilgisiyle, tecrübesiyle bana rehberlik eden, her konuda desteklerini içtenlikle sunan çok değerli hocam ve danışmanım Prof. Dr. Funda BAYINDIR’a

Eğitim sürecim boyunca bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan Prof. Dr. Nuran YANIKOĞLU’na, Prof. Dr. Zeynep YEŞİL’e, Prof. Dr. Hatice ÖZDEMİR’e, Doç. Dr. Esra KUL’a, Doç. Dr. Alper ÖZDOĞAN’a, Dr. Öğr. Üyesi Nurdan POLAT SAĞSÖZ’e,

İstatistiksel analizlerin yapımında büyük emeği olan, bilgisini ve tecrübesini benden esirgemeyen değerli hocam Prof. Dr. Memiş ÖZDEMİR’e,

Berber çalışmaktan mutluluk duyduğum tüm asistan arkadaşlarıma ve bölümümüzdeki hemşirelerimize, teknisyenlerimize, personellerimize,

Bugünlere gelmemde sonsuz emeği olan, kızı olmaktan gurur duyduğum kıymetli babam Cemal TARI’ya, annem Zahire TARI’ya, kardeşim İbrahim Tamer TARI’ya,

Hayatımın her aşamasında yanımda olan, bilgisini, tecrübesini ve sevgisini eksik etmeyen, bana her zaman her konuda destek olan kıymetli eşim ve hayat arkadaşım Dr. Öğr. Üyesi Rüştü Ersoy SAKARYA’ya ve varlığıyla dünyamıza ışık gibi doğan, biricik kızımız Güneş Bilge SAKARYA’ya

Sonsuz teşekkürler.

Seçil SAKARYA

ÖZET

Farklı CAD/CAM Protez Kaide Materyallerinin Mekanik Özelliklerinin İncelenmesi

Amaç: Bu çalışmanın amacı, farklı üretim yöntemleri ve termal döngü uygulamasının protez kaide materyallerinin mekanik özellikleri üzerindeki etkilerini değerlendirmektir.

Materyal ve Metot: Çalışmamızda CAD/CAM (bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim) pre-polimerize disklerden frezeleme yöntemiyle üretilen 4 grup (Vita Vionic (VV), Ivoclar Ivotion (IV), Yamahachi PMMA Disk (YA), Tempo CAD On Dent (OD)), üç boyutlu (3B) yazıcıda baskı yöntemiyle üretilen 1 grup (Alias 3D Printing Resin (3B)) ve kontrol grubu olarak geleneksel ısıyla polimerize yöntemle üretilen (Schütz Dental Futura Basic Heat (KN)) 1 grup olmak üzere 6 grup (n=20) ve tüm gruplardaki örneklerin yarısına termal döngü işlemi uygulanmasıyla 12 alt grupta (n=10) toplam 120 adet örnek üretildi. Örnekler termal döngü cihazında (5 - 55°C) 10.000 termal döngüye tabii tutuldu. Eğilme dayanımı değerleri Universal test cihazında (Instron) üç nokta eğme testi ile, sertlik değerleri ise Vickers sertlik cihazı ile ölçüldü. Örneklerin kırık yüzeyleri taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile değerlendirildi. Veriler tek yönlü varyans (ANOVA) analizi ve Tukey HSD testi ($\alpha = 0,05$) kullanılarak analiz edildi.

Bulgular: VV, IV, YA, OD olmak üzere 4 CAD/CAM freze grubu termal döngü uygulanmayan grupta en yüksek eğilme dayanımı değerleri sergilerken ($p<0,05$) YA grubu dışındaki CAD/CAM freze grupları termal döngü uygulanan gruplarda da en yüksek eğilme dayanımı değerlerini sergiledi ($p<0,05$). Termal döngü uygulanmayan gruplarda en düşük eğilme dayanımı değerleri KN ve 3B grubunda görüldü ve sonuçlar benzerken ($p>0,05$) termal döngü uygulanan gruplarda en düşük eğilme dayanımı değerleri 3B grubunda görüldü ($p<0,05$). Termal döngü uygulanmayan gruplarda VV ve 3B gruplarındaki sertlik değerleri kendi aralarında benzerken ($p>0,05$) diğer tüm gruplardan anlamlı derecede düşüktü ($p<0,05$) ve en yüksek sertlik değerleri OD grubunda görüldü. Termal döngü uygulanan gruplarda 3B grubunun sertlik değeri VV grubundan yüksekken diğer tüm gruplardan düşüktü ($p<0,05$).

Sonuç: CAD/CAM freze yöntemiyle üretilen protez kaide materyalleri yüksek eğilme dayanımı değerleri sergiledi. 3B baskı yöntemiyle üretilen reçine, VV grubu hariç CAD/CAM freze grubundaki örnekler ile mekanik özellikler açısından anlamlı farklılıklar gösterdi. Termal döngü uygulanan ve uygulanmayan tüm gruplarda VV grubu en düşük sertlik değerini gösterirken, termal döngü uygulanmayan gruplarda en yüksek sertlik değerini OD grubu gösterdi. Termal döngü işlemi yalnızca geleneksel protez kaide materyali grubunun (KN) eğilme dayanımını artırdı.

Anahtar Kelimeler: Rezin kaide materyali, CAD/CAM, 3B yazıcı, eğilme dayanımı, termal döngü

ABSTRACT

Investigation of Mechanical Properties of Different CAD/CAM Denture Base Materials

Objective: The aim of this study was to evaluate the effects of different manufacturing methods and thermal cycling on the mechanical properties of denture base materials.

Materials and Methods: In our study, 4 groups (Vita Vionic (VV), Ivoclar Ivotion (IV), Yamahachi PMMA Disk (YA), Tempo CAD On Dent (OD)) produced by milling method from CAD/CAM (computer-aided design/computer-aided manufacturing) pre-polymerized disks, A total of 120 specimens were produced in 6 groups (n=20), including 1 group produced by printing on a three-dimensional (3D) printer (Alias 3D Printing Resin (3D)) and 1 group produced by the traditional heat polymerization method (Schütz Dental Futura Basic Heat (KN)) as a control group, and 12 subgroups (n=10) by applying thermal cycling to half of the specimens in all groups. The samples were subjected to 10,000 thermal cycles in a thermal cycling device (5 - 55°C). Flexural strength values were measured by three-point bending test on a Universal testing machine (Instron) and hardness values were measured by Vickers hardness tester. Fracture surfaces of the samples were evaluated by scanning electron microscopy (SEM). Data were analyzed using one-way analysis of variance (ANOVA) and Tukey HSD test ($\alpha = 0.05$).

Results: While 4 CAD/CAM milling groups (VV, IV, YA, OD) exhibited the highest flexural strength values in the group without thermal cycling ($p < 0.05$), CAD/CAM milling groups except YA group also exhibited the highest flexural strength values in the groups with thermal cycling ($p < 0.05$). The lowest flexural strength values in the groups without thermal cycling were seen in the KN and 3D group and the results were similar ($p > 0.05$), while the lowest flexural strength values in the groups with thermal cycling were seen in the 3D group ($p < 0.05$). In the groups without thermal cycling, the hardness values in the VV and 3B groups were similar among themselves ($p > 0.05$), but significantly lower than all other groups ($p < 0.05$) and the highest hardness values were seen in the OD group. In the groups where thermal cycling was applied, the hardness value of the 3B group was higher than the VV group and lower than all other groups ($p < 0.05$).

Conclusion: Denture base materials produced by CAD/CAM milling method exhibited high flexural strength values. The resin produced by 3D printing method showed significant differences in terms of mechanical properties with the samples in the CAD/CAM milling group except for the VV group. The VV group showed the lowest hardness value in all groups with and without thermal cycling, while the OD group showed the highest hardness value in the groups without thermal cycling. Thermal cycling only increased the flexural strength of the traditional denture base material group (KN).

Keywords: Denture base resin, CAD/CAM, 3D printer, flexural strength, thermal cycling

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

µm	: Mikrometre
3B	: Üç Boyutlu
Atm	: Atmosfer Basıncı
Bis-GMA	: Bisfenol A-glisidil Metakrilat
°C	: Santigrat Derece
CAD	: Bilgisayar Destekli Tasarım (Computer Aided Design)
CAM	: Bilgisayar Destekli Üretim (Computer Aided Manufacturing)
CNC	: Bilgisayar Destekli Numerik Kontrol
DLP	: Dijital Işık İşleme
ED	: Eğilme Dayanımı
ISO	: Uluslararası Standartlar Organizasyonu
LED	: Mavi Işık Yayan Diyot (Light Emitting Diode)
MPa	: Mega Pascal
nm	: Nanometre
PMMA	: Polimetilmetakrilat
RP	: Hızlı Prototipleme
SEM	: Taramalı Elektron Mikroskobu
SLA	: Stereolitografi
sn	: Saniye
STL	: Standard Transformation Language
TEGDMA	: Trietilen Glikol Dimetakrilat
UDMA	: Üretan Dimetakrilat
UV	: Ultraviyole Işık
VHN	: Vickers Sertlik Değeri

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No

Sayfa No

Şekil 2.1. Metil metakrilat monomerlerinin polimerizasyonu ile oluşan polimetilmetakrilat polimerinin basit formülasyonu.....	7
Şekil 2.2. Metil metakrilat-Etil metakrilat kopolimer ve Etil-Metil-Profil metakrilat kopolimer ya da terpolimer basit formasyonu.....	8
Şekil 2.3. Mer birimleri sırayla dizilmiş blok kopolimer (A) Mer birimleri sıralı dizili olmayan rastgele kopolimer (B).....	8
Şekil 2.4. Polimerlerin polimerizasyon reaksiyonu ve reaksiyona girmeyen artık monomerler.....	9
Şekil 2.5. Kimyasal (benzoil peroksit), ısı (benzoil peroksit), ışıkla (kamforkinon) aktivasyon sonrası serbest radikal oluşumu.....	11
Şekil 2.6. Farklı freze eksenlerini gösteren şematik diyagram.....	21
Şekil 2.7. Stereolitografi (SLA) tipi üç boyutlu yazıcı.....	24
Şekil 2.8. DLP tipi üç boyutlu yazıcı.....	25
Şekil 2.9. Malzeme Püskürtme / Malzeme Jeti (MJT) ile üretim.....	26
Şekil 2.10. Brinell sertlik testinde kullanılan küresel uç (A) Rockwell sertlik testinde kullanılan piramit uç (B) Vickers sertlik testinde kullanılan 136° lik piramit şeklindeki uç (C) Knoop sertlik testinde kullanılan piramit şeklindeki uç (D).....	35
Şekil 3.1. Sıcak akrilik toz ve likiti.....	41
Şekil 3.2. Pre-polimerize CAD/CAM PMMA diskler.....	41
Şekil 3.3. 3B akrilik reçinesi.....	42
Şekil 3.4. Mum örneklerin muflaya yerleştirilmesi (A) ve mum atımı ile elde edilen negatif boşluklar (B).....	43

Şekil 3.5. Pre-polimerize CAD/CAM PMMA disklerin su jeti ile kesimi.....	44
Şekil 3.6. Su jeti ile kesilen CAD/CAM PMMA disk örnekleri.....	44
Şekil 3.7. 3B örneklerin üretimi için oluşturulan STL dosyası.....	45
Şekil 3.8. Rayshape Edge E1.....	45
Şekil 3.9. Rayshape ShapeWash ultrasonic temizleme cihazı.....	46
Şekil 3.10. Son polimerizasyon işleminin yapıldığı cihaz (Rayshape, Desktop Photocurable 3B printer).....	46
Şekil 3.11. Gripo 2V, Metkon, Grinder - Polisher.....	47
Şekil 3.12. Örnek boyutlarının dijital kumpasla kontrol edilmesi.....	48
Şekil 3.13. Çalışmada kullanılmak üzere hazırlanan altı grup (n=20) 120 adet örnek (soldan sağa sırasıyla; 3B, KN, IV, VV, OD, YA).....	48
Şekil 3.14. Çalışmada kullanılan termal döngü cihazı.....	49
Şekil 3.15. Universal mekanik test cihazında eğilme dayanımının test edilmesi.....	50
Şekil 3.16. Universal test cihazı ile kırılan örnekler.....	50
Şekil 3.17. Future Tech Corp. FM-800e dijital mikrosertlik test cihazı.....	51
Şekil 3.18. Yüzey sertliğinin ölçümü.....	52
Şekil 3.19. x 50 büyütmede Vickers sertlik testi cihazı ile oluşturulan piramit şeklindeki girinti.....	52
Şekil 4.1. Termal döngü uygulanan ve uygulanmayan grupların eğilme dayanımı değerlerinin (MPa) kutu grafiği.....	56
Şekil 4.2. Termal döngü uygulanan ve uygulanmayan grupların eğilme dayanımı değerlerinin (MPa) grafiği.....	56
Şekil 4.3. Termal döngü uygulanan ve uygulanmayan grupların Vickers (Sertlik) değerlerinin grafiği.....	59
Şekil 4.4. 3B grubundaki örneğin x 1000 büyütme görüntüsü; (A) Termal döngü uygulanmayan (B) Termal döngü uygulanan.....	62

Şekil 4.5. VV grubundaki örneğin x 1000 büyütme görüntüsü; (A) Termal döngü uygulanmayan (B) Termal döngü uygulanan.....	63
Şekil 4.6. IV grubundaki örneğin x 1000 büyütme görüntüsü; (A) Termal döngü uygulanmayan (B) Termal döngü uygulanan.....	63
Şekil 4.7. YA grubundaki örneğin x 1000 büyütme görüntüsü; (A) Termal döngü uygulanmayan (B) Termal döngü uygulanan.....	64
Şekil 4.8. OD grubundaki örneğin x 1000 büyütme görüntüsü; (A) Termal döngü uygulanmayan (B) Termal döngü uygulanan.....	64
Şekil 4.9. KN grubundaki örneğin x 1000 büyütme görüntüsü; (A) Termal döngü uygulanmayan (B) Termal döngü uygulanan.....	65

TABLÖLAR DİZİNİ

<u>Tablo No</u>	<u>Sayfa No</u>
Tablo 2.1 Isıyla polimerize olan PMMA'nın özellikleri.....	14
Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan protez kaide materyallerinin özellikleri.....	40
Tablo 4.1. Bağımlı Değişkenler: Eğilme Dayanımı (MPa).....	54
Tablo 4.2. Termal döngü uygulanmayan grupların eğilme dayanımı değerleri.....	54
Tablo 4.3. Termal döngü uygulanan grupların eğilme dayanımı değerleri.....	55
Tablo 4.4. Bağımlı Değişkenler: Vickers Sertlik.....	57
Tablo 4.5. Termal döngü uygulanmayan grupların Vickers Sertlik değerleri.....	57
Tablo 4.6. Termal döngü uygulanan grupların Vickers Sertlik değerleri.....	58
Tablo 4.7. Eğilme dayanımı ve sertlik değerleri arasında korelasyon.....	59
Tablo 4.8. Termal döngü uygulanan ve termal döngü uygulanmayan 6 grubun eğilme dayanımları ve sertlik değerlerinin kendi içlerinde karşılaştırılması.....	61

1. GİRİŞ

Polimetilmetakrilat (PMMA), ağız ortamlarında mükemmel boyutsal stabilite, düşük maliyet, kabul edilebilir estetik, hafiflik, üretim ve onarım kolaylığı gibi avantajları nedeniyle geleneksel olarak tam protezlerin üretiminde kullanılan en yaygın ve en eski malzeme olmuştur (Becerra ve ark., 2021; Nejatian ve ark., 2019). Bununla birlikte, PMMA kullanımıyla ilgili, su emilimi ve darbenin neden olduğu protez kırılmasının yanı sıra eğilme mukavemetinde azalma, porozite ve polimerizasyon büzülmesi gibi birçok kısıtlama vardır (Darbar ve ark., 1994).

Isıyla polimerize edilen akrilik reçine, diş protezlerinin üretiminde yaygın olarak kullanılmaktadır, ancak hala bazı eksiklikleri vardır. Geleneksel olarak kullanılan ısıyla polimerize reçine, düşük mekanik özellikler ve yüksek derecede polimerizasyon büzülmesi gösterir ve bu da son üründe boyutsal yanlışlıklara neden olur. Bunun üstesinden gelmek için, rezin bileşim modifikasyonları, farklı polimerizasyon teknikleri, dolgu maddeleri ve nano-dolgu maddeleri ile rezin takviyelerinin yanı sıra hareketli protez üretimi için dijital teknolojilerin uygulanması önerilmiştir (Zafar, 2020).

Dijital teknoloji dental alanda özellikle de bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) ile dental restorasyon üretiminde giderek daha fazla kullanılmaktadır (Beuer ve ark., 2008). CAD/CAM teknolojisi, geleneksel yöntemlere kıyasla dental protezlerin yüksek doğrulukta, daha kısa sürede ve hastaya daha az rahatsızlık vererek üretilmesine olanak tanır; ayrıca mevcut bir protezin doğrudan kopyalanmasını sağlar (Bidra ve ark., 2013). Günümüzde protez kaide materyalleri dijital olarak yapılabilir. Yaygın olarak iki dijital süreç kullanılmaktadır; birincisi önceden polimerize edilmiş reçine disklerini frezelemek için eksiltici bir yaklaşım

kullanan CAD/CAM, ikincisi ise protezi katmanlı üretim tekniği ile üreten üç boyutlu (3B) baskıdır (de Oliveira Limírio ve ark., 2022). Önceden polimerize edilmiş bir akrilik diskten protez üretimi, polimerizasyon büzülmesi sorununu ortadan kaldırmıştır, çünkü protez zaten polimerize edilmiş ve nihai boyutlara büzölmüş bir malzeme bloğundan frezelenir, böylece daha iyi adaptasyon uyumu ve yüksek mekanik performans elde edilir (Janeva ve ark., 2018). Eksiltmeli veya frezeleme teknikleriyle önceden polimerize edilmiş PMMA disklerinin kullanılması, geleneksel PMMA işleme yöntemlerine kıyasla gelişmiş kimyasal ve mekanik özelliklere sahip düşük poroziteli materyallerin oluşturulmasına olanak sağlamıştır (Al-Dwairi ve ark., 2020; de Oliveira Limírio ve ark., 2022). Bu ilerlemelere rağmen, eklemeli veya 3B baskı teknikleri, karmaşık şekillerin üretilmesi ve malzeme israfının azaltılması gibi avantajlar sunarak eksiltmeli yöntemlerin sınırlamalarını ele almak için ortaya çıkmıştır (Kraemer Fernandez ve ark., 2020; Prpić ve ark., 2020).

Eğilme özellikleri, çiğneme sırasında uzun vadede deformasyona veya kırılmaya yol açabilecek eğilme stresine maruz kaldıkları için protezlerin üretiminde dikkate alınması gereken başlıca özelliklerdir (Takamiya ve ark., 2012). Yüzey sertliği, mikrobiyal kolonizasyonu azaltacak ve protez kaidelerinin renk stabilitesini sağlayacak yüzey aşınmasına direnmek için protez kaide materyallerinin bir diğer önemli özelliğidir (Consani ve ark., 2014). Bunun yanında ağız içi ortam termal olarak dinamik bir ortamdır ve sıcaklık değişimlerinin bir malzemenin özelliklerini etkileyebileceği düşünöldüğünde, protez kaide malzemelerinin mekanik davranışlarının ağız içi koşulları simöle eden durumlarda test edilmesi kritik önem taşımaktadır (Gad ve ark., 2022).

Literatürde geleneksel, CAD/CAM ile eksiltmeli ve 3B eklemeli üretim yöntemiyle üretilen kaide materyallerini ve bu materyallere termal döngü uygulamasının sonuçlarını aynı anda karşılaştıran çok az sayıda çalışma bulunmaktadır.

Bu çalışmanın amacı, farklı yöntemlerle üretilmiş CAD/CAM protez kaide materyalleri ve termal döngü uygulamasının, materyallerin mekanik özellikleri üzerindeki etkilerini değerlendirmektir.

Bu çalışmanın H0 hipotezi; farklı üretim tekniklerinin materyalin eğilme dayanımı ve sertliği üzerinde farklılık oluşturmayacağı, H1 hipotezi ise; termal döngü işleminin materyallerin eğilme dayanımı ve sertlik değerleri üzerinde farklılık oluşturacağı yönündedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Protez Kaide Materyalleri ve Tarihsel Gelişimi

Dişsizlik, insan ırkının çok eski zamanlardan beri önemli sorunlarından biri olmuştur. Birçok kişi yaşamları boyunca tam veya kısmi diş kaybı yaşar ve ağız durumlarını iyileştirmek için en sık aranan çözüm dental protezlerdir (Chhabra ve ark., 2022). Tam ve kısmi dişsizlikte kaybedilen estetik ve fonksiyonun tekrar kazandırılmasında hareketli protezler önemli bir yere sahiptir. Bu protezlerin, yumuşak dokular üzerine yerleşen ve yapay dişleri içermeyen kısımlarına protez kaidesi denir (McCabe & Walls, 2013). Protez kaide materyali olarak genellikle polimerler tercih edilmektedir. Bu tür polimerlerin bulunabilirlik, boyutsal kararlılık, kullanım özellikleri, estetik, biyouyumluluk, kolay onarım imkânı ve yeterli fiziksel ile mekanik özelliklere sahip olması gerekmektedir. Protez kaidesinin tasarımında bu özellikler göz önünde bulundurularak uygun materyal seçilmelidir (Anusavice ve ark., 2012).

20. yüzyılın sonlarında, PMMA sadece diğer protez kaide materyallerinin yerini almakla kalmamış, obturatörler, tam protezler, geçici kuronlar ve köprüler de olmak üzere çeşitli çene-yüz protezlerinin yapımında da dikkate değer popülerlik kazanmıştır (Zafar, 2020).

Protez kaidesi üretiminde kullanılmakta olan akrilik reçineler toz ve likitin karıştırılmasıyla oluşur. Toz yani polimer, temelde PMMA'dan oluşmaktadır. Likit yani monomer ise ağırlıklı olarak MMA içermektedir. İdeal toz/likit oranı genellikle 3/1'dir. İdeal miktarda karıştırılan toz ve likit oluşacak polimerizasyon büzülmesinin büyük oranda önüne geçecektir. Uygun olmayan miktarda karıştırılan monomer ve polimerin oluşturduğu protez kaidesinde kontraksiyon porozitesi, gaz porozitesi ya da granüler porozite oluşabilmektedir (McCabe & Walls, 2013).

Aynı zamanda yiyeceklere bağı sıcaklık değişimi ve aside maruziyet, tükürük, vücut sıcaklığındaki değişimler, nefes alıp-verme gibi değişkenlerin olduğu ağız içi koşulların akrilik rezin esaslı protezler üzerinde olumsuz birden fazla etkisi bulunmaktadır. Bahsi geçen bu koşullarla birlikte protezin mekanik ve fiziksel özelliklerini etkileyen en temel etkenlerden biri de oklüzal kuvvetlerdir. Oklüzal kuvvetler, protezlerde eğilme ve çarpma streslerine sebep olabilecek karmaşık bir yapıya sahiptir. Akrilik esaslı kaide materyalleri darbe, eğilme ve yorulma streslerine karşı daha az dirençli olduğundan, protezler bu streslerle karşılaştıklarında kırılmaları oldukça fazladır (Al-Dwairi ve ark., 2020; Chhabra ve ark., 2022; Kanie ve ark., 2000). Bu olumsuzluklar karşısında PMMA'nın fiziksel, mekanik, biyolojik ve yüzey özelliklerini iyileştirmek için çeşitli modifikasyonları (güçlendirici karbon, cam, polietilen, kopolimerlerin eklenmesi vs.) üretilmesine karşın hala materyalin birçok dezavantajı vardır. Bu sebeple tam protezler için ideal kaide materyali bulma çabası sürmektedir (Al-Fouzan ve ark., 2017).

2.1.1. İdeal Protez Kaide Materyallerinin Özellikleri

İdeal protez kaide materyallerinin bulundurması gereken biyolojik, fiziksel, kimyasal ve mekanik özellikler geçmişten günümüze kapsamlı bir şekilde araştırılmıştır.

Biyolojik özellikler: Protez kaide materyali olarak kullanılan PMMA esaslı materyaller biyoyumlu olmalı ve ağız dokularında herhangi bir tahrişe, toksisiteye veya mutajeniteye sebep olmamalıdır (Rickman ve ark., 2012). Kimyasal olarak tükürük ve ağız sıvılarında fazla miktarda çözünmemelidir. Besinlerle reaksiyona girmemeli ama yapay dişlerle kimyasal bağ ile bağlanmalıdır. Biyoyumluluk, bir materyalin biyolojik bir ortamda olumlu bir konak tepkisiyle performans gösterebilme yeteneği olarak ifade edilen çok önemli bir biyolojik özelliktir. Yapılan çalışmalarda kurallara uygun şekilde

üretilmiş, ısıyla polimerize olan PMMA için biyouyumluluk sorunları daha az gözlemlenmesine rağmen ısıyla polimerize olmayan PMMA için protez yüzeyindeki artık monomerlerin, mukozal tahrişe, doku inflamasyonuna ve hücre hasarına neden olduğu rapor edilmiştir (Gautam ve ark., 2012).

Fiziksel özellikler: Protez kaide materyallerinin gıdaların sıcaklığını hastanın ağız dokularına iletebilmesi için kabul edilebilir bir termal iletkenliğe sahip olması beklenir. İdeal şartlarda üretilmeyen kaidelerin sahip olduğu düşük iletkenlik, hastaların gıdaların sıcaklığını algılama yeteneğini de olumsuz etkiler. Hastalar tarafından algılanamayan yüksek sıcaklıktaki gıdalar hastaların farinks veya yemek borusuna ulaşabilir ve orada bulunan hassas mukozayı tahriş edebilir. Aynı zamanda PMMA'nın ısısal genleşme katsayısı kullanılan dişlerin ısısal genleşme katsayısıyla uyumlu olmalıdır. Estetik beklentilere cevap vermek adına PMMA protez kaide materyallerinin renk ve doku açısından ağız mukozasına benzer olmalıdır. Bunun yanında protez kaide materyalleri yüksek renk stabilitesine sahip, kolay cilalanabilir ve parlatılabilir olmalı ve su emilim özellikleri düşük olmalıdır (Bayraktar ve ark., 2006; Tuna ve ark., 2008).

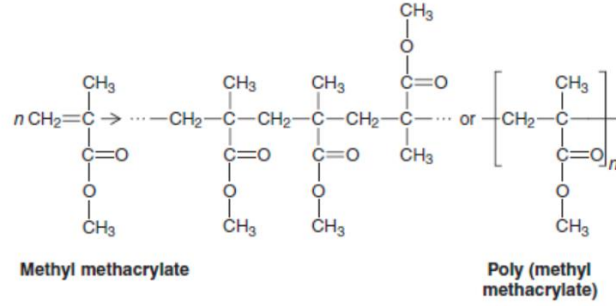
Kimyasal özellikler: Kaide materyalleri üzerine gelecek olan akrilik ya da porselen dişlere iyi bağlanabilmeli ve polimerizasyon sonrasında bu bağlantıda herhangi bir farklılık meydana gelmemelidir (Chaves ve ark., 2012).

Mekanik özellikler: Protez kaide materyalleri kolay uygulanabilir olmalı ve tamiri kolay olmalıdır. Yüzey pürüzlülüğüne karşı dirençli olmalı, iyi bir basma ve çekme dayanımına sahip olmalıdır. Zamanla ve kuvvetler sonucu oluşan aşınmalara karşı dayanıklı olmalıdır (Barbosa ve ark., 2007).

2.2. Polimerlerin Kimyasal Kompozisyonu

Bir polimer, birden fazla birimden (poli = çok, mer = birim) meydana gelen bir moleküldür. Bir mer, oluşacak polimerin en temel tekrarlayan kimyasal yapısal birimini

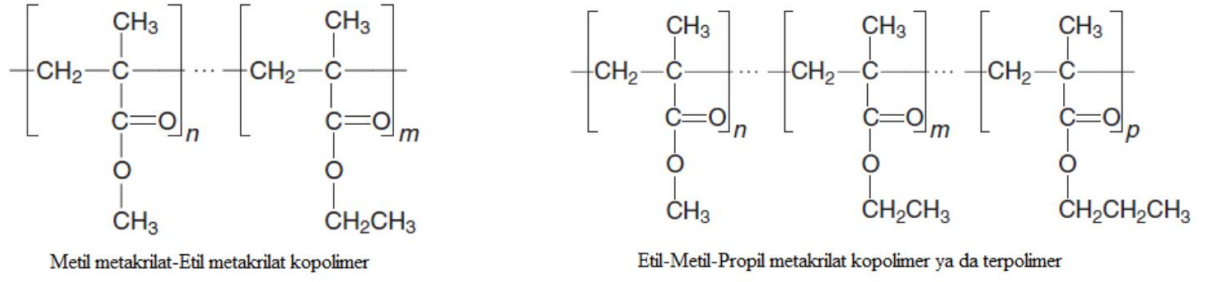
temsil eder ve çoğunlukla malzemenin adlandırılmasının da temelidir. Örneğin; polimetilmetakrilat, metil metakrilattan türetilen yapısal birimlere sahip bir polimerdir (O'Brien, 2002). Polimerizasyon, büyük ölçüde süresiz olarak devam edebilen, çok yüksek moleküler ağırlıklara çıkabilen, tekrarlayan bir moleküller arası zincir büyüme reaksiyonudur (Anusavice ve ark., 2012).



Şekil 2.1. Metil metakrilat monomerlerinin polimerizasyonu ile meydana gelen polimetilmetakrilat polimerinin basit formülasyonu (Sakaguchi ve ark., 2019)

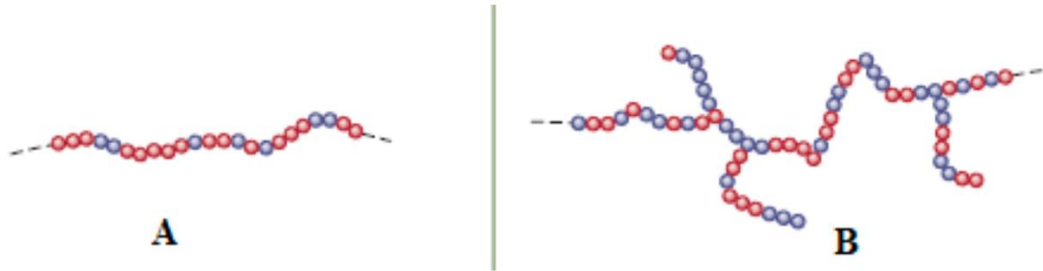
Polimerlerin merleri, kovalent C-C bağlarıyla birleşir. Tipik olarak, polimerizasyon olayı esnasında, C=C çift bağları, C-C tekli bağlara dönüşür ve C=C çift bağının parçası olan karbon atomlarından birine bir mer eklenir. Sonrasında, zincirlerin doğrusal olmayan bir konfigürasyonda çapraz bağlama da dahil olmak üzere, mer birimlerinden farklı ağ konfigürasyonları meydana gelir (Sakaguchi ve ark., 2019).

Polimeri oluşturan moleküllere ‘‘monomer’’ denir. Polimer molekülleri, farklı özellikteki monomerlerin karışımından oluşabilir. İki veya daha fazla türdeki monomerler birleştiğinde ‘‘kopolimerler’’ (Şekil 2.1), üç farklı tür monomer içeriyorlarsa ‘‘terpolimerler’’ (Şekil 2.2.) oluşur (Sakaguchi ve ark., 2019).



Şekil 2.2. Metil metakrilat-Etil metakrilat kopolimer ve Etil-Metil-Propil metakrilat kopolimer ya da terpolimer temel formasyonu (Sakaguchi ve ark., 2019)

Kopolimerler ya rastgele (merler belirli bir sırada görünmezler) ya da blok yapıda (bir tür merden fazla sayıda, sırayla düzenlenmiş görünürler) olabilmektedir (Şekil 2.3). Rastgele bir polimerin uzunluğu boyunca atomlar, güçlü, birincil kovalent bağlar ile birleşir (O'Brien, 2002).

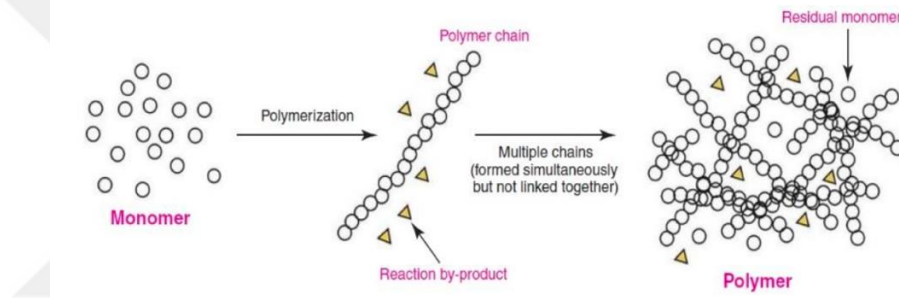


Şekil 2.3. Mer birimleri sırası ile dizilmiş olan blok kopolimer (A) Mer birimleri sıralı dizili olmayan rastgele kopolimer (B) (Sakaguchi ve ark., 2019)

Polimerizasyon esnasında meydana gelen kimyasal reaksiyonlarda su, hidrojen gazı veya alkol gibi yan ürünler çıkabilir. Bu yan ürünler, polimer ağı içerisinde geçici olarak bulunsalar da polimerlerin fiziksel yapısında önemli rol oynarlar. Örnek olarak, polimer yapısındaki bazı ölçü materyallerinin polimerizasyonu esnasında yan ürün olarak alkol oluşur. Bu uçucu yan ürünler, polimer ağından uzaklaştıkça ölçü materyalinde büzülme olur. Polimerizasyon devam ettikçe her polimer zinciri, reaksiyona katılmamış

monomer kalmayana dek büyümeye devam eder ve monomerlerin sayısı her zincir için farklılık gösterir. Neticede farklı boyut dağılımına sahip zincirlerden meydana gelen bir polimer oluşur (Powers & Wataha, 2017).

Polimerizasyon esnasında bazı sebeplerden dolayı bütün monomerler polimerizasyona katılmayabilir. Bunun sonucunda reaksiyona katılmayan artık monomerler alerjik reaksiyonlar veya kimyasal yanıklar gibi ciddi klinik sonuçlara sebep olabilir. Monomerlerin polimer reaksiyonuna katılma oranına dönüşüm derecesi denir. Yüksek derecede dönüşüme sahip polimerler, düşük miktarda artık monomer içerir; bu sebeple klinik kullanımda arzu edilen polimer çeşididir (Powers & Wataha, 2017).



Şekil 2.4. Polimerlerin polimerizasyon reaksiyonu ve reaksiyona katılmayan artık monomerler (Powers & Wataha, 2017)

2.2.1. Polimerizasyon Tipleri

Polimerizasyon çeşitli mekanizmalarla meydana gelebilmektedir; ancak sıklıkla polimerizasyon reaksiyonu iki ana tipte gerçekleşmektedir. Bunlar;

A. Kondenzasyon polimerizasyonu (Condensation Polymerization)

B. Katılma polimerizasyonu (Addition Polymerization) (Anusavice ve ark., 2012;

O'Brien, 2002)

Kondenzasyon Polimerizasyonu (Condensation Polymerization)

Su veya alkol gibi düşük moleküler ağırlığa sahip yan ürünlerin oluştuğu polimerizasyon reaksiyonudur. Bu polimerizasyonda monomerlerin tümü aynı anda reaktiftir ya da reaktif hale gelir. Polimer zincirleri, çoğunlukla su veya alkol gibi düşük moleküler ağırlığa sahip yan ürünler üreterek yoğunlaşacak monomerlerin adım adım bağlanmasıyla büyür. Polisüfit ve bazı silikon ölçü materyalleri bu reaksiyonla polimerize olan materyallere örnektir (Anusavice ve ark., 2012; O'Brien, 2002).

Katılma Polimerizasyonu (Addition Polymerization)

Katılma polimerizasyonu olayı aktif merkezden başlar. Bu merkeze her defasında bir monomer eklenmesiyle hızlı bir şekilde polimer zinciri oluşur ve teorikte bütün monomer tükeninceye kadar süresiz olarak polimer büyüyebilir. İşlem basittir, fakat kontrol edilmesi kolay değildir. Dental materyallerde iki temel türde katılma polimerizasyon monomeri bulunur;

1. Karbon-karbon çift bağlarının ($-C=C-$) açılmasına ve tekli bağlar oluşturmak üzere birleştirilmesine dayanır. Karbon-karbon çift bağ birimleri vinil grupları olarak adlandırılır ve diş hekimliğinde genellikle metakrilat monomerleri ($C=C(CH_3)-COOR$) ile örneklenir.
2. Üç atomlu bir halkanın kırılarak açıldığı ve daha sonra tekli bağlar oluşturmak için başka bir kırık halka ile birleştiği halka açma reaksiyonlarına dayanır. Polieter ölçü malzemelerinde bulunan iki karbon ve bir nitrojen halkası içeren bileşikler, halka açıcı monomerlere bir örnektir (Anusavice ve ark., 2012).

Katılma polimerizasyonunun aşamaları;

Katılma polimerizasyonu zincir reaksiyonu başlama, çoğalma, zincir transferi ve sonlanma olmak üzere dört basamaktan oluşmaktadır (Anusavice ve ark., 2012).

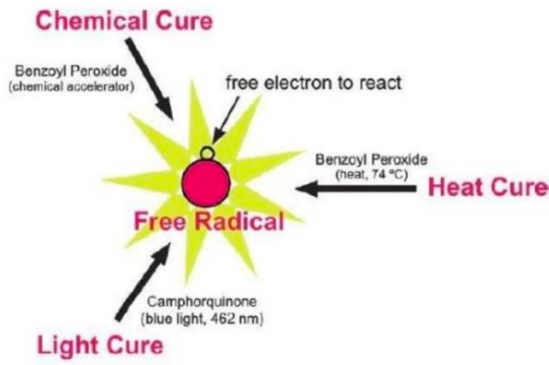
➤ **Başlama (Induction):** Başlatıcı moleküllerin enerji kazandığı ve serbest radikallere ayrıldığı, devamında bu radikallerin zincir büyümesini başlatmak üzere monomer molekülleri ile reaksiyona katıldığı ilk aşamadır.

Başlama aşamasını iki süreç kontrol eder:

1. Aktivasyon: Serbest radikal oluşumu

2. Başlatma: Serbest radikallerin polimerizasyonu başlatması (Anusavice ve ark., 2012)

Katılma polimerizasyonu olayının başlaması için, serbest radikal kaynağı ($R\bullet$) gereklidir. Serbest radikal moleküller, eşleşmemiş elektronlara sahip olan kimyasal gruplar barındırır. Kimyasal ajanlar, ısı, görünür ışık, morötesi ışık ya da serbest radikal (Şekil 2.5) olarak hareket eden farklı bir bileşikten enerji transferiyle de serbest radikaller elde edilebilir (Anusavice ve ark., 2012).



Şekil 2.5. Kimyasal (benzoil peroksit), ısı (benzoil peroksit), ışıkla (kamforkinon) aktivasyon sonrası serbest radikal oluşumu (Powers & Wataha, 2017)

➤ **Çoğalma (Propagation):** Aktive edilmiş monomerler, reaksiyona katılmamış monomerlerin çift bağlarını etkileyerek serbest radikale hızla eklenmesini sağlar. Bu şekilde devam eden çoğalma basamağı, polimer zinciri uzadıkça devam eder (O'Brien,

2002). Zincir büyümesi başladıktan sonra ilerlemesi çok az enerji tüketen bir süreçtir. Büyüme devam ederken ekzotermal enerjinin serbest kalmasıyla meydana gelen ısı, polimerizasyon olayının hızlı gerçekleşmesine ve büyük polimer molekülleri oluşumuna sebep olur. Oluşan serbest radikal-monomer kompleksi daha sonra bir dimer oluşturmak üzere başka bir monomere yaklaştığında farklı bir serbest radikal merkezi olarak hareket eder. Bu reaktif tür, sırayla, fazla sayıda moleküle art arda eklenebilir. Böylece polimerizasyon reaksiyonu reaktif merkezin çoğalması yoluyla ilerler (Anusavice ve ark., 2012).

Teorik olarak, monomerlerin hepsi istenilen polimerin oluşumu tamamlanıncaya kadar zincir reaksiyonları devam eder. Fakat polimerizasyon reaksiyonu hiçbir zaman tam anlamıyla bitmez. Reaktif merkez, olası sonlandırma reaksiyonunun biri tarafından imha edildiğinde polimer zincirinin büyümesi de durur (Anusavice ve ark., 2012).

➤ **Zincir Transferi (Chain Transfer):** Katılma polimerizasyonu olayının bu aşamasında, büyüyen bir zincirin aktif serbest radikali farklı bir moleküle (örneğin bir monomer veya inaktive edilmiş polimer zinciri) aktarılır ve daha fazla büyüme için yeni bir serbest radikal üretilir. Örnek olarak, bir monomer molekülü, büyüyen bir makromolekül tarafından, neticesinde sonlanma meydana gelecek şekilde aktive edilebilir veya reaksiyonu sonlanmış bir zinciri, zincir transferi ile yeniden aktif duruma getirebilir. Zincir transferi olayıyla polimerler bu şekilde büyümeye devam edebilir ya da polimerizasyon reaksiyonu sonlanabilir (Anusavice ve ark., 2012).

➤ **Sonlanma (Termination):** Katılma polimerizasyonunun durdurulması serbest radikal oluşumunun sonlandırılması yoluyla meydana gelir. Sonlanma basamağı, dallanma ve çapraz bağ oluşumu, reaksiyonu durdurabilecek zincir transferi gibi birçok farklı mekanizma yoluyla olabilir. Katılma polimerizasyonu genellikle iki serbest radikal

zincir ucunun doğrudan bağlanmasıyla veya büyüyen bir zincirden diğerine bir hidrojen atomunun aktarılmasıyla sonlandırılır (Anusavice ve ark., 2012; O'Brien, 2002).

2.2.2. Protez Kaide Materyalleri Polimerizasyon Çeşitleri

Farklı monomerlerin birbiriyle kimyasal reaksiyona girerek uzun zincirler oluşturmaları, "polimerizasyon" olarak isimlendirilir. Diş hekimliğinde ve özellikle protetik diş tedavilerinde en sık kullanılan materyaller, polimer yapıya sahip akrilik reçineler olarak bilinmektedir (Khan ve ark., 2022).

PMMA protez kaide materyali sıklıkla toz-likit sistemi olarak kullanılır. Sıvı içeriği ağırlıklı olarak metil metakrilat monomerleri, di- veya tri-metakrilat çapraz bağlantı ajanları ve bir inhibitör barındırırken; toz içeriği ise çoğunlukla mikro ebatlı küreler şeklinde PMMA reçinesi içerir. Sıvı ve toz ideal oranlarda karıştırıldığında işlenebilir bir kütle meydana gelir. Materyal uygun biçimde oluşturulmuş bir kalıp içerisine yerleştirilir, ısı ve basınç altında polimerizasyon gerçekleşir. Polimerizasyon reaksiyonu aktivasyon biçimine göre kimyasal yolla, ısı ve ışık enerjisi ile olabildiği gibi mikrodalga enerjisi ile de meydana gelebilmektedir. Ayrıca, PMMA disklerin frezelenmesine yönelik CAD/CAM ile eksiltmeli olarak veya metakrilat bazlı monomerler kullanılarak 3 boyutlu yazıcı ile eklemeli olarak da üretim yapılabilmektedir (Khan ve ark., 2022).

Polimerizasyon büzülmesi gerçekleşmeden frezelenen önceden polimerize edilmiş (pre-polimerize) akrilik reçine disklerin ve teknik hata meydana gelmeden 3B yazıcı ile üretilen protez reçinelerinin kullanımının giderek yaygınlaşması ideal kaide materyaline ulaşmak adına atılan son derece önemli adımlardır. Aynı zamanda polikarbonat, poliamid, Biologic High Performance Polymer (BioHPP) ve Polietereterketon (PEEK) gibi yüksek dayanıklılığa sahip olan yeni termoplastik

reçinelerin protez kaide materyali olarak kullanılmaya başlanması da umut verici ilerlemelerdendir (Kawara ve ark., 1998).

Isı ile polimerizasyon: Bütün polimerizasyon yöntemleri arasında en sık kullanılan polimerizasyondur. Özellikle hareketli protezlerin üretiminde sıklıkla ısıyla polimerize akrilik reçineler kullanılır. Toz ve likitin ideal oranda karıştırılmasıyla başlayan ve uygun ısının sağlandığı bu yöntemde, toz ve likit genellikle 3/1 oranında karıştırılır. Toz içeriğinde pre-polimerize PMMA bulunurken, sıvı içerikte polimerize olmamış MMA monomeri ve hidrokinon vardır. Taşıma ve depolama esnasında görünür ışık ya da UV radyasyona maruz kalarak polimerizasyonun başlamaması için likit, koyu kahverengi renkli kaplarda saklanır. Buharlaşmanın önüne geçmek için kaplar kapalı tutulmalıdır (Alla ve ark., 2015). Isıyla polimerize olan PMMA'nın özellikleri Tablo 2.1'de verilmiştir (Ferracane, 2006; Mohammed & Hasan, 2022).

Tablo 2.1. Isıyla polimerize olan PMMA'nın özellikleri

Isısal genleşme katsayısı	$81 \times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$
Suda çözünürlük	0.02 mg/cm ²
Su absorpsiyonu	0.69 mg/cm ²
Elastik modülü	3.8×10^3 MPa
Basma dayanımı	76 MPa
Çekme dayanımı	48 - 62 MPa
Darbe dayanımı	0.98 - 1.27 J
Yüzey sertliği	18 - 20 KHN
Yoğunluk	1.16 - 1.18 g/cc
Isı bozulma sıcaklığı	71 - 91/ $^\circ\text{C}$
Camsı geçiş sıcaklığı	125 $^\circ\text{C}$

Toz (polimer) ve likitin (monomer) karıştırılması yoluyla başlayan polimerizasyonun dört basamağı vardır. Bu basamaklar sırasıyla; ıslak kum, liflenme, hamur ve lastik basamağıdır. Kabul edilen ve kullanılan mevcut görüş çalışma sırasında akriliğin hamur kıvamı aşamasında olması gerektirir. Isıyla polimerize olan protez kaide materyallerinin kullanımı, toz ve likitin karıştırılıp istenilen kıvama gelen protez kaidesi reçinesinin hazırlanmasını, geleneksel basınçla kalıplama için bir alçı kalıbın hazırlanmasını ve bir su banyosu veya mikrodalga fırın kullanılarak ısı yoluyla polimerizasyonunu içerir (Wong ve ark., 1999).

Isı ile polimerizasyon; geleneksel basınçla kalıplama tekniği ya da enjeksiyon kalıplama tekniği olmak üzere iki farklı teknikle yapılabilir (Wong ve ark., 1999).

- **Geleneksel basınçla kalıplama tekniği ile polimerizasyon:** Üretici firmaların talimatlarına uyarak hazırlanan ve çalışmaya hazır olarak hamur kıvamına getirilen akrilik reçine, mufla içerisine alçıdan ya da silikon-alçı birleşiminden hazırlanmış kalıplar kullanılarak yerleştirilir. Bu gerçekleştirilen işlem akrilik hamurunun kalıp içerisindeki boşluğa alınıp birit yardımıyla sıkıştırılmasını (preslenmesini) içerir ve muflaya alma işlemi olarak isimlendirilir. Hamur kıvamında olan akrilik reçine beş dakika içerisinde muflaya yerleştirilmelidir. Muflaya alınan yapı sıcak suda kaynatılır ve böylelikle basınçla kalıplama tekniği ile polimerizasyon reaksiyonu gerçekleştirilmiş olur (Goodacre ve ark., 2016).

- **Enjeksiyon kalıplama tekniği ile polimerizasyon:** İlk olarak 1940'lı yıllarda geliştirilmiş olan bu teknik, hamur yani çalışma kıvamındaki akrilik reçinenin enjeksiyon yoluyla ve basınç altında mufladaki protez boşluğuna yönlendirilmesiyle gerçekleştirilir. Bu işlemi yaparken basıncın 6 atm. (atmosfer basıncı) olması gerekmektedir. Kullanılan bu basıncın daha az miktarda polimerizasyon büzülmesine sebep olacağı

düşünülmektedir. Sonrasında ısı ile birlikte polimerizasyon olayı gerçekleşir (Wong ve ark., 1999).

Bu tekniğin avantajı akrilik reçinenin en ince detaylarına kadar ulaşarak her bölgeye ulaşması ve daha homojen bir yapının elde edilip bunun sonucunda oluşabilecek porozitenin minimuma indirilmesinin sağlanması ve polimerizasyon büzülmesinin geleneksel basınçla kalıplama yöntemine göre daha az olmasıdır. Yüksek maliyetli olması ve uygulanabilmesi için özel donanımına ihtiyaç duyulması da dezavantajları arasındadır (Ertem ve ark., 2011; Wong ve ark., 1999).

Kimyasal yolla polimerizasyon (Oto polimerize): Kimyasal yolla polimerize olan reçinenin toz içeriğinde PMMA polimeri veya kopolimer taneleri, benzoil peroksit (maksimum %2 oranında, başlatıcı), pigmentler ve estetik için ilave edilen naylon veya akrilik renklendirici lifler varken likit içeriğinde MMA monomeri, çapraz bağlayıcı ajan olarak etil glikol di metakrilat, inhibitor olarak hidrokinon, plastikleştirici olarak dibütil ftalat, aktivatör olarak di metil para toluidin (maksimum %0,75 oranında) bulunur (Alla ve ark., 2015; Ferracane, 2001).

Isıyla polimerize akrilik reçinelerin tersine, oto polimerize akrilik reçinelerin polimerizasyonu hiçbir zaman bitmez ve yaklaşık %3-5 oranında artık monomer kalır. Bu durum ısıyla polimerize olan akrilik reçinelere kıyasla daha az polimerizasyon büzülmesi avantajıyla beraber daha iyi bir boyutsal stabilite özelliği kazandırır. Kimyasal yolla polimerize olan reçinelerin içeriğinde bulunan ve aktivatör olarak görev yapan tersiyer aminin renk değişikliklerine karşı oldukça hassas olması sebebiyle bu reçinelerin renk stabilitesi ısıyla polimerize olan reçinelere oranla daha azdır (Bahrani ve ark., 2012).

Görülebilir ışık ile polimerizasyon: Görünür ışıkla polimerize olan akrilik reçinelerde polimerizasyon, içinde 400-500 nm (nanometre) dalga boyunda mavi ışık bulunduran özel bir fırınla gerçekleştirilir. Bu sertleşme reaksiyonu reçine bazlı restoratif

materyallere benzer şekilde oluşur. PMMA, geleneksel başlatıcının, ışığa maruz kaldığında aktive olan ve serbest radikaller meydana getiren ışığa duyarlı olan kamforkinon ile değiştirilmesiyle modifiye edilir. Işıkla sertleşen akrilik reçineler PMMA doldurucular, silika, üretan dimetakrilat matrisi (UDMA) ve akrilik reçine monomerlerini içerir (Shintani ve ark., 1985).

Görünür ışıkla polimerize olan PMMA'nın tümüyle polimerize olabilmesi için gereken süre boyunca görünür ışığa maruz kalması gerekmektedir. Polimerizasyondan sonra bitim ve cilalama aşaması geleneksel ısıyla polimerize olan akrilik reçinelere benzer şekilde yapılır (Anusavice ve ark., 2012). Işıkla sertleşen PMMA, polimerizasyonunun daha rahat kontrol edilebilmesi, artık monomer miktarının az olması sebebiyle bakteri birikiminin ve polimerizasyon büzülmesinin az olması ve kolay üretilmesi avantajlarına sahiptir. Fakat ışıkla polimerize olan PMMA materyallerinin sınırlı sertleştirme derinliğine sahip olması, teknik hassasiyet gerektirmesi ve diğer yöntemlere göre maliyetinin yüksek olması gibi dezavantajları olduğundan yaygın olarak kullanılmamaktadır (Hassan ve ark., 2019).

Mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon: Mikrodalga enerjisi, PMMA'yı polimerize etmek ve iyileştirmek amacıyla başvurulmuş başka bir ısı kaynağıdır. Mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon, uzun zaman alan ısıtma ve ardından soğutma gerektiren geleneksel ısıyla polimerizasyon yöntemine kıyasla, mikrodalgada 500 W (Watt)'de kısa polimerizasyon süresi (üç dakika) sebebiyle süre açısından avantaja sahip bir yöntemdir (Bartoloni ve ark., 2000). Mikrodalga enerjisi ile polimerize PMMA materyallerinin dezavantajı, akrilik dişlerle zayıf bağlanma dayanımıdır ve bu da onların protetik uygulamalarını kısıtlamaktadır. İlave, bu yöntemde kullanılan ekipmanlar nispeten yüksek maliyetlidir (Hassan ve ark., 2019). Yapılan araştırmalarda bu teknikle

Üretilen protez kaidelerinin, geleneksel materyal ve reçinelere benzeyen boyutsal doğruluk ve fiziksel özelliklere sahip olduğu bildirilmiştir (Keenan ve ark., 2003).

Yukarıdaki sınıflandırmanın yanında CAD/CAM, eklemeli ve eksiltmeli teknikleriyle kullanılan PMMA esaslı kaide materyalleri de bulunmaktadır.

2.3. CAD/CAM Sistemlerinin Tarihçesi

Diş hekimliği alanındaki CAD/CAM uygulamalarında büyük gelişmeler 1980'li yıllarda meydana gelmiştir. Dr. Duret 1971'den itibaren dayanak olarak kullanılan dişlerin ağız içerisinde optik ölçüsünü alarak bir dizi yöntem kullanıp, kuronlar üretmeye başlayarak CAD/CAM sistemini geliştirmek adına birtakım çalışmalar ortaya koymuştur. Daha sonra Sophia Sistemini geliştirerek CAD/CAM teknolojisinin ilerlemesine katkıda bulunmuştur (Kalaycı & Bayındır, 2015).

Dr. Moermann bir seansta porselen restorasyon üretilmesini mümkün hale getiren ve CEREC sistemini geliştiren kişidir. Bu teknolojiyi hasta ağzında uygulamaya çalışmıştır. Ağız içi kamera ile ölçüler elde etmiş ve kliniğinde mevcut olan CAD/CAM sistemi seramik bloktan inley restorasyonu üretmiştir. Bu sistemden sonra diş hekimliğinde CAD/CAM sistemi süratle yayılmaya başlanmıştır (Miyazaki ve ark., 2009).

Procera sisteminin geliştiricisi Dr.Andersson'dur. 1980'li senelerin başında kompozit veneer restorasyonları bu sisteme dahil etmiştir. Procera sistemi ilerleyen yıllarda tam seramik restorasyonların üretiminde dünya çapında internetle erişilebilen bir sistem halini almıştır (elik ve ark., 2013; Miyazaki ve ark., 2009).

2.3.1. CAD/CAM Akrilik Kaide Materyalleri

Dijital diş hekimliğindeki gelişmeler ölçü materyali ve alçı modelleri kullanılan geleneksel yöntemlere kıyasla daha kolay ve hızlı tedaviler yapılmasını sağlamıştır

(Alsandi ve ark., 2019). Aynı zamanda, frezeleme tekniği ile işleyen bir prosedüre sahip olan CAD/CAM' deki yüksek maliyet ve fazla miktardaki materyal israfı, dijital 3B yazıcıları arzu edilen alternatif seçenek haline getirmiştir (Wang ve ark., 2019).

Bütün bu bilgiler ışığında dijital diş hekimliğinde günümüzde hareketli protezlerin üretiminde kullanılan dijital üretim sistemleri, 3B yazıcı ile "Eklemeli Üretim Yöntemi" ve CAD/CAM ile "Eksiltmeli Üretim Yöntemi" olmak üzere iki farklı yöntemle uygulanabilmektedir (Bidra ve ark., 2016).

➤ Eksiltmeli Üretim Kaide Materyalleri

Bu teknikte protez kaideleri, CAD/CAM teknolojisi ile önceden polimerize edilmiş PMMA disklerden frezelenerek imal edilir. PMMA diskler, endüstriyel olarak yüksek ısı ve basınç altında polimerize edildiğinden nispeten yoğun ve düşük gözenekli materyallerdir. Bu materyaller minimum büzülme, azalmış artık monomer miktarı ve bakteriyel tutunma, üstün dayanıklılık ve dokulara yüksek uyum sağlayan protez kaidelerinin üretimini sağlar (Abduo ve ark., 2014). Birçok araştırmada da PMMA disklerinin, diğer akrilik kaide materyallerinden yüksek eğilme dayanıklılığına ve yüzey sertliğine, düşük yüzey pürüzlülüğüne sahip olduğunu bildirmiştir (Aguirre ve ark., 2020; Prpić ve ark., 2020; Raszewski, 2020).

Tüm bu gelişmeler olsa dahi tam protezlerin üretimi yazılımın yetersizliğinden kaynaklı gelişmelerin gerisinde kalmıştır. Fakat, son zamanlarda geliştirilen yazılım sistemleri sonucunda tam protezlerin tasarım ve üretimi mümkün hale gelmiştir (Han ve ark., 2017).

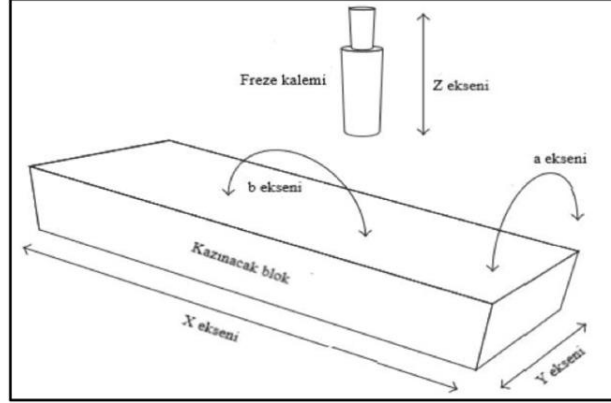
CAD/CAM kullanarak frezeleme yöntemiyle gerçekleştirilen eksiltmeli üretim, üretilcek olan modelin veya tasarımın daha büyük bir blok ya da yuvarlak bir diskten, bilgisayar kontrollü bir makine (CNC-Bilgisayar Destekli Numerik Kontrol) tarafından kazınmasına dayanır. CAD modeli, CAM yazılımıyla otomatik olarak bilgisayar

kontrollü makine tarafından kazıma yoluna yönlendirilir. Üretilcek dental restorasyonun tabakalarının eşit olmaması sebebiyle freze makineleri farklı ebatlardaki frezleri birleştirir. Takım konumlandırma doğruluğunun 10 mikrometre (μm) dahilinde olduğu bildirilmiştir. CAM yazılımı ayrıca, üretilcek protezin gerekli bölümünden ödün vermeden freze ucunun istenen yüzeye ulaşmasını sağlayan adımları da içeriğinde barındırır (Demiralp ve ark., 2021).

Dental CNC makineleri, dental iş parçalarının 3B frezelenmesini kolaylaştırmak amacıyla çok eksenli frezeleme cihazlarından meydana gelir. Diş hekimliğinde en sık kullanılan frezeleme sistemleri sıklıkla üç eksenlidir. Bu tür yöntemlerde freze kalemleri -x, -y ve -z eksenleri olmak üzere üç eksende hareket eder. Bu sebeple üç eksenli frezeleme, minimum hesaplama ve kümülatif frezeleme süresi gibi avantajlara sahiptir (Herrero-Climent ve ark., 2023). Dental uygulamalarda üretilcek materyalin 180° dönebilmesini mümkün kıldığından frezelenmiş yüzeylerin yüzey özelliklerinin iyi bir şekilde tanımlanması sağlanır. Ayrıca, iki freze kaleminin aynı anda eklenmesi yoluyla frezeleme hızı arttırılabilir. Hareket freze takımıyla sınırlı olduğundan üç eksenli makinelerde büyük ebatlı protezler üretilemez (Güth & Dent, 2012; Herrero-Climent ve ark., 2023). Üç eksenli frezeleme sistemlerinin büyük ebatlı protezler üretememe kısıtlamasından kaynaklı dört ve beş eksenli frezeleme sistemleri piyasaya sunulmuştur. Günümüzde tam protezlerin üretiminde beş eksenli frezeleme sistemleri kullanılmaktadır (Beuer ve ark., 2008; Güth & Dent, 2012).

Beşinci eksen, freze takımının dönüş yolunu oluşturarak kompleks geometrilerin ve pürüzsüz dış yüzeylerin üretilmesine imkan verir (Abduo ve ark., 2014). Şekil 2.6.'da farklı freze eksenlerini içeren şematik diyagrama göre üç eksenli frezeleme sistemi -x, -y, -z; dört eksenli frezeleme sistemi -x, -y, -z, -a; beş eksenli frezeleme

sistemleri -x, -y, -z, -a, -b eksenlerini göstermektedir (Beuer ve ark., 2008; Güth & Dent, 2012).



Şekil 2.6. Farklı freze eksenlerini gösteren şematik diyagram

➤ Eklemeli Üretim Kaide Materyalleri (3B Baskı Reçineleri)

Amerikan Diş Hekimliği Birliği'ne (ASTM) göre eklemeli üretim sistemi, nesnelerin oluşturulması için materyallerin tabakalı şekilde ilave edilerek birleştirilmesi sürecidir ki bu da 3B model verilerinden elde edilir (Monzón ve ark., 2015). 3 boyutlu baskı teknolojisinin diş hekimliği sektörüne entegrasyonu, sistemi kullanan diş hekimlerinin dental laboratuvarlara olan bağımlılığını azaltarak diş hekimlerine kendi imalatlarını gerçekleştirebilme imkanı vermiştir (Anadioti ve ark., 2020). 3 boyutlu üretim teknikleri, mikroakışkan cihazların tek adımda yazdırılmasına ve yüksek verimlilikle elde edilebilen total protezlerin üretilmesine olanak sağlar. Prototip oluşturma, döküm örneklerini hazırlama, model oluşturma gibi çok sayıda alanda kullanılan 3B baskı yöntemidir. Aynı zamanda bilgisayar destekli tasarım (CAD) yazılımının masaüstü bilgisayarlarla yenilenmesi ve belirli kimyasal prosesler için mikro reaktörlerin prototip tasarımına uygun hale getirilmesi ile tasarımın hızlı bir biçimde değiştirilmesini sağlar (Waldbaur ve ark., 2011).

3B yazıcılarla eklemeli üretimde, modelleri üretmek amacıyla polimerize olabilen foto polimer reçineler kullanılır (Pianelli ve ark., 1999). Polimerizasyon reaksiyonu miktarı, dönüşüm derecesi (DD) olarak ölçülür. Daha yüksek bir DD elde etmek sıklıkla daha iyi mekanik özellikler ve biyouyumluluk sağlar ve artık monomer miktarının azalmasına olanak tanır. Bu durum sıklıkla uzun süre yumuşak ve sert vücut dokularıyla temasta olan 3B yazdırılmış protezler, geçici protezler ve splintler için daha önemlidir (Durner ve ark., 2012). Diş hekimliği kullanımına yönelik 3 boyutlu baskı reçinelerinin içeriğinde monomer bulundurması önemlidir ve çoğunlukla monomer olarak bisfenol A-glisidil metakrilat (Bis-GMA) ve üretan dimetakrilat (UDMA) monomerleri kullanılmaktadır. (Alsandi ve ark., 2019). 3B yazıcılarla üç boyutlu yapılar üretebilmek için tasarımlar CAD yazılımı (örn. Rhinoceros 3B, Autodesk Inventor) ile çizilir. Tasarlanmış olan dosya Standard Transformation Language (STL) formatındadır ve depolanan bu dosya 3B yazıcıya iletilir. Yazıcı, CAD dosyasının tasarımına göre reçine materyalini katmanlı şekilde ekleyerek (yığarak) üç boyutlu yapıların üretilmesini sağlar (Bassoli ve ark., 2007).

Üç Boyutlu Yazıcı ile Polimerlerin Üretim Yöntemleri

Eklemeli üretimin amacı, bilgisayar tabanlı bir ortamda direkt olarak tasarlanmış üç boyutlu bir modelin oluşturulabilmesidir. Tabakalı üretim teknolojisinde likit ve toz haldeki çok sayıda materyal kullanılabilir (Javaid & Haleem, 2019). Üç boyutlu yazıcı ile tabakal olarak yazdırılan üretim çeşitleri sınıflandırılırken cihazların katmanlama metotları esas alınmaktadır. Bu esasa göre diş hekimliğinde kullanılan eklemeli yöntemle üretim teknikleri aşağıda belirtilmiştir:

SLA: Stereolitografi

MJT: Malzeme Püskürtme/Malzeme Jeti

DLP: Dijital Işık İşleme

SLS: Seçici Lazer Sinterleme

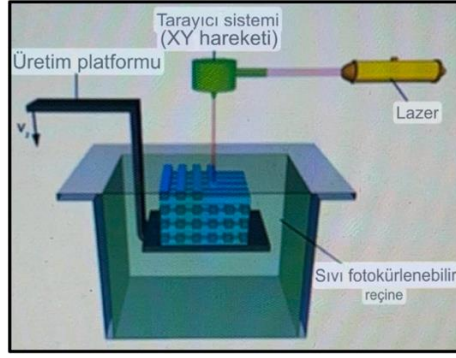
SLM: Seçici Lazer Ergitme

IJK: İnk jet Printing (Mürekkep Baskı)

FDM: Eriyik Yığma Modelleme

SEBM: Seçici Elektron Işınli Ergitme

Stereolitografi (SLA): 1980'li senelerin sonlarında ticarileştirilmiş olup ilk ve en sık kullanılan 3 boyutlu eklemeli (tabakalı) baskı tekniğidir. 1986 yılında Charles W. Hull stereolitografiyi "ultraviyole ışıkla polimerize olan materyallerin ince katmanlar halinde birbirinin üzerine yığılıp katmanlaşmasıyla katı nesnelerin üretilmesi" olarak ifade etmiştir. SLA tipi 3B yazıcılarda üretim, yapılarında bulunan merkez bir lazer ışını veya ışık yayan diyot (LED) ışıklarla meydana gelir. Aynı zamanda bu yöntemde, içeriğinde tabakalar halinde polimerize edilen likit reçine bulunan bir tanker (kazan) mevcuttur. Bu sebeple bu yöntem kazan foto polimerizasyonu yöntemlerinden biri olarak isimlendirilir (Bhattacharjee ve ark., 2016). Üretilmiş olan 3B yapıların çözünürlüğü, lazer ışınının nokta boyutuna ve ışıkla polimerize olan reçinelerin absorpsiyon spektrumlarına bağlı değişebilmektedir. En yüksek çözünürlük $\sim 27 \times 27 \times 0,25$ (-x, -y, -z eksen) mikrometredir (Jiménez ve ark., 2019). Ayrıca, kızılötesi ışınlarla sahip femtosaniye lazerli (~ 780 nm dalga boyu) iki foton absorpsiyonlu SLA litografi (TPA-SLA), birkaç yüz nm ebatlarında üç boyutlu yapılar üretebilir ve mevcut 3B baskı yöntemleri arasında en yüksek çözünürlüğü verir (Mettry ve ark., 2021).



Şekil 2.7. Stereolitografi (SLA) tipi üç boyutlu yazıcı (Bhattacharjee ve ark., 2016)

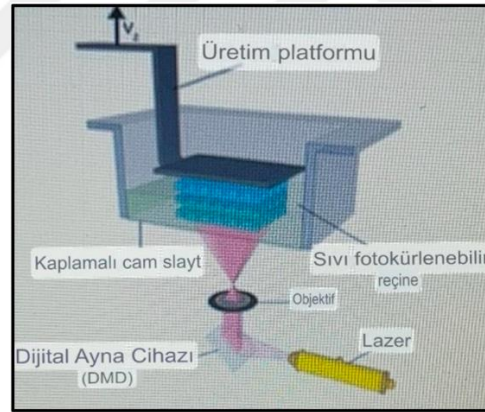
Seri üretim sağlaması, büyük bir platforma sahip olması, kompleks nesneleri maksimum çözünürlükte oluşturabilmesi bu sistemin avantajları arasında yer alır. Genel olarak her tabakanın üretimi yaklaşık 1-2 dakika sürmekte ve her tabakada 25 μm boyutunda üretim sağlanmaktadır. Üretilcek tasarımın boyutuna bağlı olarak üretim zamanı da artmaktadır. İşlem sonrası yüzey düzenleme prosedürlerinin diğer tekniklere göre daha uzun olması ve maliyetinin yüksek olması ise sistemin dezavantajları arasındadır.

Günümüzde üretilmeye başlanan 3 boyutlu SLA tipi yazıcıların kullanımının yaygınlaşması nedeniyle sistem eskisi kadar pahalı değildir (Ko ve ark., 2017).

Dijital ışık işleme (DLP): Yeni geliştirilen sistemlerden biri olan DLP tipi üç boyutlu yazıcılar, prensip ve çalışma konsepti açısından SLA tipi yazıcılarla benzer özellikler sergilemektedir. Ancak, ikisinin de projeksiyon yöntemi birbirinden farklıdır ki; DLP tipi üç boyutlu yazıcılarda, SLA ile karşılaştırıldığında, polimerizasyon sürecinde görüntünün bütün kısımlarını aynı anda etkileyebilme özelliğine sahiptir (Alsandi ve ark., 2019). Yani, DLP tipi üç boyutlu yazıcılar, görüntünün bütünü (tüm katmanlarını) aynı anda polimerize etmek için 380 nm ve 405 nm kısa dalga boylu ultraviyole (UV) ışığının tamamını Dijital Mikroayna Aygıtı (DMD) ile yönlendirerek ışıkla polimerize olabilen reçineye yansıtır (Alsandi ve ark., 2019; Han & Cho, 2018), (Şekil 2.8.).

DLP tipi üç boyutlu yazıcılardaki katmansal yaklaşım, SLA tipinin noktasal yaklaşımından daha hızlı üretim yapılmasını sağlar. Yapım sürecini etkileyen parametreler modelin -x ve -y ekseninin uzunluğu değil, katman kalınlığı ve UV ışığına maruziyet süresidir (Pu ve ark., 2023). Yazdırılan yapıların çözünürlüğü yansıtılan pikselin boyutuna bağlıdır. DLP tipi üretim, SLA tipi üretime kıyasla daha hızlı olmasına rağmen modellerin yüzey özellikleri DLP türü üretimde çok daha üstündür. Yapılan araştırmalarda DLP tipi yazıcılarda bildirilende olduğu gibi en yüksek çözünürlüğün, $\sim 50 \times 50 \times 50$ (-x, -y, z- eksen) μm boyutunda olduğu gösterilmiştir (Rogers ve ark., 2015).

Her iki teknikte de, tasarımın üretimin aşamasından sonra platformdan ayrılan modelden fazla reçinenin uzaklaştırılması için solvent banyosunda bekletilmesi ve son polimerizasyonun UV cihazında yapılması gerekmektedir (Arslan ve ark., 2021).

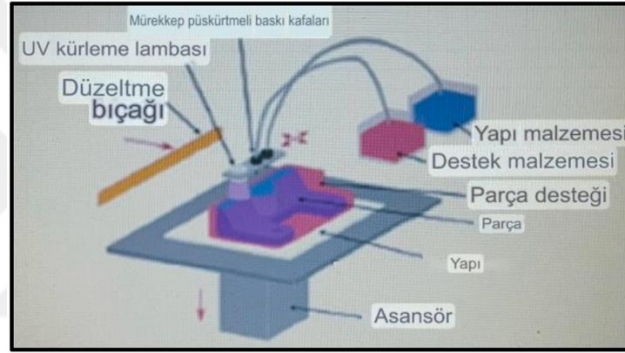


Şekil 2.8. DLP tipi üç boyutlu yazıcı (Bhattacharjee ve ark., 2016)

Malzeme püskürtme / Malzeme jeti (MJT): SLA ve DLP tipi üç boyutlu yazıcılara alternatif olarak geliştirilen bir başka tip üç boyutlu yazıcı da MJT (malzeme püskürtme/malzeme jeti)'dir. Renk çeşitliliği olan nesnelerin üretimine olanak sağlayan bir üç boyutlu baskı tekniğidir. Bu tip 3B yazıcılarda üretim mürekkebin püskürtülmesi işlemi ile gerçekleşir (Şekil 2.9.). Püskürtülen materyal eğer reçine ise bu tekniğe “foto

polimer püskürtme'', püskürtülen materyal mürekkepe ''mürekkep püskürtme'' ismi verilir. Üretim mumdan veya reçineden yazıcının baskı kafasıyla materyalin püskürtülmesi aşamasıyla gerçekleşir. Her defasında platform bir tabaka kalınlığı kadar aşağı iner ve polimerize edilir. Bu işlem tekrarlanarak UV ışığı ile katmanların polimerizasyonu olayı gerçekleştirilir (Ko ve ark., 2017).

MJT tipi 3 boyutlu yazıcılar SLA ve DLP tipi yazıcılara göre yaklaşık 5 ila 10 kat daha yüksek maliyetlidir ve materyal tercihi sınırlıdır. Üç tip baskı için de sıklıkla ışıqla polimerize olan malzemeler kullanılır (Ko ve ark., 2017; Turkeyilmaz & Wilkins, 2021a).



Şekil 2.9. Malzeme Püskürtme / Malzeme Jeti (MJT) ile üretim (Waheed ve ark., 2016)

Bu teknikle elde edilen ürünlerin çözünürlüğü SLA ve DLP tipine kıyasla çok daha iyidir. Farklı materyallerin değişik oranlarda karıştırılması ile hem renk hem de görüntü olarak karmaşık yapıların üretilmesine fırsat tanır. Yani, bu yöntem farklı materyallerle üretim yapılabilme imkanı sunmaktadır (Bassoli ve ark., 2007; Mettry ve ark., 2021).

Üç Boyutlu Yazıcıların Diş Hekimliğinde Kullanım Alanları:

Mimarlıktan eğitime, inşaattan havacılığa, sanattan arkeolojiye kadar nice farklı alanda kullanımı yaygınlaşmaya başlayan eklemeli üretim tekniğinin diş hekimliğinde kullanımı bilhassa son yıllarda yankı bulmuştur (Cebeci & Tokmakcıoğlu, 2018).

3 boyutlu yazıcıların diş hekimliğinde kullanım alanları:

- Dental implantlar (Dawood ve ark., 2015; Rekow, 1987)
- Kraniomaksillofasial ve ortopedik implantlar (Dawood ve ark., 2015)
- Cerrahi kılavuz (guide) ve cerrahi modeller (Dawood ve ark., 2013)
- Ortodonti (Ortodontik braketler, üç boyutlu model elde edilmesi, okluzal splintler) (Papadimitriou ve ark., 2018)
- Protetik restorasyonlar (Sabit protezler, hareketli protezler, zirkonyum restorasyonlar, tam ve parsiyel hareketli protezler, geçici ve daimi restorasyonlar, seramik restorasyonlar) (Perea-Lowery ve ark., 2021)
- Obturatörler (Çene-yüz protezleri) (Davis, 2010)
- Metal altyapılar (Krom-kobalt alt yapılar) (Han ve ark., 2018)

2.3.2. Tam Protez Üretiminde Kullanılan CAD/CAM Sistemleri

AvaDent Dijital Dentures Sistemi

Avadent (Global Dental Science LLC, Scottsdale, AZ) tam protez üretiminde kazıma tekniğini (eksiltmeli yöntem) kullanmaktadır. Ara seanslarda prova amacıyla protez üretimi için de hem kazıma hem de 3 boyutlu yazıcı yöntemlerini kullanma olanağı sunar. 2 farklı teknik ile kaide materyaline dişlerin bağlanması gerçekleştirilir. Bunlardan ilki, kazıma yöntemiyle üretilen kaide materyaline hazır yapay dişlerin bonding ajanlar yoluyla bağlandığı yöntemdir. Diğerisi ise kaide ve dişlerin tek bir üniteden frezelenmesi yoluyla üretilen tam protezlerdir. Bu birleşik ünite AvaDent XCL (extreme cross-linked) ismi ile kullanıma sunulmuştur. AvaDent sistemi tam protezlerin üretiminin yanında kişisel ölçü kaşıkları, immedat protezleri, maksillofasiyal protezleri, implant üstü protezleri, tek protezleri, geçici protezleri ve hibrit protezleri imal etmeye de olanak sağlar (Bidra ve ark., 2016; Kattadiyil ve ark., 2015).

Ivoclar Dijital Denture Sistemi

Ivoclar Vivadent (Ivoclar Vivadent Inc., Schann, Lihtenştayn) firması, daimi protezleri eksiltmeli yöntemle üretirken ara seanslardaki prova protezlerini ise yine frezeleme veya 3B baskı yöntemi olan eklemeli yöntemle üretebilmektedir. Klinik işlemler ile tam protezin hastaya teslim edilmesi hekimin tercihi doğrultusunda üç veya dört seans sürmektedir. Klinikte kaydedilen veriler laboratuvara gönderilir. Freze yöntemi ile imal edilen prova protezi monolitik beyaz opak bir PMMA bloğundan (ProArt CAD try-in) üretilir. Prova protezinde yapay dişler ve kaide aynı renkte frezelenir. 3B yazıcı ile elde edilen yöntemde ise kaide ve dişler ayrı ayrı basılır daha sonra PMMA reçine ile birleştirilir (Baba ve ark., 2021).

Dentca CAD/CAM Dentures Sistemi

Dentca (Dentca Inc., Los Angeles, CA) şirketi, dişler ve diş eti için FDA onaylı 3B baskı materyali üreten ilk şirkettir. Dentca, yapay dişlerin tutturulacağı girintili bir protez kaidesi elde etmek üzere eklemeli üretim yöntemini kullanır. Dentca sisteminde son polimerizasyon öncesinde dişler kaideye yapıştırılır. Tam protezler, parsiyel protezler ve immediat protezler bu yöntemle üretilebilmektedir (Baba ve ark., 2021).

Ceramill Full Denture Sistemi

Bu yöntemde alt ve üst çene ölçüler ve kayıtlar alındıktan sonra her kayıt ayrı ayrı taranır. Elde edilen veriler yazılım programına aktarıldıktan sonra Ceramil D Flow yazılımı kullanılarak tam protezlerin dizaynı yapılır. Tasarımı biten model 5 eksenli frezeleme makinesinde (Ceramill Motion 2) üretimi tamamlanır ve hastaya teslimi yapılır (Baba ve ark., 2021).

Vita Vionic Sistemi

Vita Vionic tarafından üretilen dijital tam protezler yapay dişlerin ve kaide materyallinin Vita tarafından üretilmesinin dışında Ceramill Full Denture'e benzer bir üretim gerçekleştirerek frezeleme yöntemiyle daimi protezler üretmektedir (Baba ve ark., 2021).

Baltic Denture Sistem (BDS)

Bu sistem iki seansta hastaya protezi teslim edebilmek amacıyla geliştirilmiştir. Hekim, BDKEY Set araçlarına (Merz Dental GmbH) göre ölçüsünü almaktadır. Bu sette ölçü almak için özel dişli kaşıklar, çeneler arası ilişkiyi kaydetmeye yarayan özel cihazlar vardır. Tasarımı tamamlanan model 5 eksenli bir CNC makinesinde kazınarak elde edilir (Baba ve ark., 2021).

2.3.3. CAD/CAM Sisteminde Tam Protez Yapımında Kullanılan Kaide Materyalleri

Pre-polimerize PMMA Bloklar

Son yıllarda, geleneksel protezlere benzer renklerde protez kaideleri CAD/CAM sistemleri ile PMMA disklerinden üretilmeye başlanmıştır. CAD/CAM sistemiyle kullanılan pre-polimerize diskler yüksek basınç ve ısı altında üretilmiştir. Bu nedenle frezelenen protezlerde geleneksel yöntemle üretilen protezlerde görülen büzülme probleminin önüne geçilmiş olunur (Arslan ve ark., 2018).

CAD/CAM sisteminde frezelenen bu disklerden elde edilen protez kaidelerine daha sonrasında çift çapraz bağlı rezin materyalden frezelenen dişler yapıştırılabilmektedir (Baba ve ark., 2021). CAD/CAM ile kazınarak üretilen protezlerin mekanik ve yüzey özellikleri, geleneksel ısı ile polimerize PMMA ile karşılaştırıldığında daha üstün mekanik özellikler göstermiştir (Al-Dwairi ve ark., 2019). Bununla beraber

bu disklerin yüksek kondensasyon özelliğinden kaynaklı artık monomer ve porozite oranını azaltmaktadır (Bidra ve ark., 2016; Infante ve ark., 2014; Liebermann ve ark., 2016).

Reçineler

CAD/CAM sisteminin eklemeli üretim sınıfı olan 3B baskı ile üretimde katmanlama ve ekleme kuralları uygulanır. Bu teknikle kullanılmak için çok çeşitli ham maddeler bulunmaktadır. Eklemeli imalat için diş hekimliği ve tıbbi amaçlar için kullanılan hammaddelerin çoğu, polimerler (reçineler ve termoplastikler dahil), seramikler ve metaller olmak üzere bağlayıcı/toz malzeme kombinasyonları halinde sınıflandırılabilir (Mankar, 2021).

3B yazıcılarda kullanılan reçineler sıklıkla ışıqla polimerize olan ve daha önceden polimerize edilmemiş materyallerdir. Üretan dimetakrilat (UDMA) ve trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) gibi ışıqla duyarlı termoset likit monomerlerin beraberinde foto başlatıcılar ve katkı maddeleri de bu reçinelerin içeriğinde bulunmaktadır. Katkı maddelerinin karışım oranları polimerizasyon kinetiğini etkilediği için özel formüle edilmiş içeriğin bileşimi sadece baskı şirketleri tarafından bilinir ve genellikle kullanıcılarla paylaşılmaz (Ko ve ark., 2017). UDMA ve TEGDMA monomerleri uygun bir ışıqla maruz kaldıklarında serbest radikaller oluşur ve polimerizasyon reaksiyonunu başlatırlar. Polimerizasyon reaksiyonu sonrası reçinenin likit halden katı hale dönüşümü gerçekleşir (Alsandi ve ark., 2021; Bayarsaikhan ve ark., 2021; Pianelli ve ark., 1999).

Baskı işlemi sonrası final polimerizasyon işlemi adı verilen son aşama ışıqla polimerizasyon aşamasıdır. Eklemeli üretim ile verilerin yüksek doğrulukta elde edilmesi, malzeme israfının daha az olması ve frezeleme sistemine kıyasla düşük maliyetli olması bu sistemin avantajları arasındadır. Ancak final polimerizasyon işlemi öncesi hala tam olarak polimerizasyon tamamlanmadığından polimerizasyon büzülmesi

görülür. Polimerizasyonu bitmemiş tam protez yazıcının platformundan çıkarılırken protezlerde ufak hasarlar görülebilir. Ayrıca, bitmiş protezlerin yüzeyinde polimerize olmamış rezin tabakası kalmış olur ve bu tabakanın bir çözücü yardımı ile uzaklaştırılması gerekir (Barazanchi ve ark., 2017).

2.3.4. CAD/CAM ile Üretimin Avantaj ve Dezavantajları

CAD/CAM teknolojileri diş hekimliği pratiğinde yeni bir dönem başlatmıştır. CAD/CAM sistemlerinde kullanılmak üzere geliştirilen yeni materyallerin piyasaya girmesiyle mekanik, fiziksel ve optik açıdan daha üstün özelliklere sahip ürünler elde edilebilmekte ve yeni materyallerin yüksek doğrulukla üretilmesi sağlanabilmektedir (Janeva ve ark., 2018).

Standartlaştırılmış üretim kademeleri (standart sıcaklık, basınç vb.) sayesinde kaliteli ve etkin dental tasarımların üretimi mümkün hale gelmiştir (Infante ve ark., 2014). Restorasyonların üretimi için gerekli seans sayısı büyük ölçüde azalmış, iki seansa kadar düşürülebilir duruma gelmiştir. Diş laboratuvarları modern, bilgisayarlı üretim merkezlerine dönüştürülmüş ve bu sayede üretkenlik ve verimlilik ciddi bir biçimde artış göstermiştir (Al-Dwairi ve ark., 2020). Özellikle tam ve parsiyel hareketli protezlerin üretiminde teknisyene bağlı hatalar büyük oranda ortadan kalkmıştır. Aynı zamanda verimlilikteki bu artış, tasarımların üretim merkezinden bağımsız olarak imal edilebilmesi amacıyla rekabet gücünün artmasını sağlamıştır (Marinello & Brugger, 2021). Sisteme ait dijital olarak korunabilen arşiv nedeniyle hastaya ait modellerin kaybolması gibi problemler de engellenmiştir (Beuer ve ark., 2008).

Bu avantajların yanında, CAD/CAM sistemleri üretim maliyeti yüksek bir yöntemdir. Cihazlara yapılan yüksek yatırım, küçük laboratuvarların bütçesinin üzerine çıkabilir. Aynı zamanda cihazı kullanma yetkinliğine sahip olabilmek için eğitim almak

gerekmektedir. Bazı uygulamaların yazılım ve üretim prosedürleri kısıtlı olduğundan CAD/CAM sistemleri ile her tasarımı gerçekleştirilemez (Davidowitz & Kotick, 2011).

2.3.5. Tam Protez Üretiminde Geleneksel ve CAD/CAM Yöntemlerinin Karşılaştırılması

Geleneksel yöntemlerle üretilen total protezlerin hastaya teslim edebilmek için gerekli seans sayılarının fazlalığının aksine CAD/CAM sistemlerinden olan AvaDent ve Dentca sistemleri en az iki, Ceramill sistemi ise en az üç seansta tam protezleri hastaya teslim edilebilmektedir. Hastalar için randevu sayısındaki bu azalma büyük bir avantaj haline gelmektedir (Bilgin ve ark., 2016; Kalberer ve ark., 2019).

Dijital sistemlerde prova aşamasında kolaylıkla geçici protezler üretilmektedir. Geleneksel tekniklerde olmayan bu avantaj sayesinde yapılacak olan final protezi değerlendirilerek gerekli düzeltmeler yapılabilmektedir (Baba, 2016). Dişlerin ve kaide materyalinin doğru alınmış interoklüzal kayıtlar ile bir blok olarak monolitik bloklardan frezelenmesi ile elde edilen protezlerin oklüzyonunun daha az düzeltme gerektirdiği bildirilmiştir (Baba ve ark., 2021).

Geleneksel tekniklerde oluşan polimerizasyon büzülmesi ve bunun neticesinde görülen doku uyumunda bozulma, dayanıklılık azalması gibi dezavantajlar CAD/CAM eksiltmeli sistemlerinde kullanılan pre-polimerize bloklarda görülmemekte ve ideale yakın protezler üretilmektedir (AlRumaih ve ark., 2018; Baba, 2016).

3B yazıcı sisteminde kullanılan PMMA reçineler daha ince tabakalar halinde uygulanmalarına olanak sağlayan gelişmiş fiziksel özelliklere sahiptir. Reçine yüksek elastisite modülüne sahip geleneksel teknikle üretilen PMMA kaideye kıyasla daha yoğun bir yapıya sahiptir. Daha az miktarda artık monomer içerir (Arslan ve ark., 2018; Ayman, 2017; Raszewski, 2020; Srinivasan ve ark., 2018; Steinmassl ve ark., 2018).

3B yazıcı yöntemi ile daha seri üretim yapmanın yanında laboratuvar işçilik maliyetini azaltması da avantajlarından bir diğeridir (Raszewski ve ark., 2022). CAD/CAM eksiltmeli yöntemde ise dijital verilerin saklanabilme özelliğine bağlı olarak protez üretiminin tekrarlanması gerektiğinde (kırıklarda veya kayıplarında) protezin tekrarlanmasına olanak tanımaktadır. Aynı zamanda saklanan veriler ileride implant planlaması yapılacaksa hastaya cerrahi şablon hazırlamada da katkı sağlayabilir (Baba, 2016).

2.4. Akrilik Kaide Rezinlerinin Mekanik Özellikleri ve İnceleme Yöntemleri

2.4.1. Yüzey Sertliği

Yüzey sertliği, oklüzal yüklere karşı direnci sebebiyle akrilik materyallerin protez kaidesi olarak kullanılmasına olanak sağlayan çok önemli bir özelliktir. Bu özellik ayrıca protezin çizilmeye ve aşınmaya karşı da dirençli olmasını sağlar (Mansour ve ark., 2013). Yüzey sertliği, materyalin karışımı, kimyası ve polimerizasyon tekniğiyle doğrudan ilişkilidir (Parr & Rueggeberg, 2002).

Sertlik testleri, Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA) tarafından belirlenen dental materyaller için çok sayıda spesifikasyona ve Uluslararası Standardizasyon Örgütü (ISO) tarafından geliştirilen standartlara dahil edilmiştir. Dental materyallerin sertliğini ölçmede en çok kullanılan testler Barcol, Brinell, Rockwell, Shore, Vickers ve Knoop isimleriyle bilinmektedir. Test seçimi, ölçülen materyalin cinsine göre belirlenmelidir (Anusavice ve ark., 2012).

Brinell Sertlik Testi; diş hekimliğinde kullanılan metallerin ve alaşımların sertliğini test etmek için kullanılan en eski testtir. Bu test, çapı 1,6 ile 10 mm arası küçük bir bilye şeklindeki çelik veya tungsten karbit ucun kullanıldığı yöntemdir. Bu testte seçilen yükün (123 Newton) 30 sn uygulanmasından sonra dairesel uç kaldırılır ve

meydana gelen girintinin çapı ölçülür. Bu testte materyal üzerinde geniş yüzeyli bir alan meydana geldiğinden ortalama yüzey sertliği ölçümünde iyi değerler elde edilmesini sağlasa da lokal yüzey sertliği ölçümleri için yetersiz bir testtir (Yanıkoglu & Sakarya, 2020).

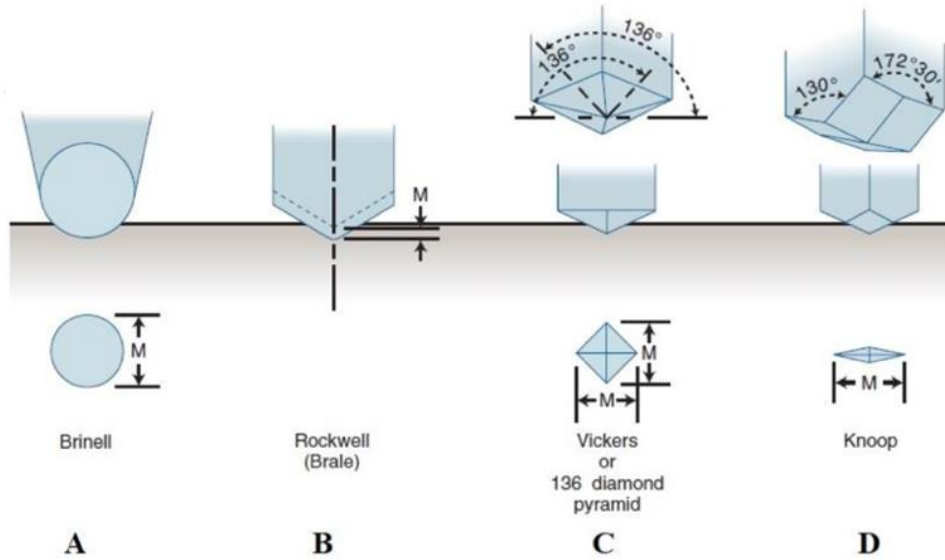
Knoop Sertlik Testi; ilgili bir alanda sertlikte değişiklik gösteren malzemeler için bir mikro girinti testidir. Bu test, uygulanan yükün 3,6 kilogram-kuvvet (kgf) veya 35 Newtonu (N) geçmediği ince plastik, metal levhalar ya da kırılğan materyaller için uygulanan sertlik testidir. Bu tekniğin avantajı, geniş bir sertlik aralığına sahip malzemelerin sadece test yükünü değiştirerek test edilebilmesidir. Knoop sertlik testinin temel dezavantajı, test edilecek yüzeyin diğer test yöntemlerine kıyasla çok iyi cilalanmış ve düz olması gerekmektedir. (Yanıkoglu & Sakarya, 2020)

Vickers Sertlik Testi; sertliği çok yüksek olan metaller (dental döküm altın alaşımlarının standart testi) için sıklıkla tercih edilen bu yöntem, kırılğan malzemelerin de sertliğini ölçebilmesi nedeniyle özellikle dental materyallerde ve diş dokusunda yaygın olarak tercih edilen sertlik testidir. Ayrıca birçok araştırmacı polimerizasyon derecesini belirlemek için Vickers testini kullanmıştır (Anusavice ve ark., 2012; Poskus ve ark., 2004)

Materyalin test edilecek olan yüzeyine piramit şeklindeki elmas uç, belirli bir süre boyunca belirli bir yük uygulayarak kare şeklinde bir iz oluşturur. Oluşan piramit şeklindeki izin köşegenleri mikroskopla (Poskus ve ark., 2004; Wang ve ark., 2003) ölçülür ve elde edilen değerlerin ortalaması alınır. Bu ölçümler Vickers sertlik değerini (genellikle HV veya VHN olarak kısaltılır) verir. HV hesaplama yöntemi, yükün öngörülen girinti alanına bölünmesi bakımından Brinell sertlik testi ile aynıdır. Bu yöntemin en önemli avantajları elmas ucun zamanla deforme olmaması, tüm yumuşak ve

sert yüzeylere tam olarak temas etmesi ve doğru ölçümler yapmasıdır (Anusavice ve ark., 2012; Yanıkoğlu & Sakarya, 2020)

Rockwell Sertlik Testi; sertlik ölçümü için hızlı bir yöntemdir. Bir bilye veya koni girinti oluşturur ve hassas bir kadran mikrometresi penetrasyon derinliğini ölçer. Sertlik, küçük bir ön yükten nüfuz etmeye kıyasla, büyük bir yük altında nüfuz etme derinliği ile belirlenir. Bir dizi yük ile (60-150 kgf ya da 588-1470 N) çeşitli çaplarda bilyeler veya koniler kullanılır. Her kombinasyon, belirli bir Rockwell ölçeği olarak tanımlanır, Rockwell A'dan G'ye, RA, RB vb. olarak gösterilir (Sakaguchi ve ark., 2019). Rockwell testinin avantajı, viskoelastik malzemeler için çok uygun olması ve sertlik değerinin doğrudan ölçülebilmesidir. Ön ağırlık ihtiyacı, zaman tüketimi ve gerçek ağırlık kaldırıldıktan sonra iz kalma olasılığı dezavantajlarıdır (Yanıkoğlu & Sakarya, 2020).



Şekil 2.10. Brinell sertlik testinde kullanılan küresel uç (A) Rockwell sertlik testinde kullanılan piramit uç (B) Vickers sertlik testinde kullanılan 136° lik piramit şeklindeki uç (C) Knoop sertlik testinde kullanılan piramit şeklindeki uç (D) (Anusavice ve ark., 2012)

Knoop ve Vickers testleri mikrosertlik testleri olarak sınıflandırılır ve her iki testte de 9,8 N' den daha az yükler kullanır. Ortaya çıkan girintiler küçüktür ve 19 μ m' den daha düşük derinliklerle sınırlıdır. Bu nedenle, ince nesnelerin küçük bölgelerindeki sertliğini ölçebilirler. Brinell ve Rockwell testleri makro sertlik testleri olarak sınıflandırılır ve çok daha geniş alanlarda ortalama sertlik değerlerini verir (Anusavice ve ark., 2012).

Barcol Sertlik Testi; rezin simanların derinliğe göre polimerizasyon derecesini ölçmek için kullanılan test yöntemlerinden biridir. Sertlik, 1 mm çapında yaylı baskı ayağı tarafından doğrudan okunur. Reçine kompozit malzemenin polimerizasyon derinliği, 0,5 mm'lik artışlarla 0,5 ila 6,0 mm veya daha fazla çeşitli kalınlıklarda numuneler hazırlanarak test edilir. Daha sonra kompozit örneğin üst yüzeyi ışık uygulanarak polimerize edilir. Üst yüzeye ve alt yüzeye uygulanan Barcol test ölçümleri arasındaki fark karşılaştırılır. Polimerizasyon derinliği, Barcol test ölçüm değerinin alt yüzeyin üst yüzey ölçüm değerine göre %10'dan fazla değişmediği maksimum kalınlık olarak belirlenir. Reçine kompozitinin Barcol sertliğinde %10'luk bir azalma, eğilme dayanıklılığında %20'lik bir azalmaya neden olur (Sakaguchi ve ark., 2019)

Shore A Sertlik Testi; Bir girintinin ölçümünü kullanan sertlik yöntemleri, elastomerler için uygun değildir, çünkü yük kaldırıldıktan sonra girinti kaybolur. Kauçuk endüstrisinde, sertliğin malzeme esnekliği açısından ölçüldüğü elastomerlerin bağıl sertliğini belirlemek için bir Shore A durometre kullanılır. Cihaz, 1,6 mm'lik bir silindire daralan, 0,8 mm çapında, kör uçlu bir girintiden oluşur. Girinti, bir manivela ile bir ölçeğe bağlanmıştır. Girinti numuneye tamamen nüfuz ederse, 0 okuması elde edilir. Herhangi bir penetrasyon olmazsa, 100 birimlik bir okuma elde edilir. Bu test, yumuşak protez astarlarını, ağız koruyucularını ve maksillofasiyal elastomerleri değerlendirmek için kullanılmıştır (Sakaguchi ve ark., 2019).

2.4.2. Eğilme Dayanımı (Flexural Strength)

Birçok materyalin eğilme özellikleri, kullanıma biçimleri nedeniyle çekme veya sıkıştırma özelliklerinden genellikle daha önemlidir. Eğilme özellikleri, dikdörtgen kesitli çubuk şeklindeki bir numunenin bükülmesi yoluyla ölçülür. Dental tedavilerde kullanılan materyallerin eğilme dayanımı test edilirken, hazırlanan dikdörtgen şeklindeki numuneler bir uçtan sabitlenir ve sabit uçtan önceden belirlenmiş bir mesafede kuvvet uygulanır. Üç nokta veya dört nokta eğme testinde, kiriş iki silindir üzerinde desteklenir ve kiriş tepesine bir konumda (üç nokta) veya iki konumda (dört nokta) bir yük uygulanır (Sakaguchi ve ark., 2019).

Gerilim değerlerinde standart birim genellikle megapaskaldır (MPa - birim alan başına kuvvet). Bu test, çekme, basma ve kesme gerilmelerinin aynı anda toplu bir ölçümüdür. Eğilme testinde genellikle ince numunelerde alt yüzey boyunca gelişen çekme gerilimi hakimdir. Yük uygulandığında numune eğilir. Düz bir çubuk numune için, ortaya çıkan gerinim, numunenin üst yüzeyinin (basınç gerinimi) uzunluğundaki bir azalma ve alt yüzeyin (çekme gerilimi) uzunluğundaki bir artış ile temsil edilir. Sonuç olarak, üst yüzeydeki gerilmeler sıkıştırıcı, alt yüzeydekiler ise çekmedir. Gerilimler, değişim bölgesinde hem gerilim hem de gerinim sıfır olacak şekilde numune içinde üst ve alt yüzeyler arasında yön değiştirir. Bu nötr yüzey boyut olarak değişmez ve nötr eksen olarak bilinir. Numunenin desteklenen uçlarının yakınında da kayma gerilimi oluşur, ancak kırılma sürecinde önemli bir rol oynamaz (Anusavice ve ark., 2012).

2.4.3. Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM-Scanner Electron Microscope)

İncelenen yüzey boyunca çok ince (10 μm) bir elektron demetinin bir noktadan diğerine hareket etmesi prensibi ile çalışır. SEM, bir yüzeyde meydana gelen ve incelenebilen çizikler ve bozulmalar olduğunda en sık kullanılan yöntemlerden biridir.

Ancak; yüzey topografyasının tanımında bazı sınırlamaları vardır ve üç boyutlu yüzey özelliği gösterilememektedir (Kakaboura ve ark., 2007; Yanıkoğlu & Sakarya, 2020).

2.5. Termal Döngü

Diş yapısının ve restorasyonların karşılaştığı sıcaklıklar, dental materyallerinin ağız ortamındaki performansını etkiler. İstirahat durumunda ağız içi sıcaklığın 36,4°C olduğu rapor edilmiştir. Kaydedilen ağız sıcaklıkları 0-70°C arası ölçülmüş olup sıcak sıvıların ön dişlerin ağız içi sıcaklığını yaklaşık 70°C'ye çıkarabildiğini ve buzlu içecek tüketiminin aynı dişleri yaklaşık 0°C'ye düşürdüğü gözlenmiştir. Restorasyon sıcaklığı ise 9-52°C arası ölçülmüştür (Barclay ve ark., 2005).

Restoratif materyallerin döngü süreçleri, klinik ortamda maruz kalacakları koşulları laboratuvar ortamında simüle etmek için kullanılır ve mekanik, termal ya da kimyasal prosedürlerle yapılır. Yaklaşık 10.000 termal döngü, klinikte 1 yıla eşdeğer kabul edilir (Gale & Darvell, 1999). Otoklav ile döngü, yüksek sıcaklık ve basınç altında yapılan bir simülasyondur ve 30 dakikalık bir otoklav işlemi, 1 yıllık yaşlanmaya denk gelir (Dewille ve ark., 2005). Hızlandırılmış yapay döngü (HYY) ise restoratif materyallerin UV ışığı, sıcaklık ve nem değişikliklerine maruz bırakılarak çevresel koşulların taklit edilmesidir. Bu yöntem, dental reçinelerin renk stabilitesini ölçmek için kullanılır ve 300 saatlik HYY'nin, ağız içindeki 1 yıllık yaşlanmaya eşdeğer olduğu kabul edilir (Hekimoğlu ve ark., 2000).

Ağız ortamındaki sıcaklık değişikliklerinin neden olduğu termal stresin dişler ile kaide materyalleri arasındaki kırılma yükü üzerindeki potansiyel etkisini incelemek için yapılan bir çalışmada ise örneklere 10.000 termal döngü uygulanmıştır (Mohamed ve ark., 2023).

3. MATERYAL VE METOT

Çalışmamızda pre-polimerize CAD/CAM PMMA disklerinin, 3B yazıcılarla basımı gerçekleşen reçinelerin ve geleneksel ısı ile polimerize protez kaide materyallerinin mekanik özellikleri incelendi ve termal döngünün bu özellikler üzerindeki etkileri değerlendirildi.

Çalışma için etik kurul onayı alındı (Ek 1). Bu tez çalışmasında kullanılan materyallerin alınması ve örneklerin üretilmesi Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü (BAP) tarafından TDH-2023-12975 numaralı proje desteği ile sağlandı.

Çalışmamızda CAD/CAM pre-polimerize disklerden üretilen 4 grup; Vita Vionic Base (VV), Ivoclar Ivotion (IV), Yamahachi PMMA Disk (YA) ve Tempo-CAD PMMA Disk On Dent (OD), 3B yazıcıyla üretilen bir grup; Alias 3D Printing Resin (3B) ve kontrol grubu olarak geleneksel (ısıyla polimerize) yöntemle üretilen bir grup; Schütz Dental Futura Basic Heat (KN) olmak üzere toplam 6 grup (n=20) oluşturuldu. Tüm gruplardaki örneklerin yarısına termal döngü işlemi uygulanmasıyla 12 alt grupta (n=10) toplam 120 adet örnek üretildi. Örneklerin eğilme dayanımları ve yüzey sertlikleri karşılaştırıldı. Veriler istatistiksel olarak analiz edildi ve sonuçlar yorumlandı. Çalışmamızda kullanılan protez kaide materyallerinin özellikleri Tablo 3.1.'de verildi.

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan protez kaide materyallerinin özellikleri

Marka	Renk	Kullanılan Yöntem	Üretici Firma	LOT Numaraları
Alias 3D Printing Resin	Mercan Pembe	3 Boyutlu yazıcı ile eklemeli	Alias Dental, Dokuz Kimya, Aydın, Türkiye	240089
Vita Vionic Base	Pembe	CAD/CAM freze	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Almanya	K5233101
Ivoclar Ivotion	A1	CAD/CAM freze	Ivoclar Vivadent, Schaan AG, Liechtenstein	YB5WCP
Yamahachi PMMA Disk	Pembe	CAD/CAM freze	Yamahachi Dental MFG, Aichi-Pref, Japonya	SA64
Tempo-CAD PMMA Disk On Dent	Pembe	CAD/CAM freze	On Dent Ltd., Bornova, Türkiye	21114
Schütz Dental Futura Basic Heat	Pembe	Geleneksel ısı ile polimerizasyon	Futura Basic Heat/Schütz Dental/Almanya	2023004628

Çalışmada izlenen yöntem aşağıda listelenmiştir:

- Deney gruplarının oluşturulması
- Örneklerin hazırlanması
- Örnekler polisaj işleminin uygulanması
- Örneklerin yarısının termal döngü işlemine tabi tutulması
- Örneklerin eğilme dayanımı ve sertlik testine tabii tutulması
- Taramalı elektron mikroskobu (SEM) görüntüsü alınması
- İstatistiksel veri analizi yapılması ve sonuçların yorumlanması

3.1. Deney Gruplarının Oluşturulması

Fouda ve arkadaşlarının (Fouda ve ark., 2023) benzer çalışması referans alınarak yapılan güç analizinin (G Power 3.1.9.7 for Windows, Microsoft Corporation, USA) sonuçlarına göre (Power=80, $\alpha=0.05$, $f=0.40$) 12 alt grup olmak üzere her alt gruptaki örnek sayısı $n=10$ olacak şekilde, toplam örnek sayısı 120 olarak belirlendi.

Çalışmamızda kullanılan geleneksel ısıyla polimerize akrilik rezin toz ve likiti Şekil 3.1.'de, pre-polimerize CAD/CAM PMMA diskler Şekil 3.2.'de, 3B akrilik reçinesi Şekil 3.3.'de gösterildi.



Şekil 3.1. Sıcak akrilik toz ve likiti



Şekil 3.2. Pre-polimerize CAD/CAM PMMA diskler



Şekil 3.3. 3B akrilik reçinesi

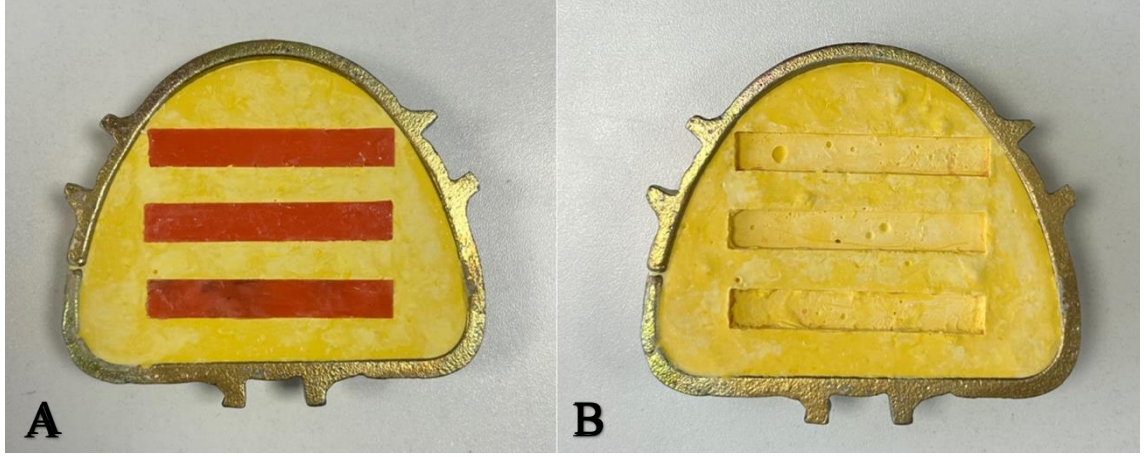
3.2. Test Örneklerinin Hazırlanması

3.2.1. Geleneksel Yöntemle Üretilen Örneklerin Hazırlanması

Geleneksel ısıyla polimerize edilen grup örneklerinin hazırlanmasında ISO standartlarına (20795-1:2013)(International Organization for Standardization. ISO 20795-1 ve ark.) göre belirlenen $65 \times 10 \times 3.3 \pm 0,2$ mm ebatlarında mumdan rehberler hazırlandı.

Geleneksel akrilik örneklerin üretilmesi için gereken mum örnekler silikon bir kalıpta hazırlandı. Kalıbın iç tarafı vazelinle izole edildikten sonra kalıpta bulunan dikdörtgen boşluğa sıcak mum damlatıldı. Taşkın mumlar uzaklaştırılarak akan su altında soğutulduktan sonra mum örnekler kalıptan çıkartıldı.

Standart muflanın alt parçasına 100 ml suya 250 gram alçı tozu eklenerek homojen şekilde karıştırılan tip 4 alçı döküldükten sonra alçı tamamen sertleşmeden mum örnekler muflanın alt parçasına yerleştirildi. Alçı sertleştikten sonra lak (Imiseal lak, Imicryl, Türkiye) ile izole edildi. Muflanın üst parçası yerleştirildikten sonra alçı dökülerek muflalar kapatıldı. Alçı tamamen sertleştikten sonra muflalar kaynar suya konularak kayıp mum tekniğiyle mum atımı sağlandı (Şekil 3.4.).



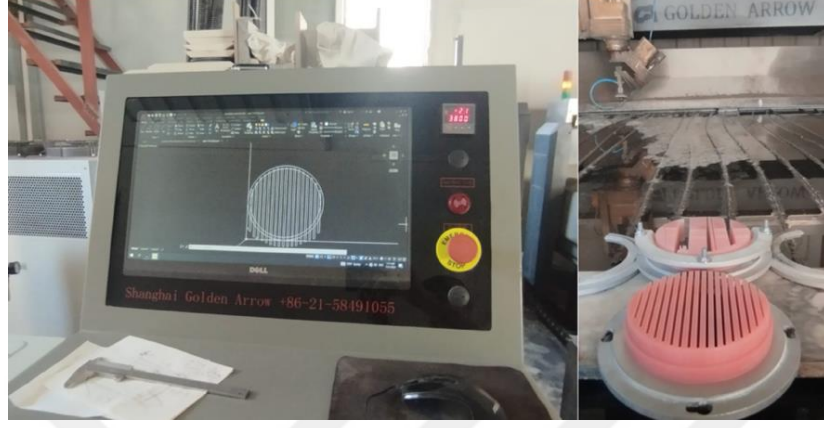
Şekil 3.4. Mum örneklerin muflaya yerleştirilmesi (A) ve mum atımı ile elde edilen negatif boşluklar (B)

Mumun uzaklaştırılması sonrası üretici firmanın talimatları doğrultusunda 2,5/1 toz/likit oranında karıştırılan ve hamur kıvamına gelinceye kadar ağzı kapalı, ışık geçirmeyen bir kaptaki bekletilen sıcak akrilik rezin materyali (Futura Basic Heat/Schutz Dental/Almanya) elde edilen negatif boşluklara dikkatlice yerleştirildi ve brite alınarak sabitlendikten sonra fazla akrilik materyal uzaklaştırıldı ve 5 dk boyunca 2-4 bar basınç altında bekletildi. Brite alınan muflalar soğuk suya yerleştirilip kaynamaya bırakıldı. Sıcaklık 100 °C'ye ulaştığında 20 dk kaynatıldı. Kaynama süresi tamamlandıktan sonra su banyosunda muflalar yavaş bir şekilde soğumaya bırakıldı. Mufladan çıkarılan örneklerin tesviyesi aynı kişi tarafından bir piyasemen ve canavar frez yardımıyla yapıldı. Böylece geleneksel ısı ile polimerize akrilik örneklerden 20 adet elde edildi.

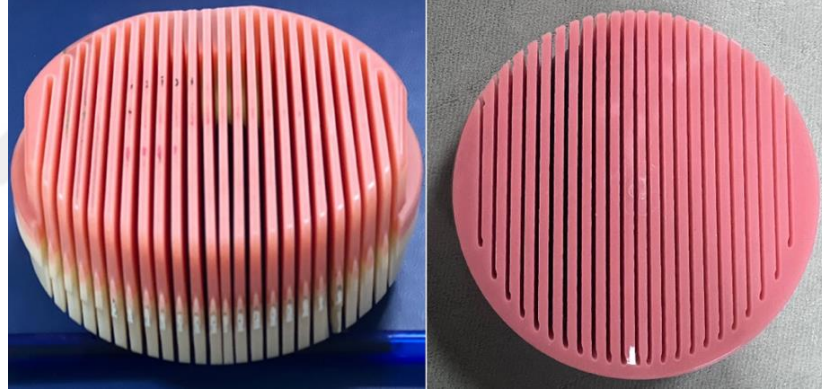
3.2.2. CAD/CAM Bloklardan Üretilen Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızda kullanmak üzere seçtiğimiz 4 farklı marka pre-polimerize CAD/CAM polimetilmetakrilat disklerden, eğilme dayanımı ve sertlik testleri için ISO standartlarına (20795-1:2013) göre 65x10x3.3±0,2 mm ebatlarında 20'şer adet örnek elde edildi.

Örnekler CAD/CAM pre-polimerize disklerin yüksek basınçlı su jeti (Shanghai Golden Arrow Waterjet, Şangay, Çin) ile kesilmesiyle elde edildi (Şekil 3.5.ve Şekil 3.6.).



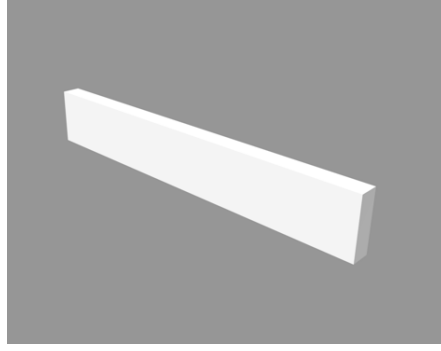
Şekil 3.5. Pre-polimerize CAD/CAM PMMA disklerin su jeti ile kesimi



Şekil 3.6. Su jeti ile kesilen CAD/CAM PMMA disk örnekleri

3.2.3. Üç Boyutlu Yazıcıda Örneklerin Hazırlanması

3B yazıcıda basılacak örneklerin ebatları ISO 20795-1:2013'e göre belirlendi. Örneklerin tasarımı 3B Autocad programında 65x10x3.3 mm ebatlarında olacak şekilde tamamlandı ve STL formatına (Şekil 3.7.) dönüştürüldü. Üretimi Rayshape Edge E1 (Suzhou, Çin) cihazında (Şekil 3.8.) yapıldı. Bu yöntemle toplam 20 adet örnek basıldı.



Şekil 3.7. 3B örneklerin üretimi için oluşturulan STL dosyası



Şekil 3.8. Rayshape Edge E1

Üretimde Rayshape cihazlarına uygun olacak şekilde Alias firması tarafından üretilen Alias Dental Denture 3B baskı reçinesi kullanıldı. Polimer içeriğinin ayrıntısı materyal üreticileri tarafından saklı tutulmaktadır.

Çalışmamızda kullanılan 3B baskı reçinesi için SLA tekniği ile çalışan cihazın ışık dalga boyu 385 ile 410 nm, baskının tabaka kalınlığı 50 µm ve oryantasyon açısı ise 90° olacak şekilde ayarlanarak üretim tamamlandı.

Basılan örnekler, üretici firmanın talimatlarına uygun şekilde 5 dk boyunca içerisinde izopropil alkol (%96) bulunduğu ultrasonik cihazda (Rayshape ShapeWash 020S Ultrasonic Cleaner, Çin) bekletilerek polimerize olmamış yüzeydeki artık reçineden

arındırıldı (Şekil 3.9.). Üretici firma tarafından bu işlemin 5 dakikadan fazla yapılmaması önerilmektedir. Son olarak örnekler akan su altında yıkanarak alkolden arındırıldı.



Şekil 3.9. Rayshape ShapeWash ultrasonic temizleme cihazı

3.2.3.1. Son Polimerizasyon İşlemi

Üretimin bitiminde örneğin üzerindeki son katmanda kalan polimerize olmamış reçinenin izopropil alkolle uzaklaştırılması sonrasında tekrar UV ışığı kullanılarak polimerizasyonun tamamlanması için yapılan bir işlemdir. Çalışmamızda basılan örnekler, son polimerizasyon işlemi için UV ışık kullanan cihazda (Rayshape, Desktop Photocurable 3B printer/Çin) 5 dk boyunca bekletildi (Şekil 3.10.)



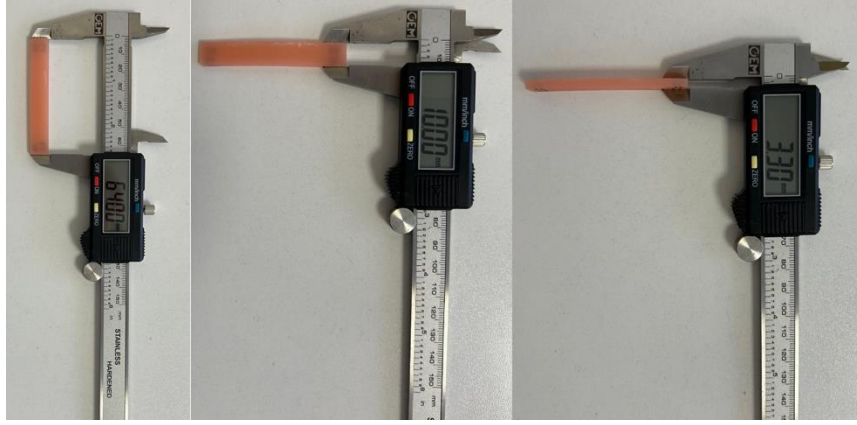
Şekil 3.10. Son polimerizasyon işleminin yapıldığı cihaz (Rayshape, Desktop Photocurable 3D printer).

Hazırlanan tüm örneklerin (CAD/CAM pre-polimerize PMMA disklerinden üretilen, 3B yazıcıda baskı yöntemiyle üretilen, geleneksel yöntemle üretilen), yüzey standardizasyonunu sağlamak amacıyla ve protezleri taklit edecek şekilde bir yüzeyleri sırasıyla 600-,1000-,1200- grenlik kâğıt zımparanın kullanıldığı zımparalama ve parlatma cihazında (Gripo 2V, Metkon, Grinder–Polisher) suyla ıslatılarak dakikada 600 devir olacak şekilde parlatıldı (Şekil 3.11.).

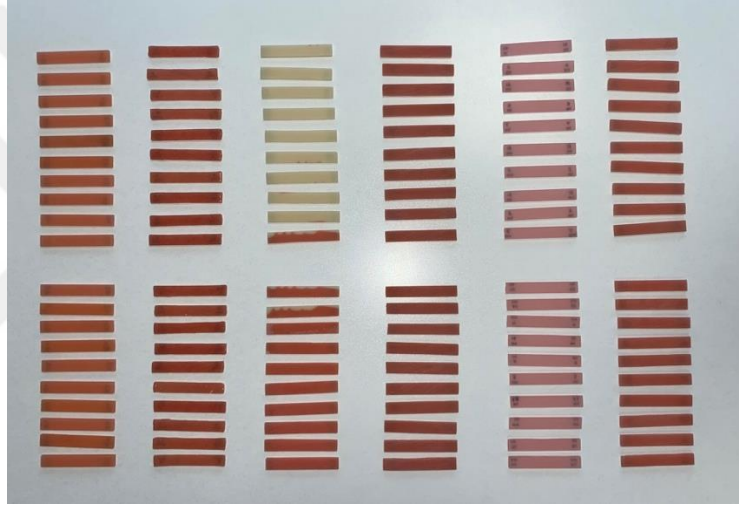


Şekil 3.11. Gripo 2V, Metkon, Grinder - Polisher

Zımpara ve parlatma sırasında örneklerin standardizasyonunu etkilememesi açısından düzenli bir şekilde elektronik kumpasla (OEM KMP-150, Çin) ölçüm yapıldı (Şekil 3.12). Zımparalama sonrası yine aynı yüzlerine olacak şekilde pomza ve fırça ardından da polisaj patı (Ivoclar Vivadent Universal Polishing Paste) ve keçe ile polisaj yapıldı. Deneyler öncesinde tüm örnekler 37°C de 48 saat distile su içerisinde bekletildi. Hazırlanan tüm örnekler Şekil 3.13.'de gösterildi.



Şekil 3.12. Örnek boyutlarının dijital kumpasla kontrol edilmesi



Şekil 3.13. Çalışmada kullanılmak üzere hazırlanan altı grup (n=20) 120 adet örnek
(soldan sağa sırasıyla; 3B, KN, IV, VV, OD, YA)

3.3. Termal Döngü Uygulanması

Çalışmamızda hazırlanan 6 grupta bulunan örneklerin yarısı Recep Tayyip Erdoğan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında bulunan termal döngü cihazına (Gökçeler Makine, Sivas, Türkiye) yerleştirildi (Şekil 3.14.). Bu cihazda 1 yıl termal değişimi simüle edecek şekilde 5-55°C sıcaklıkları arasında 10.000 döngülü termal döngü işlemine tabi tutuldu. Termal döngü cihazında, 5°C' de 30 sn, 55°C' de 30 sn ve su havuzları arasındaki transfer süresi 15 sn olacak şekilde olarak belirlendi.

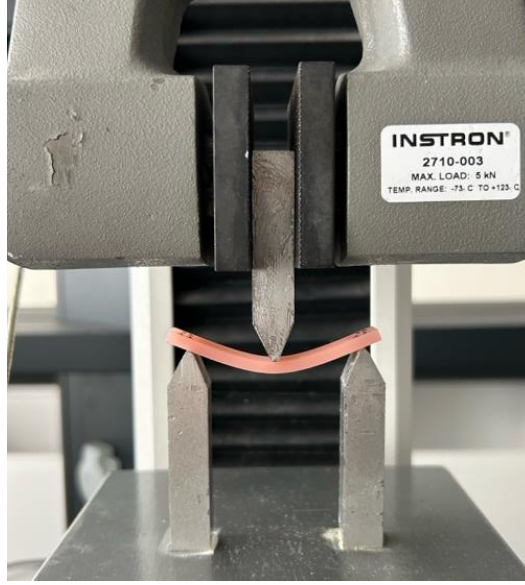


Şekil 3.14. Çalışmada kullanılan termal döngü cihazı

3.4. Örneklerle Eğilme Dayanımı Testinin Uygulanması

Eğilme dayanımı testi, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi AR-GE Laboratuvarı'nda mevcut olan (Instron, 3344, Instron Corp., Norwood, MA, ABD) Universal test cihazı ile üç nokta eğme testi kullanılarak yapıldı. PMMA esaslı numunelerin eğilme dayanımlarını ölçmek için, örneklerin kırılabilmesi amacıyla metal bir kalıp üretildi. Örnekler için ölçülen eğilme dayanımı değerleri termal döngü işlemi uygulanan ve uygulanmayan tüm gruplarda tespit edildi.

Test edilen örnekler birbirinden 50 mm uzaklıkta bulunan birbirine paralel destekler arasına yerleştirildi. Cihazın hızı önceki çalışmalara göre (Çakmak ve ark., 2023) 5 ± 1 mm/dk ayarlanarak kırılma olana (Şekil 3.15.) kadar kuvvet uygulandı ve kırılma anındaki kuvvet kaydedildi. Kırık örneklerden bazıları Şekil 3.16.'da gösterildi.



Şekil 3.15. Universal mekanik test cihazında eğilme dayanımının test edilmesi

Kaydedilen değerler, $ED = 3FL/2bd^2$ formülünde belirlenen yerlere yerleştirildi ve eğilme dayanımları (MPa) hesaplandı. Bu formülizasyona göre:

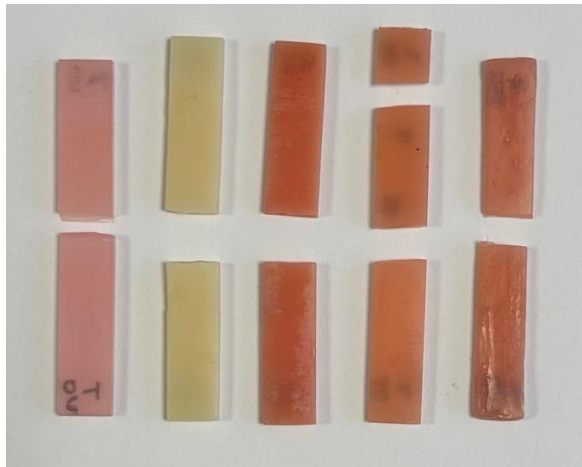
ED: Eğilme dayanımı (Kırılma dayanımı) (N/mm^2) (MPa),

F: Kırılma anında uygulanan en fazla yük miktarı (N),

L: İki destek arası mesafe (mm),

b: Örneğin genişliği (mm),

d: Örneğin kalınlığı (mm).



Şekil 3.16. Universal test cihazı ile kırılan örnekler

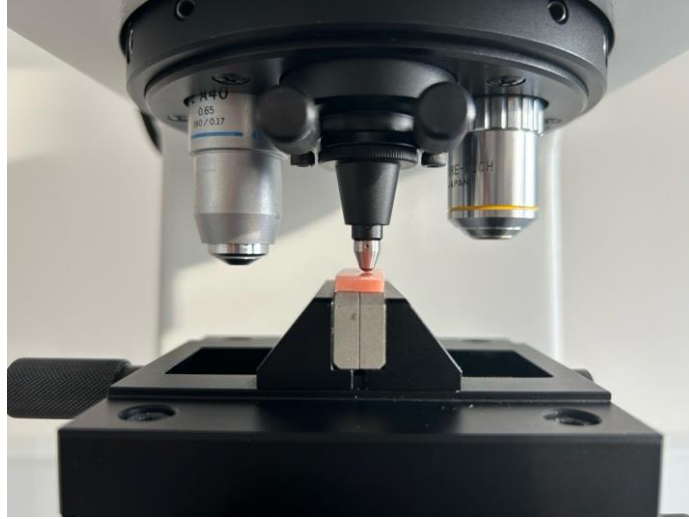
3.5. Örneklere Vickers Sertlik Testinin Uygulanması

Üç farklı üretim metodu kullanılarak (geleneksel yöntemle üretilen, 3B yazıcıda baskı yöntemiyle üretilen, CAD/CAM pre-polimerize disklerden frezelenerek) üretilen 6 farklı gruba ait 120 adet dikdörtgen prizması şeklindeki PMMA örneğin mikrosertlik ölçümleri, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nin AR-GE Laboratuvarı'nda bulunan Vickers (Futura-Tech Corp. FM-800e, Japonya) mikrosertlik cihazı ile gerçekleştirildi (Şekil 3.17.).

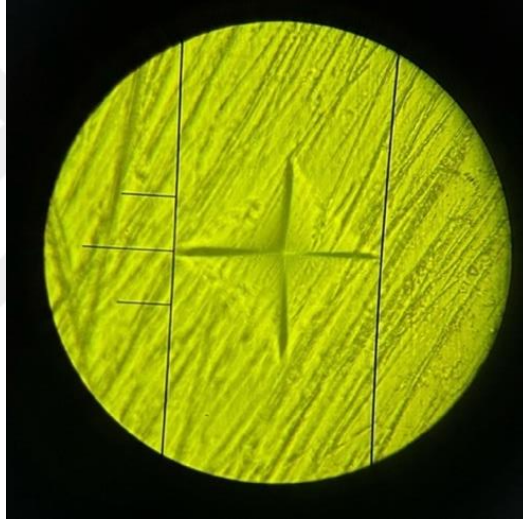
Her bir PMMA örnek, cihazın alt tablasına yerleştirildi ve üzerine 30 saniye boyunca 100 gf (gram-force) ağırlığında basınç uygulayan elmas uç, örnek üzerinde bir iz oluşturdu (Şekil 3.18.). Oluşan prizma şeklindeki izin alanı, cihazın ölçüm çizgileri ile her iki düzlemdeki köşegenler boyunca sabitlenerek hesaplandı (Şekil 3.19.). Alan, köşe uzaklığı ve vickers sertlik değeri cihaz tarafından otomatik olarak hesaplanıp ekran üzerinde gösterilen örnekler için sertlik değerleri kaydedildi. Her bir örnek için üç ölçüm yapıp ortalaması hesaplandı ve elde edilen ortalamalar kayıt altına alındı.



Şekil 3.17. Future Tech Corp. FM-800e dijital mikrosertlik test cihazı.



Şekil 3.18. Yüzey sertliğinin ölçümü



Şekil 3.19. x 50 büyütmede Vickers sertlik testi cihazı ile oluşturulan piramit şeklindeki girinti

3.6. SEM Görüntüleme

Termal döngü uygulanan ve uygulanmayan tüm gruplardan birer örnek alınarak toplam 12 adet örnek eğilme dayanımı sonrası kırık yüzeylerinin değerlendirmesi için Erzurum Teknik Üniversitesi YÜTAM laboratuvarında bulunan, alan emisyonlu taramalı elektron mikroskobunda (Fei-Quanta FEG-250, Octane Pro, ABD) analiz edildi.

3.7. İstatistiksel Analiz

Elde edilen verilerin Normal dağılıma uyup uymadıkları Shapiro Wilk testi ile test edildi, normal dağılıma uygunluk gösteren özellikler Varyans Analizi (ANOVA) yöntemine tabi tutuldu. Anlamlı bulunan özelliklere ait ortalamalar arasındaki farklılıklar Tukey HSD çoklu karşılaştırma testi ile hesaplandı. İkili gruplar arası ortalama farklılıkları için t-testi kullanıldı. Tüm analizler SPSS 27.0 istatistik paket programı (IBM SPSS Statistics 27; IBM Corp., Armonk, New York, ABD) ile yapıldı. İstatistiksel olarak anlamlılık düzeyi $P < 0.05$ alındı.



4. BULGULAR

Bu çalışmada geleneksel ısıyla polimerize, CAD/CAM frezeleme ve 3B yazıcıda baskı yöntemi kullanılarak üretilen yeni nesil protez kaide materyallerine, farklı üretim yöntemlerinin ve termal döngü işlemi uygulamasının materyallerin eğilme dayanımı ve sertlik değerlerine olan etkisinin değerlendirilmesi amaçlandı.

4.1. Eğilme dayanımı analizlerinin değerlendirilmesi

Tablo 4.1. Bağımlı Değişkenler: Eğilme Dayanımı (MPa)

Kaynak	df	Karelerin Ortalaması	F	Anlamlılık (Sig.)
Grup	5	13111,610	137,350	,000*
Termal Döngü	1	5388,140	56,443	,000*
Grup * Termal Döngü	5	2685,911	28,136	,000*
Hata	108	95,461		
Toplam	120			

* $p < 0.05$

Bağımlı değişkenlere göre eğilme dayanımı değerlerinde; farklı gruplar, termal döngü uygulaması ve farklı gruplar ile termal döngü uygulaması birlikte değerlendirildiğinde anlamlı olarak farklılıklar bulundu ($p < 0.05$) (Tablo 4.1.)

Tablo 4.2. Termal döngü uygulanmayan grupların eğilme dayanımı değerleri

Eğilme Dayanımı (MPa) (Termal Döngü Uygulanmayan)

Grup	N	Alt gruplar için alfa = 0.05		
		1	2	3
Tukey HSD ^a	KN	10	79,6660 ^C	
	3B	10	89,8390 ^C	
	VV	10		107,5600 ^B
	YA	10		123,0600 ^A
	OD	10		128,0600 ^A
	IV	10		133,0300 ^A
	Sig.		,067	1,000
				,076

* Farklı harfler (A, B, C) gruplar arasındaki farkın olarak anlamlı olduğunu ifade etmektedir ($p < 0.05$).

Termal döngü uygulanmayan grupların en yüksek eğilme dayanımları sırasıyla IV, OD ve YA gruplarında görüldü ve bu grupların eğilme dayanım bulguları değerlendirildiğinde kendi aralarında anlamlı fark yokken ($p>0.05$), VV, 3B ve KN gruplarından anlamlı derecede yüksekti ($p<0.05$). VV grubunun eğilme dayanımı 3B ve KN gruplarından anlamlı derecede yüksekti ($p<0.05$). 3B ve KN grupları arasında anlamlı bir fark yoktu ($p>0.05$) (Tablo 4.2.).

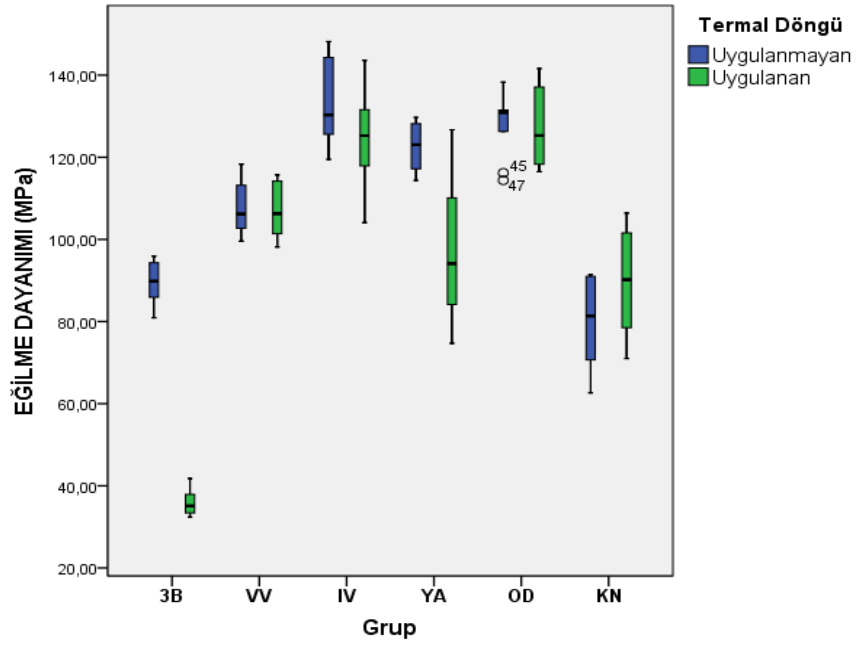
Tablo 4.3. Termal döngü uygulanan grupların eğilme dayanımı değerleri

Eğilme Dayanımı (MPa) (Termal Döngü Uygulanan)

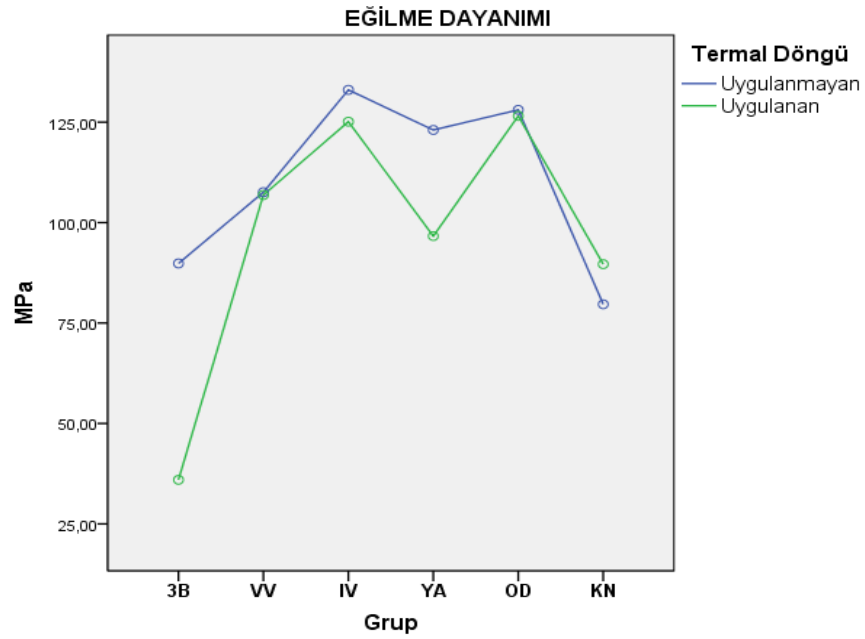
Grup	N	Alt gruplar için alfa = 0.05				
		1	2	3	4	
Tukey HSD ^a	3B	10	35,9800 ^E			
	KN	10		89,6400 ^D		
	YA	10		96,6410 ^{CD}	96,6410 ^{BC}	
	VV	10			106,8640 ^B	
	IV	10				125,1200 ^A
	OD	10				126,5600 ^A
	P		1,000	,732	,339	1,000

* Farklı harfler (A, B, C, D, E) gruplar arasındaki farkın anlamlı olduğunu ifade etmektedir ($p<0.05$).c

Termal döngü uygulanan grupların eğilme dayanımı incelendiğinde; en yüksek eğilme dayanımı sırasıyla OD ve IV gruplarında görüldü ve bu grupların eğilme dayanımları arasında anlamlı fark yokken ($p>0.05$), VV, YA, KN ve 3B gruplarından anlamlı derecede yüksekti ($p<0.05$). VV grubunun eğilme dayanımı YA grubundan anlamlı olarak farklı değilken ($p>0.05$), KN ve 3B grubundan yüksekti ($p<0.05$). YA grubunun eğilme dayanımı KN grubundan anlamlı olarak farklı değilken ($p>0.05$), 3B grubundan anlamlı derecede yüksekti ($p<0.05$). En düşük eğilme dayanımı 3B grubunda görüldü ($p<0.05$) (Tablo 4.3., Şekil 4.1., Şekil 4.2.).



Şekil 4.1. Termal döngü uygulanan ve uygulanmayan grupların eğilme dayanımı değerlerinin (MPa) kutu grafiği.



Şekil 4.2. Termal döngü uygulanan ve uygulanmayan grupların eğilme dayanımı değerlerinin (MPa) grafiği

4.2. Vickers Sertlik analizlerinin değerlendirilmesi

Tablo 4.4. Bağımlı Değişkenler: Vickers Sertlik

Kaynak	df	Karelerin Ortalaması	F	Anlamlılık (Sig.)
Grup	5	55,946	101,140	,000*
Termal Döngü	1	29,900	54,053	,000*
Grup * Termal Döngü	5	11,046	19,970	,000*
Hata	108	,553		
Toplam	120			

* $p < 0.05$

Bağımlı değişkenlere göre Vickers sertlik değerlerinde; farklı gruplar, termal döngü uygulaması ve farklı gruplar ile termal döngü uygulaması birlikte değerlendirildiğinde anlamlı olarak farklılıklar bulundu ($p < 0.05$) (Tablo 4.4.).

Tablo 4.5. Termal döngü uygulanmayan grupların Vickers Sertlik değerleri

Termal Döngü Uygulanmayan					
Grup	N	Alt gruplar için alfa = 0.05			
		1	2	3	4
Tukey HSD ^a	VV	10	14,000 ^D		
	3B	10	14,560 ^D		
	KN	10		15,570 ^C	
	IV	10		16,270 ^C	
	YA	10			17,800 ^B
	OD	10			19,080 ^A
	P		,558	,310	1,000

* Farklı harfler (A, B, C, D) gruplar arasındaki farkın olarak anlamlı olduğunu ifade etmektedir ($p < 0.05$).

Termal döngü uygulanmayan grupların sertlik değerleri incelendiğinde, en yüksek sertlik değeri OD grubunda görüldü ($p < 0.05$). OD grubundan sonraki en yüksek sertlik değeri YA grubunda görüldü ($p < 0.05$). IV ve KN grupları arasında anlamlı farklılık

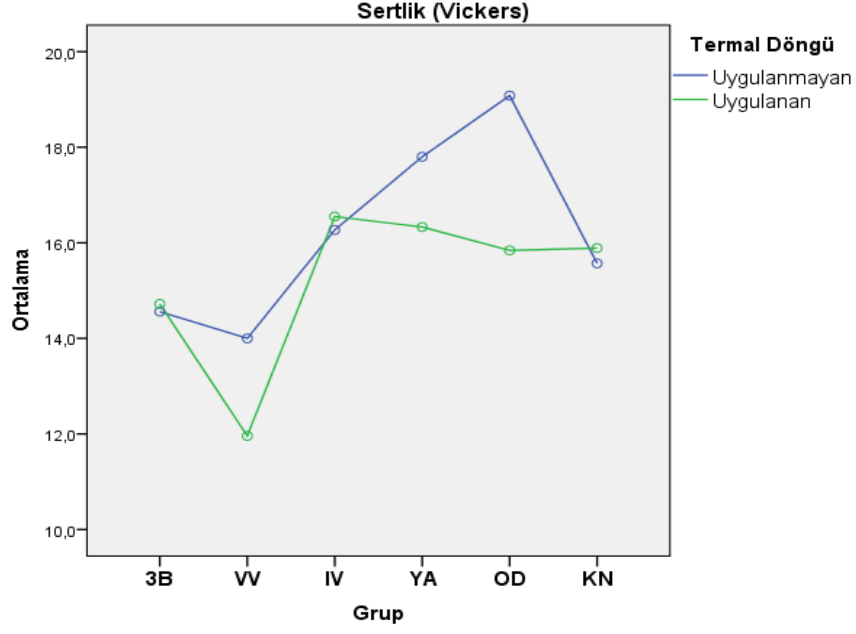
yokken ($p>0.05$) sertlik değerleri 3B ve VV gruplarından anlamlı olarak yüksekti ($p<0.05$). 3B ve VV gruplarının sertlik değerleri arasında anlamlı farklılık yoktu ($p>0.05$) ve VV grubunun sertlik değerleri en düşüktü (Tablo 4.5.).

Tablo 4.6. Termal döngü uygulanan grupların Vickers Sertlik değerleri

Termal Döngü Uygulanan					
Grup		N	Alt gruplar için alfa = 0.05		
			1	2	3
Tukey HSD ^a	VV	10	11,960 ^C		
	3B	10		14,720 ^B	
	OD	10			15,840 ^A
	KN	10			15,890 ^A
	YA	10			16,330 ^A
	IV	10			16,550 ^A
	Anlamlılık		1,000	1,000	,276

* Farklı harfler (A, B, C) gruplar arasındaki farkın olarak anlamlı olduğunu ifade etmektedir ($p<0.05$).

Termal döngü uygulanan grupların sertlik değerleri incelendiğinde, en yüksek sertlik değerleri sırasıyla IV, YA, KN ve OD gruplarında olup kendi aralarındaki farklar anlamlı değilken ($p>0.05$), 3B ve VV gruplarından anlamlı derecede yükseklerdi ($p<0.05$). VV grubunun sertlik değerleri diğer tüm gruplardan anlamlı derecede düşüktü ($p<0.05$) (Tablo 4.6., Şekil 4.3.).



Şekil 4.3. Termal döngü uygulanan ve uygulanmayan grupların Vickers (Sertlik) değerlerinin grafiği

4.3. Grupların eğilme dayanımı ve sertlik değerleri arasındaki korelasyonun değerlendirilmesi

Tablo 4.7. Eğilme dayanımı ve sertlik değerleri arasında korelasyon

KORELASYON				
Termal Döngü		MPa		Vickers
Uygulanmayan	MPa	Pearson Korelasyon	1	,590**
		Anlamlılık (Çift Kuyruk)		,000
		N	60	60
	Vickers	Pearson Korelasyon	,590**	1
		Anlamlılık (Çift Kuyruk)	,000	
		N	60	60
Uygulanan	MPa	Pearson Korelasyon	1	,161
		Anlamlılık (Çift Kuyruk)		,220
		N	60	60
	Vickers	Pearson Korelasyon	,161	1
		Anlamlılık (Çift Kuyruk)	,220	
		N	60	60

** . Korelasyon 0.01 düzeyinde anlamlıdır (çift kuyruk).

Termal döngü uygulanmayan gruplarda eğilme dayanımı ile sertlik değerleri arasında arasındaki ilişki pozitif yönde ve oldukça anlamlıyken ($P<0.01$, $r=0.59$), termal döngü uygulanan gruplarda eğilme dayanımı ve sertlik değerleri arasındaki korelasyon değerleri önemsizdi ($P>0.05$, $r=0.16$) (Tablo 4.7.).

Termal döngü uygulanan ve termal döngü uygulanmayan 6 grubun ($n=20$) eğilme dayanımları ve sertlik değerleri kendi içlerinde karşılaştırıldığında; 3B ve YA gruplarında aynı grup içinde termal döngü uygulanan ve uygulanmayan örneklerin eğilme dayanımları arasında anlamlı fark bulunurken ($p<0.05$) diğer gruplar kendi içinde karşılaştırıldığında sonuçlar benzerdi. VV, YA ve OD gruplarında aynı grup içinde termal döngü uygulanan ve uygulanmayan örneklerin sertlik değerleri arasında anlamlı fark bulunurken ($p<0.05$) diğer gruplar kendi içinde karşılaştırıldığında sonuçlar benzerdi ($p>0.05$) (Tablo 4.8.).

Tablo 4.8. Termal döngü uygulanan ve termal döngü uygulanmayan 6 grubun eğilme dayanımları ve sertlik değerlerinin kendi içlerinde karşılaştırılması

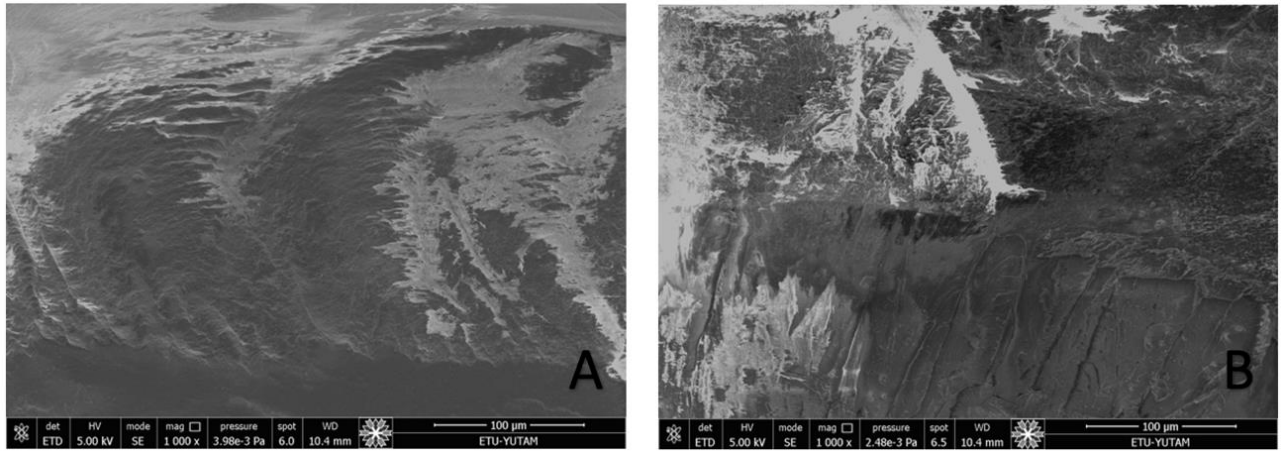
Bağımsız Örneklem T-Testi

Grup			Levene'nin Varyansların Eşitliği Testi		Ortalamaların Farksızlığı T-Testi						
			F	Anlamlılık (Sig.)	t	Serbestlik Derecesi	Anlamlılık (Çift Kuyruk)	Ortalamalar Arasındaki Fark	Standart Hata	Ortalama için %95 Güven Aralığı	
											Alt Sınır Üst Sınır
3B	MPA	Varyansların Eşit Olduğu Varsayımı	1,550	,229	29,347	18	,000	53,85900	1,83528	50,00323	57,71477
		Varyansların Eşit Olmadığı Varsayımı			29,347	15,669	,000	53,85900	1,83528	49,96171	57,75629
	Vickers	Varyansların Eşit Olduğu Varsayımı	,352	,561	-,463	18	,649	-,1600	,3458	-,8864	,5664
		Varyansların Eşit Olmadığı Varsayımı			-,463	17,927	,649	-,1600	,3458	-,8866	,5666
VV	MPA	Varyansların Eşit Olduğu Varsayımı	,018	,896	,238	18	,815	,69600	2,92717	-5,45375	6,84575
		Varyansların Eşit Olmadığı Varsayımı			,238	17,987	,815	,69600	2,92717	-5,45406	6,84606
	Vickers	Varyansların Eşit Olduğu Varsayımı	3,245	,088	6,298	18	,000	2,0400	,3239	1,3594	2,7206
		Varyansların Eşit Olmadığı Varsayımı			6,298	14,544	,000	2,0400	,3239	1,3477	2,7323
IV	MPA	Varyansların Eşit Olduğu Varsayımı	,137	,716	1,642	18	,118	7,91000	4,81758	-2,21136	18,03136
		Varyansların Eşit Olmadığı Varsayımı			1,642	17,646	,118	7,91000	4,81758	-2,22594	18,04594
	Vickers	Varyansların Eşit Olduğu Varsayımı	,944	,344	-,627	18	,539	-,2800	,4465	-1,2182	,6582
		Varyansların Eşit Olmadığı Varsayımı			-,627	17,591	,539	-,2800	,4465	-1,2197	,6597
YA	MPA	Varyansların Eşit Olduğu Varsayımı	9,098	,007	4,397	18	,000	26,41900	6,00841	13,79580	39,04220
		Varyansların Eşit Olmadığı Varsayımı			4,397	10,708	,001	26,41900	6,00841	13,15043	39,68757
	Vickers	Varyansların Eşit Olduğu Varsayımı	1,542	,230	6,603	18	,000	1,4700	,2226	1,0023	1,9377
		Varyansların Eşit Olmadığı Varsayımı			6,603	16,825	,000	1,4700	,2226	,9999	1,9401
OD	MPA	Varyansların Eşit Olduğu Varsayımı	,527	,477	,398	18	,695	1,50000	3,77051	-6,42155	9,42155
		Varyansların Eşit Olmadığı Varsayımı			,398	17,373	,696	1,50000	3,77051	-6,44208	9,44208
	Vickers	Varyansların Eşit Olduğu Varsayımı	,105	,749	10,167	18	,000	3,2400	,3187	2,5705	3,9095
		Varyansların Eşit Olmadığı Varsayımı			10,167	17,808	,000	3,2400	,3187	2,5700	3,9100
KN	MPA	Varyansların Eşit Olduğu Varsayımı	,270	,610	-1,849	18	,081	-9,97400	5,39349	-21,30531	1,35731
		Varyansların Eşit Olmadığı Varsayımı			-1,849	17,792	,081	-9,97400	5,39349	-21,31483	1,36683
	Vickers	Varyansların Eşit Olduğu Varsayımı	,774	,391	-1,074	18	,297	-,3200	,2980	-,9460	,3060
		Varyansların Eşit Olmadığı Varsayımı			-1,074	16,886	,298	-,3200	,2980	-,9490	,3090

4.4. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Bulguları

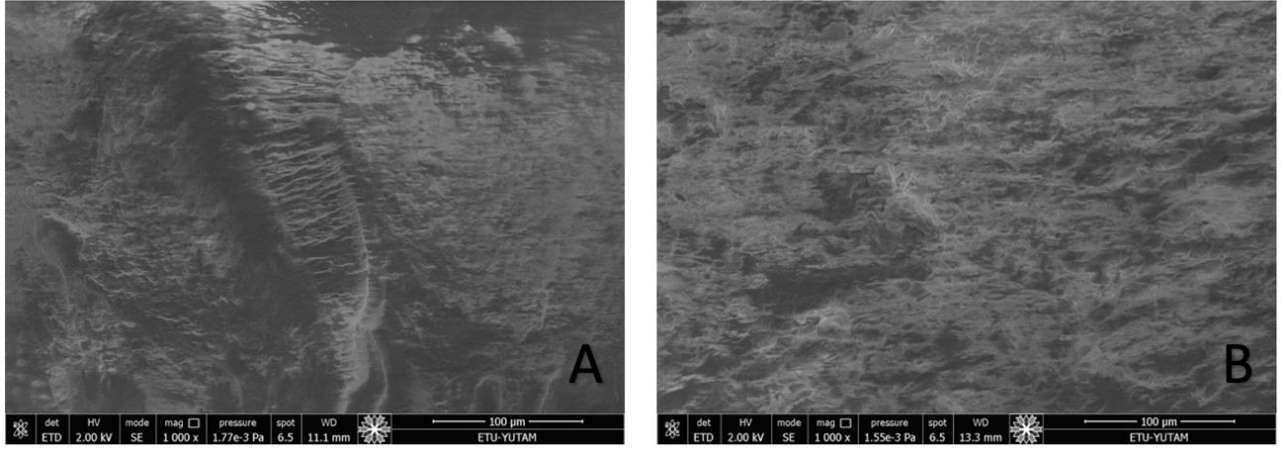
Termal döngü uygulanan ve termal döngü uygulanmayan 12 grubun her birinden rastgele birer örnek alınarak kırık yüzeyleri Taramalı Elektron Mikroskobu (Fei-Quanta FEG-250, Octane Pro, ABD) ile x 1000 büyütmede görüntülendi.

SEM görüntülerine göre hem termal döngü uygulanan hem de uygulanmayan gruplarda 3B baskılı numunelerin topografyasında büyük düzensizlik ve organize lamellerin yokluğunun yanı sıra yapı katmanlaşması tespit edildi (Şekil 4.4.).



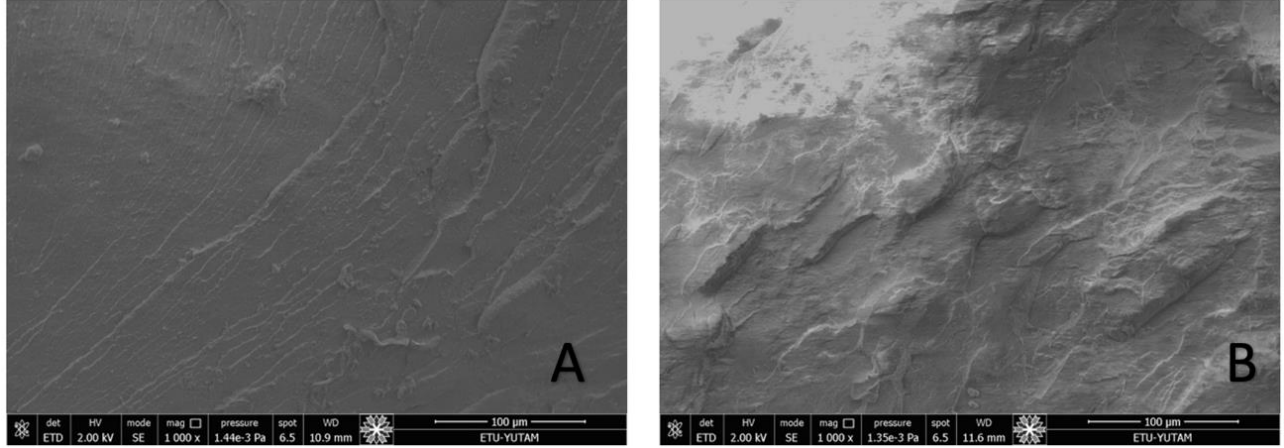
Şekil 4.4. 3B grubundaki örneğin x 1000 büyütme görüntüsü; (A) Termal döngü uygulanmayan (B) Termal döngü uygulanan

Termal döngü uygulanmayan VV grubu numunelerinde daha düzensiz lameller izlenirken, uygulanan numunelerde daha homojen yapı gözlemlendi (Şekil 4.5.).



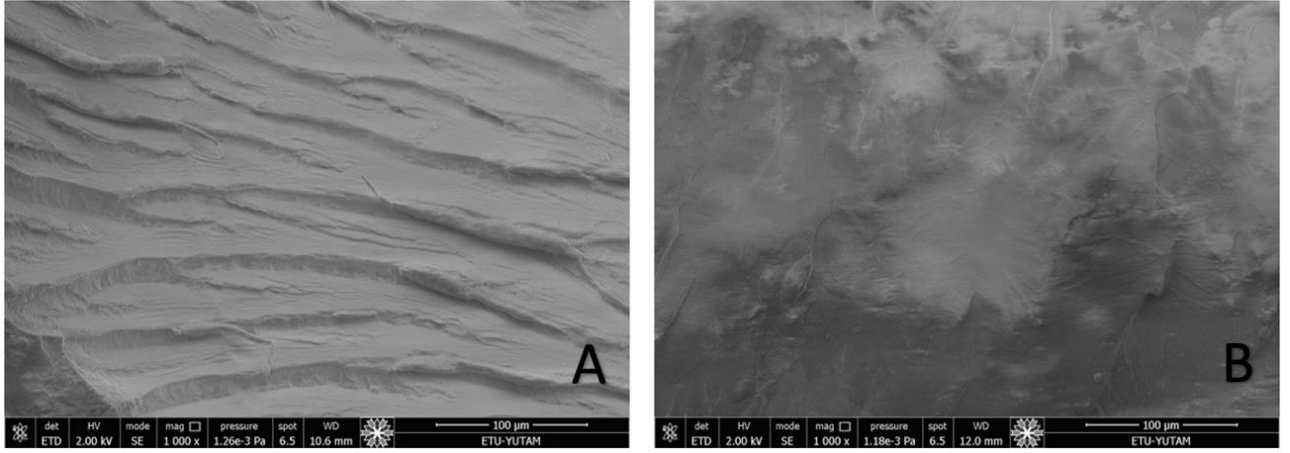
Şekil 4.5. VV grubundaki örneğin x 1000 büyütme görüntüsü; (A) Termal döngü uygulanmayan (B) Termal döngü uygulanan

IV grubu numunelerinde kompakt yapı ve esnek (sünek) kırılmayı düşündüren keskin çıkıntılar görüldü (Şekil 4.6.).



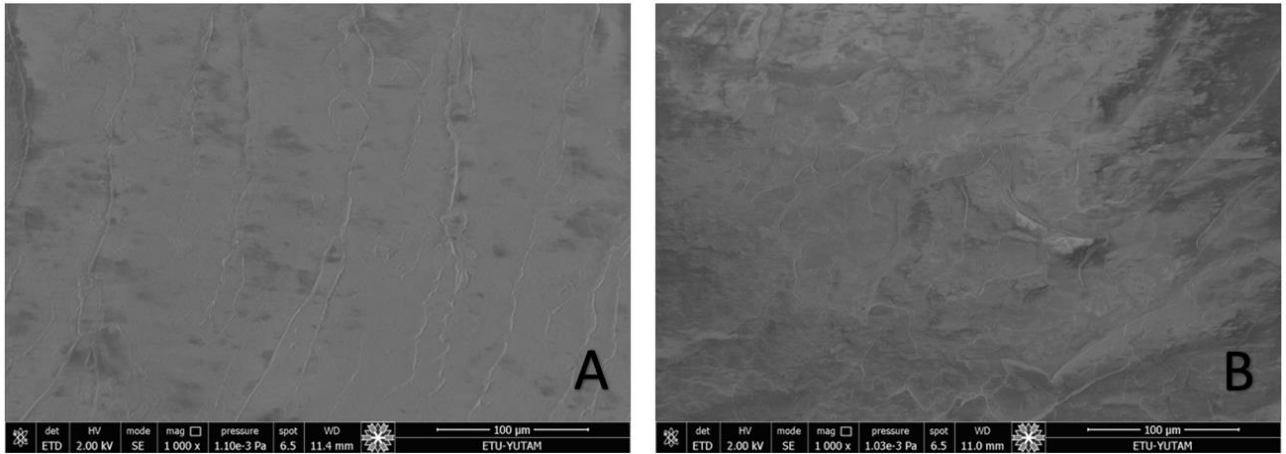
Şekil 4.6. IV grubundaki örneğin x 1000 büyütme görüntüsü; (A) Termal döngü uygulanmayan (B) Termal döngü uygulanan

Termal döngü uygulanmayan YA grubu numunelerinde daha belirgin dalgalanmalar izlenirken, uygulanan grupta ise soluk, kesik ince lameller gözlemlendi (Şekil 4.7.).



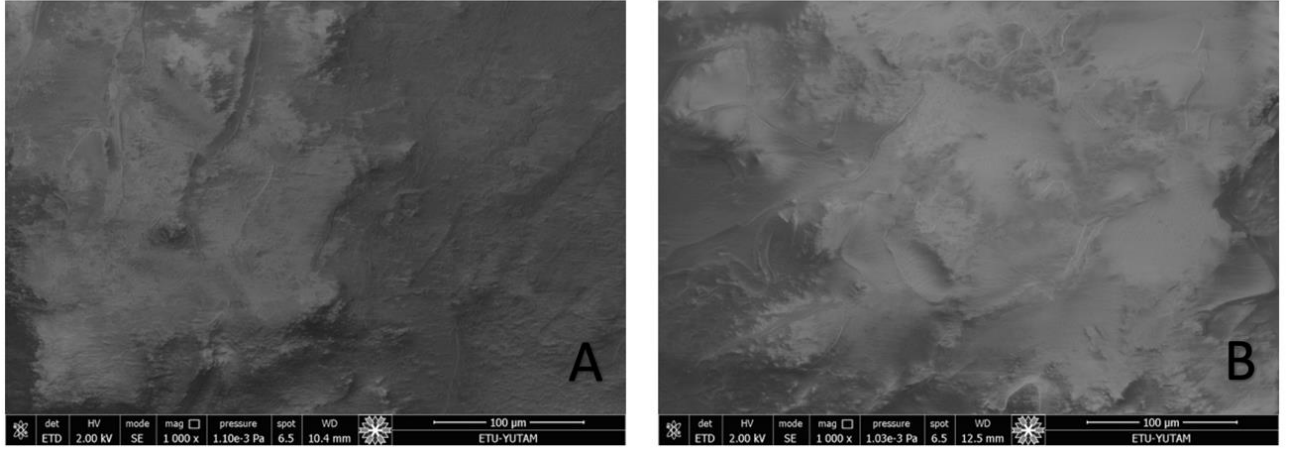
Şekil 4.7. YA grubundaki örneğin x 1000 büyütme görüntüsü; (A) Termal döngü uygulanmayan (B) Termal döngü uygulanan

OD numunelerinde termal döngü uygulanmayan grupta kesik ince lameller gözlenirken, uygulanan grupta ise daha homojen yapı gözlemlendi (Şekil 4.8.).



Şekil 4.8. OD grubundaki örneğin x 1000 büyütme görüntüsü; (A) Termal döngü uygulanmayan (B) Termal döngü uygulanan

KN grubu termal döngü uygulanan ve uygulanmayan numunelerde kırılğan (gevrek) kırılma tipini gösteren birkaç zayıf lamel ile hafif pürüzsüz arka plan görüldü (Şekil 4.9.).



Şekil 4.9. KN grubundaki örneğin x 1000 büyütme görüntüsü; (A) Termal döngü uygulanmayan (B) Termal döngü uygulanan

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada farklı üretim tekniklerinin ve termal döngü işlemlerinin protez kaide materyallerinin mekanik özelliklerine olan etkisinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Bu çalışmadan elde edilen bulgular doğrultusunda, farklı üretim tekniğiyle üretilen grupların eğilme dayanımı ve sertlik değerleri arasında anlamlı olarak fark bulunduğundan ($p<0.05$) farklı üretim tekniklerinin materyalin eğilme dayanımı ve sertliği üzerinde farklılık oluşturmayacağı yönündeki H_0 hipotezimiz reddedilmiştir. Termal döngü işlemi farklı gruptaki örneklerin eğilme dayanımı ve sertlik değerlerinde anlamlı farklılık oluşturduğundan ($p<0.05$) termal döngü işleminin materyalin eğilme dayanımı ve sertliği üzerinde farklılık oluşturacağı yönündeki H_1 hipotezimiz kabul edilmiştir.

Çenelerdeki tüm dişlerin kaybıyla oluşan dişsizliğin tedavisinde, tam protezlerin kullanımı standart bir tedavi seçeneğidir (Nagaraj ve ark., 2014; Perea-Lowery ve ark., 2021). Tam protezlerin yapımında çeşitli akrilik kaide materyalleriyle birlikte birçok polimerizasyon yöntemlerinin kullanıldığı farklı üretim olanakları da bulunmaktadır. Isı ile polimerize edilen polimetilmetakrilat kolay bulunabilirliği, estetik özellikleri, uygun maliyeti, hafifliği, kolay tamir edilebilirliği, basit işlenebilirliği nedeniyle en sık kullanılan kaide materyali olmuştur (Cheng ve ark., 2010; Kawaguchi ve ark., 2020; Li ve ark., 2021). Bununla birlikte, ısıyla polimerize edilen akrilik protezlerin mikrobiyal kolonizasyona yatkınlıkları (Sivakumar ve ark., 2014), termal büzülme nedeniyle protez kaidelerinin temas ettiği dokuyla uyumunun yetersiz olması (Tasaka ve ark., 2019), artık monomerin neden olduğu alerjik reaksiyonlar (Li ve ark., 2021), düşük dayanıklılık, yetersiz yüzey sertliği ve aşınma direnci gibi zayıf fiziksel özellikleri nedeniyle ideal protez kaide materyali arayışı devam etmektedir (Cheng ve ark., 2010; Gad ve ark., 2019).

Dijital teknolojinin ilerlemesi, diş hekimliğinde yeni materyallerin üretiminde ve üretim sistemlerindeki gelişmelerle geleneksel yöntemle üretilen protezlere yenilikçi bir alternatif sunmaktadır. Dijital diş hekimliğinde akrilik rezinlerden tam protez yapımında, eksiltmeli üretim (frezeleme yöntemi - subtractive manufacturing) ve eklemeli üretim (üç boyutlu baskı tekniği - additive manufacturing) gibi bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) tabanlı teknikler ortaya çıkmıştır (Perea-Lowery ve ark., 2021; Sa ve ark., 2019).

CAD/CAM üretim yöntemlerinin düşük teknik hassasiyeti, yüksek doğruluğu ve yöntem kararlılığı sayesinde laboratuvar işlemlerinin daha öngörülebilir olması ve zaman açısından daha verimli hale gelmesi, randevu sayılarının azalması, doku adaptasyonunun daha iyi olması, mevcut protezlerin doğrudan kopyalanabilmesi sistemin önemli avantajlarındandır (Alsandi ve ark., 2021; Bidra ve ark., 2016; Bilgin ve ark., 2016). Ayrıca CAD/CAM ile geleneksel ölçü materyallerinin kullanılmaması ve üretim sürecinde daha az aşamanın yer alması gelişmiş hasta konforu sağlayarak daha kısa sürede protez yapılabilmesine olanak sağlamaktadır (Alp ve ark., 2019).

Eksiltmeli üretim yönteminde pre-polimerize PMMA bazlı akrilik rezin diskler kullanılır. Bu disklerin polimerizasyonu yüksek ısı ve basınç altında gerçekleştiğinden geleneksel yöntemle üretilen PMMA kaidelere göre oldukça yoğun, düşük poroziteli ve yüksek çapraz bağlı bir yapıya sahiptir (Alp ve ark., 2019; de Oliveira Limírio ve ark., 2022). PMMA bazlı akrilik rezin diskler, standartlaştırılmış endüstriyel üretimleri sayesinde, sıcak akrilik rezinin karıştırma, muflalama ve sertleşme sırasında oluşabilecek poroziteye bağlı düşük mekanik dayanıklılık veya polimerizasyon büzülmesi gibi dezavantajlarının üstesinden gelebilir (Alt ve ark., 2011; de Oliveira Limírio ve ark., 2022).

Eksiltmeli üretim yöntemiyle (CAD/CAM) protez üretimi eklemeli üretim yöntemine (3B) göre oldukça popülerdir. Ancak 3B tekniği, eklemeli üretim yapmasından dolayı daha ekonomiktir. Çünkü döner aletlerin aşınması, kazıma sonucu ortaya çıkan artık hammaddenin materyal israfına neden olması ve aynı anda birden fazla ürünün üretilmemesi eksiltmeli yöntemin daha maliyetli olmasına neden olmaktadır (Kattadiyil & AlHelal, 2017; Shim ve ark., 2020).

Hızlı prototipleme veya üç boyutlu baskı olarak da bilinen eklemeli üretim yöntemi, akışkan rezin materyalin bir destek yapı üzerine katmanlı üretimle seri bir şekilde basılmasını ve ardından her katmanın görünür ışık, ultraviyole ışık, ısı veya lazerle polimerizasyonunu içerir. Bu yöntemde, CAD’te tasarlanan protez formu tamamlanana kadar seri bir şekilde rezin katmanı eklenmeye devam edilmektedir. Diş hekimliğinde, sabit protezler, cerrahi rehberler, oklüzal splintler ve tam protezler üretmek için CAD/CAM eklemeli yöntem kullanımı daha da artmaktadır (Revilla-León & Özcan, 2019).

Günümüzde teknolojinin de ilerlemesiyle birlikte, total protezlerin CAD/CAM ile pre-polimerize disklerden frezelenerek eksiltmeli şekilde veya akrilik reçinelerden 3B yazıcı ile eklemeli şekilde tasarlanarak hastaya kısa sürede teslim edilmesi hedeflenmektedir. Bu sayede geleneksel yöntemin uzun süren işlemleri ortadan kaldırılmış, kullanılan pre-polimerize disklerin polimerizasyon büzülmesi sorunu önemli ölçüde azaltılmış ve doku ile daha uyumlu olabileceği öne sürülmüştür (Al-Dwairi ve ark., 2020; Alp ve ark., 2019).

Restorasyon yapımında en yaygın kullanılan 3B baskı teknolojisi türleri SLA, DLP ve MJ (Turkyilmaz & Wilkins, 2021b; Unkovskiy ve ark., 2021). Üstün çözünürlüğü, hassasiyeti, hızlı polimerizasyonu ve düşük maliyeti nedeniyle dijital ışık

yöntemi (DLP), 3B baskı için en yaygın kullanılan teknolojilerden biridir (Han & Cho, 2018; Hwang ve ark., 2019; Perea-Lowery ve ark., 2021). SLA yöntemiyle yapılan modeller, DLP ile yapılanlardan daha doğrudur, ancak DLP yazıcılarda fotopolimer rezinin polimerizasyon işlemi SLA'dan daha hızlı gerçekleşmektedir. Bu durum baskı sırasında SLA'nın lazer ışık kaynağı, DLP'nin ise ışık modeli oluşturucusu (dijital projektör ekranı) kullanması ve SLA yönteminin vokseller şeklinde üretim, DLP'nin ise katmanlar şeklinde üretim yapmasından kaynaklanmaktadır. Bazı üretici verilerine göre DLP yöntemiyle basılan ürünlerin 60 µm doğruluğa ulaşabildiğini bildirilmiştir (Kraemer Fernandez ve ark., 2020; Liu ve ark., 2018; Prpić ve ark., 2020). Çalışmamızda da 3B baskı reçinesinden hazırlanan örnekler, stereolitografi (SLA) yöntemini kullanan Rayshape Edge E1 cihazında üretilmiştir.

Literatür incelendiğinde, üç farklı teknikle üretilen protez kaide materyallerinin mekanik ve fiziksel özelliklerine termal döngü işleminin nasıl etki ettiğinin araştırıldığı sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır. Bu çalışmada hem yaygın olarak bilinen hem de piyasaya yeni sürülmüş CAD/CAM freze ve 3B baskı yöntemiyle üretilen reçinelere yer verilmiş, böylece örnek çeşidi fazla tutulmuş ve literatüre katkı sağlamak amaçlanmıştır.

Tam protezlerin hem cilalı yüzeylerini hem de doku yüzeylerini temsil edebilmek için, bütün materyallerden elde edilen örneklerin yalnızca bir yüzeyine 600-,1000-,1200-grit silikon karbit zımpara kağıdı ile zımpara ve polisaj işlemi yapılmış ve yüzey standardizasyonu sağlanmıştır.

Termal döngü işlemi, ağız içindeki sıcaklık değişimlerini laboratuvar koşullarında taklit eden bir test metodudur (Gale & Darvell, 1999). Bu yöntem çalışmalarda, materyallerin termal streslere karşı dirençlerini değerlendirmek için yaygın olarak kullanılmaktadır (Gad ve ark., 2022). Literatürde, protez kaide materyallerinin ağız

içindeki 1 yıllık sıcaklık değişimlerini simüle etmek amacıyla 5-55°C aralığında 10.000 termal döngü testi uygulaması yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu yöntem dental materyallerin uzun vadeli dayanıklılığını ve performansını, oral ortam koşulları altında değerlendirmek için standart bir yaklaşım olarak kabul edilir (Gad ve ark., 2022; Taşın & Ismatullaev, 2022). Bu çalışmada da materyaller, ağız ortamında bir yıl boyunca maruz kalınan termal stresi simüle etmek amacıyla 10.000 termal döngüye tabi tutulmuştur.

Gad ve arkadaşlarının (Gad ve ark., 2022) ısıyla polimerize ve 3B baskılı akriliklerin termal döngü işleminden sonra dayanıklılık ve yüzey özelliklerini değerlendirdikleri çalışmada 3B baskı reçinesinin, ısıyla polimerize edilmiş reçineden daha düşük eğilme dayanımı, darbe dayanımı ve sertlik değerlerine sahip olduğu görülmüştür. Termal döngü uygulamasının sertliği ve eğilme dayanımını önemli ölçüde etkilemediğini bildirmişlerdir. Benzer olarak mevcut tez çalışmasında da termal döngü uygulanan grupta 3B baskı grubu geleneksel ısı ile polimerize gruptan daha düşük eğilme dayanımı sergiledi. Termal döngü uygulanmayan grupta en düşük eğilme dayanımı değerlerini ısıyla polimerize grubu ile 3B baskı grubu gösterirken aralarında anlamlı fark görülmedi. Termal döngü uygulanan ve uygulanmayan gruplarda 3B baskı grubu ısıyla polimerize gruptan daha düşük sertlik değeri gösterdi. Gad ve arkadaşlarının sonuçlarının aksine mevcut tez çalışmasında termal döngü uygulaması sertliği ve eğilme dayanımını anlamlı derece etkiledi ($p<0.05$).

Başarılı bir protetik tedavi ve hasta memnuniyeti için protez kaide materyalleri yeterli eğilme dayanımına ve yüzey özelliklerine sahip olmalıdır (Gad ve ark., 2019; Jagger ve ark., 1999). Çünkü akrilik rezin kaideli protezler, ağız dışında düşürmeye bağlı olarak darbeye veya ağız içerisinde tekrarlanan çiğneme kuvvetlerine maruz kaldığından eğilme yorgunluğu nedeniyle kırılmaya eğilimlidir (Hirajima ve ark., 2009). Çiğneme

sırasında eğilme stresine maruz kalan protez kaidesi, düzensiz kemik rezorpsiyonunun olduğu alveolar kretlerle desteklenir (Diaz-Arnold ve ark., 2008; Gad ve ark., 2019). Bu nedenle protez kaide materyali, eğilme yüküne maruz kalan protezin kırılmasını önlemek için yüksek eğilme dayanımına sahip olmalıdır. Yetersiz eğilme dayanımına sahip akrilik kaide materyalinden üretilen protezler, ideal mekanik özelliklerin karşılanamamasına ve klinik performansın olumsuz etkilenmesine neden olmaktadır. Eğilme dayanımı, materyalin eğilme testinde akmadan hemen önceki gerilme olarak tanımlanan bir özelliğidir (Prpić ve ark., 2020).

Chinchumnong ve arkadaşları (Chitchumnong ve ark., 1989) tarafından farklı polimerler üzerinde üç nokta ve dört nokta eğme testlerinin karşılaştırıldığı çalışmada üç nokta eğme testinin eğilme dayanımı sonuçlarının güvenilirliğinin dört nokta eğme testine göre daha yüksek ve güvenilir olduğu ortaya konulmuştur. ISO standartlarına göre (20795-1:2013) protez kaide materyallerinin eğilme dayanımını belirlemek için üç nokta eğme testi standart olarak kabul edilmektedir (de Oliveira Limírio ve ark., 2022; Diaz-Arnold ve ark., 2008). Bu bilgiler doğrultusunda mevcut tez çalışmasında 3 nokta eğme testi kullanılmıştır.

Sertlik, katı malzemelerin kalıcı yüzey deformasyonuna karşı direnci olarak tanımlanır ve protez kaidesinin aşınmaya karşı direncinin bir göstergesidir. PMMA kaide malzemesinin sertliği, protez polisajının kolaylığının yanı sıra temizlik sırasındaki çizilmeye karşı direncini de etkilemektedir. Bu durum yüzey özelliklerinin, materyal sertliğinden etkilendiğini göstermektedir. (Regis ve ark., 2011). Hae-Hyoung ve ark. (2012) yüzey sertliğinin, toz-likit oranındaki monomer seviyesiyle ve materyalin mekanik özellikleriyle ilişkili olduğunu bildirmişlerdir. Farina ve ark. (2012), materyal sertliğinin az olmasının akrilik polimer yüzeyinin bozulmaya ve protezin kırılmaya yatkın hale

gelebileceğini söylemişlerdir. Ayrıca sertliğin az olması sonucu artan aşınmayla birlikte yüzeyin daha pürüzlü olmasına neden olmaktadır (Al-Dwairi ve ark., 2019).

Vickers sertlik testi, kırılğan malzemelerin sertliğini ölçebildiğinden özellikle dental materyallerde ve diş dokusunda yaygın olarak tercih edilen bir yöntemdir. Bu test, özellikle çok sert materyallerin sertlik derecesinin belirlenmesinde oldukça faydalıdır (Roberson ve ark., 2011). Ayrıca birçok araştırmacı materyallerin polimerizasyon derecesini belirlemek için de Vickers testini kullanmışlardır (Poskus ve ark., 2004). Bu testte, belirli bir yük altında ve belirli bir süre boyunca test edilecek materyale elmas uç uygulanması sonucu oluşan piramit şeklindeki izin köşegenleri mikroskop ile ölçülür ve bu değerlerin ortalaması Vickers sertlik değerini (VHN) vermektedir (Poskus ve ark., 2004; Wang ve ark., 2003). Bundan dolayı çalışmamızda örneklerin yüzey sertliğinin ölçülmesinde Vickers testi kullanıldı.

Yaptığımız literatür taramaları sonucunda akrilik rezinlerde yüzey sertliğini ölçmek için kullanılan kuvvet değerlerinin her birinde farklı olduğu görüldü. Ayaz ve ark. (2015) poliamid ve sıcak akrilik kaide rezinlerinin yüzey sertliğini karşılaştırdığı çalışmalarında, Vickers sertlik testinde 30 saniyeyle 3 farklı noktadan 100 kgf uygulamışlardır. Elde ettikleri ölçüm sonuçlarının aritmetik ortalamalarını alarak yüzey sertliği değerini belirlemişlerdir. Bundan dolayı tez çalışmamızda Vickers testinde uygulanan kuvvet, bazı literatür bilgileriyle birlikte 100 kgf olarak belirlenmiştir (Ayaz ve ark., 2015; Ozyilmaz & Akin, 2019). Ayrıca, akrilik rezin örneğin her bölgesinde aynı sertlik değerine ve polimerizasyon derecesine sahip olamayacağını düşündüğümüzden yüzey sertlik değeri, üç farklı noktadan 30 sn kuvvet uygulayarak ölçümler yapıldı.

Al-Dwairi ve arkadaşları (Al-Dwairi ve ark., 2019) tarafından yapılan çalışmada, CAD/CAM ile frezelenerek üretilen PMMA protez kaide materyalleri ile geleneksel

yöntemle üretilen PMMA'nın yüzey özelliklerinin (yüzey pürüzlülüğü ve sertliği) karşılaştırılması amaçlanmıştır. Çalışmalarında CAD/CAM freze grubunun en yüksek sertlik değerine sahip olduğunu bulmuşlardır. Mevcut tez çalışmasında da benzer sonuçlar elde edilmiştir.

Murakami ve arkadaşlarının (Murakami ve ark., 2013) yüksek basınçlı polimerizasyonun, PMMA protez kaide reçinesinin mekanik özelliklerine etkisini inceledikleri çalışmada, yüksek basınçlı polimerizasyon tekniğinin eğilme dayanımı, elastik modül ve sertlikte iyileşmeler sağladığını göstermiş ve geleneksel yöntemlerle karşılaştırıldığında daha dayanıklı ve dirençli protez kaideleri üretilebileceğini, ayrıca pre-polimerize disklerin daha dayanıklı olduğunu iddia etmişlerdir.

Fouda ve arkadaşlarının (Fouda ve ark., 2023) yaptığı çalışmada 3B baskı yöntemiyle üretilen üç grup, CAD/CAM ile freze yöntemiyle üretilen iki grup ve geleneksel yöntemle üretilen bir grup olmak üzere 6 grubun eğilme dayanımı, elastiklik modülü ve sertlik değerleri karşılaştırılmıştır. Gruplar arasında tüm değerlerde CAD/CAM freze örnekler en yüksek değeri izlerken bunu sırasıyla geleneksel ve 3B grupları izlemiştir ($p<.001$). Fouda ve arkadaşlarının çalışmasının eğilme dayanımı sonuçları mevcut çalışmayla benzerlik göstermiştir.

Zeidan ve arkadaşlarının (Zeidan ve ark., 2023) yaptığı çalışmada bir adet geleneksel ısıyla polimerize, iki adet CAD/CAM ile freze, iki adet 3B baskı yöntemiyle üretilen ve bir adet poliamid olmak üzere altı protez kaide reçinesinin eğilme dayanımları karşılaştırılmıştır. Çalışmalarının eğilme dayanımı bulgularına göre, frezeleme yöntemiyle üretilen CAD/CAM protez kaide rezinleri diğer gruplara göre anlamlı derecede daha yüksek eğilme dayanımı değerlerine sahip olduğu görülmüştür ve bunu geleneksel ve 3B gruplarından biri izlemiştir. Poliamid ve diğer 3B grubunun bulguları

kendi aralarında benzerken diğer tüm gruplardan anlamlı derecede düşük oldukları görülmüştür. CAD/CAM freze, geleneksel ve 3B gruplarının eğilme dayanımı sıralaması tez çalışmamızla benzerlik göstermiştir.

Prpić ve arkadaşlarının (Prpić ve ark., 2020) yaptığı çalışmada üç adet geleneksel ısıyla polimerize, üç adet CAD/CAM freze, bir adet 3B baskı yöntemiyle üretilen ve bir adet poliamid olmak üzere altı protez kaide materyalinin eğilme dayanımları ve yüzey sertlikleri karşılaştırılmıştır. Çalışmanın bulgularına göre, CAD/CAM freze ve poliamid akrilikler, geleneksel ve 3B örneklerinden daha yüksek eğilme dayanımı sergilemiştir. İki grup CAD/CAM freze örnekleri en yüksek yüzey sertliği (Brinell sertlik testi) değerlerine sahipken, poliamid malzeme ile birlikte üçüncü grup en düşük yüzey sertliğine sahip olduğu görülmüştür. 3B örnekleri en düşük eğilme dayanımı değerleri göstermiştir. Prpić ve arkadaşlarının sonuçlarına benzer olarak mevcut tez çalışmasında da en yüksek eğilme dayanımı değerleri CAD/CAM freze gruplarında, en düşük ise termal döngü uygulanan 3B grubunda görülmüştür ve VV grubu hariç termal döngü uygulanan ve uygulanmayan tüm CAD/CAM freze gruplarının sertlik değerleri 3B gruplarından yüksek değerler vermiştir ($p<0.05$).

Al-Dwairi ve arkadaşlarının (Al-Dwairi ve ark., 2020) yaptığı çalışmada bir adet geleneksel ısıyla polimerize edilen ve iki adet CAD/CAM ile frezelenerek üretilen olmak üzere üç protez kaide reçinesinin eğilme dayanımı ve eğilme modülü karşılaştırılmıştır. Al-Dwairi ve arkadaşlarının bulgularına göre, CAD/CAM freze akrilikler benzer sonuçlar gösterirken, geleneksel akriliklerden anlamlı derecede daha yüksek eğilme dayanımı sergilemiştir ($p<0.05$). Benzer şekilde mevcut tez çalışmanın sonuçları, termal döngü uygulanmayan tüm CAD/CAM freze gruplarında geleneksel gruptan daha yüksek eğilme dayanımı değerleri göstermiştir.

Aguirre ve arkadaşlarının (Aguirre ve ark., 2020) yaptığı çalışmada iki adet geleneksel yöntemle polimerize edilen (basınçla kalıplanmış ve enjeksiyonla kalıplanmış) ve bir adet CAD/CAM ile frezelenerek üretilen olmak üzere üç protez kaide reçinesinin eğilme dayanımı karşılaştırılmıştır. Aguirre ve arkadaşlarının bulgularına göre tüm gruplar arasında farklar anlamlı ve eğilme dayanımları en yüksekten en düşüğe sırasıyla CAD/CAM freze grubu, basınçla kalıplanmış grup ve enjeksiyonla kalıplanmış grup olarak bulunmuştur. Benzer olarak mevcut tez çalışmasında da termal döngü uygulanmayan grupta tüm CAD/CAM freze grupları geleneksel gruptan daha yüksek eğilme dayanımı değerleri göstermiştir.

Freitas ve arkadaşları (Freitas ve ark., 2023) yaptıkları çalışmada dört farklı yöntemle (ısıyla polimerizasyon, mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon, 3B baskı yöntemiyle, CAD/CAM frezeleme yöntemiyle) üretilen protez kaide materyallerinin yüzey özelliklerini (pürüzlülük ve temas açısı), anti-biyofilm oluşumunu ve mekanik özelliklerini (eğilme dayanımı) karşılaştırmıştır. Çalışmalarının sonuçlarına göre CAD/CAM freze grubu en yüksek eğilme dayanımı göstermiş ve 3B grubuyla olan fark anlamlıyken geleneksel gruplarla karşılaştırılan sonuçlar benzer bulunmuştur. Mevcut tez çalışmasında termal döngü uygulanmayan grupta CAD/CAM freze grubu en yüksek eğilme dayanımı değerleri sergilerken, 3B grubu geleneksel gruptan anlamlı derecede yüksek eğilme dayanımı değerleri göstermiştir ($p<0.05$).

Di Fiore ve arkadaşlarının (Di Fiore ve ark., 2022) yaptığı çalışmada bir adet geleneksel ısıyla polimerize edilen, bir adet CAD/CAM ile freze ve bir adet 3B baskı yöntemiyle üretilen olmak üzere üç protez kaide reçinesinin eğilme dayanımları ve yüzey pürüzlülükleri karşılaştırılmıştır. CAD/CAM freze grubunun en yüksek eğilme dayanımı değerlerine sahip olduğu, geleneksel grubun ise en düşük eğilme dayanımı değerlerine

sahip olduğu tespit edilmiştir ($p<.001$). Di Fiore ve arkadaşlarının sonuçları mevcut tez çalışmasının termal döngü uygulanmayan gruplarının eğilme dayanımı sıralamasıyla benzer sonuçlar göstermiştir.

Çakmak ve arkadaşları (Çakmak ve ark., 2023) yaptıkları çalışmada iki adet CAD/CAM freze ve bir adet 3B baskı olmak üzere üç grup ve bu gruplardaki örneklerin yarısına termal döngü uygulanarak toplam altı alt grup protez kaide reçinesinin eğilme dayanımlarını ve sertliklerini karşılaştırmışlardır. Termal döngü uygulanan ve uygulanmayan gruplar arasında CAD/CAM freze grupları 3B grubundan anlamlı derecede yüksek eğilme dayanımı değerleri göstermiştir ($p<.001$). Termal döngü uygulanan gruplar arasında CAD/CAM freze grupları 3B grubundan anlamlı derecede yüksek sertlik değerleri göstermiştir ($p<.001$). Termal döngü uygulaması CAD/CAM freze gruplarının sertlik değerlerini anlamlı derecede azaltırken 3B grubundaki farklılık anlamlı bulunmamıştır ($p>.001$). Çakmak ve arkadaşlarının sonuçlarıyla benzer olarak mevcut tez çalışmasında da termal döngü uygulanmayan ve uygulanan gruplarda tüm CAD/CAM freze grupları 3B gruplarından anlamlı derecede yüksek eğilme dayanımı göstermiştir ($p<0.05$). Termal döngü uygulanan ve uygulanmayan tüm gruplarda VV grubu hariç tüm CAD/CAM freze grupları 3B gruplarından daha yüksek sertlik değerleri sergilemiştir ($p<0.05$).

Al-Dwairi ve arkadaşları (Al-Dwairi ve ark., 2023) yaptıkları çalışmada bir adet geleneksel ısıyla polimerize edilen ve üç adet 3B baskı yöntemiyle üretilen olmak üzere dört protez kaide reçinesinin yüzey ve mekanik özelliklerini karşılaştırmışlardır. Sonuçlarda geleneksel grubun hem eğilme dayanımı hem de sertlik değerleri tüm 3B gruplarından anlamlı derecede yüksek bulmuşlardır ($p<0.05$). 3B gruplarının eğilme dayanımı ve sertlik değerleri kendi aralarında benzerlik göstermiştir ($p>0.05$). Al-Dwairi

ve arkadaşlarının sonuçlarına benzer şekilde mevcut tez çalışmasında hem termal döngü uygulanan hem de uygulanmayan gruplarda geleneksel grupların sertliği 3B gruplarından yüksek bulunmuştur ($p<0.05$). Termal döngü uygulanmayan gruplarda 3B grubunun eğilme dayanımı geleneksel gruptan yüksekken, termal döngü uygulanan gruplarda çalışmanın sonuçlarının aksine geleneksel grubun eğilme dayanımı 3B grubundan yüksek bulunmuştur ($p<0.05$).

Hada ve arkadaşları (Hada ve ark., 2021) yaptıkları çalışmada bir adet geleneksel ısıyla polimerize edilen, bir adet oto polimerize ve bir adet CAD/CAM frezeleme yöntemiyle üretilen olmak üzere üç protez kaide materyalinin mekanik özelliklerini (3 nokta eğme, su absorpsiyonu, çözünürlük ve boyama testleri) karşılaştırmışlardır. Çalışmalarında tüm eğilme dayanımı değerleri sırasıyla CAD/CAM freze, oto polimerize ve geleneksel grup olmuş ve tüm gruplar arasındaki farkları anlamlı bulmuşlardır ($p<0.05$). Hada ve arkadaşlarının sonuçlarıyla benzer olarak mevcut tez çalışmasında termal döngü uygulanmayan gruplarda tüm CAD/CAM freze gruplarının eğilme dayanımı geleneksel gruptan yüksek bulunmuştur ($p<0.05$).

Abdul-Monem ve arkadaşları (Abdul-Monem & Hanno, 2024) yaptıkları çalışmada bir adet 3B baskı ve bir adet CAD/CAM freze yöntemiyle üretilen olmak üzere iki protez kaide materyalinin termal döngüden önce ve sonra su emilimi, çözünürlüğü, yüzey sertliği, yüzey pürüzlülüğü ve eğilme dayanımını karşılaştırmıştır. Abdul-Monem ve arkadaşlarının bulgularına göre termal döngüden önce ve sonra, CAD/CAM freze grubu 3B grubuna göre daha düşük yüzey pürüzlülüğü ve daha yüksek sertlik ve eğilme dayanımı göstermiştir ($p<.001$). Termal döngü işleminin her iki grupta da sertliği ve eğilme dayanımını düşürdüğü görülmüş ve 3B grubundaki düşüş anlamlı bulunmuştur ($p<.001$). Benzer olarak mevcut tez çalışmasında da termal döngü uygulanan ve

uygulanmayan tüm gruplarda, CAD/CAM freze numuneler 3B gruplarına göre daha yüksek eğilme dayanımı göstermiştir, VV grubu hariç tüm CAD/CAM freze gruplarının yüzey sertliği 3B gruplarından daha yüksek bulunmuştur. Yine Abdul-Monem ve arkadaşlarının çalışmasına benzer olarak mevcut tez çalışmasında da termal döngü işleminin her iki grupta da sertliği ve eğilme dayanımını düşürdüğü görülmüştür.

Yu ve arkadaşları (Yu ve ark., 2024) yaptıkları çalışmada bir adet CAD/CAM freze, bir adet 3B baskı ve bir adet geleneksel yöntemle (kontrol) olmak üzere 3 farklı yöntemle üretilen protez kaide materyallerinin mekanik özelliklerini karşılaştırmıştır. Mekanik özellikleri değerlendirmek için termal döngü işleminden önce ve sonra üç nokta eğme testleri yapılmıştır. 3B grubu termal döngüden bağımsız olarak kontrol grubu ve CAD/CAM freze grubundan önemli ölçüde daha yüksek eğilme dayanımı ve eğilme modülü göstermiştir ($p<0.05$). Termal döngü sonrasında grupların eğilme dayanımlarında önemli bir değişiklik olmamasına rağmen, eğilme modülünün arttığı görülmüştür.. Mevcut tez çalışmasının sonuçlarının aksine, 3B grubunun CAD/CAM freze grubundan daha yüksek eğilme dayanımı değerleri sergilemesi, 3B grubunda kullanılan farklı marka reçine ve farklı polimerizasyon prosedürlerinden kaynaklanıyor olabilir. Bu durum, materyallerin kimyasal kompozisyonu, polimerizasyon süreçleri ve üretim parametrelerindeki farklılıkların mekanik özellikler üzerinde önemli bir etkiye sahip olabileceğini göstermektedir.

Temizci ve arkadaşları (Temizci & Bozoğulları, 2024) yaptıkları çalışmada bir adet CAD/CAM freze, bir adet 3B baskı ve bir adet geleneksel yöntemle olmak üzere 3 farklı yöntemle üretilen protez kaide materyallerinin yarısına termal döngü uygulamış ve eğilme dayanımlarını test etmişlerdir. Dijital olarak üretilen protez kaideleri, geleneksel olarak üretilen kaidelere kıyasla daha üstün eğilme dayanımı sergilemiştir. Termal

döngüden önce eğilme dayanımları büyükten küçüğe sırasıyla 3B, CAD/CAM freze ve geleneksel grup olarak bulmuşlardır. Termal döngü tüm gruplarda eğilme dayanımını azaltmış olsa da termal döngüden sonra da eğilme dayanımı sıralaması değişmemiş ve ısıyla polimerize edilen akrilik grubundaki azalma istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0.05$). Temizci ve arkadaşlarının bulgularının aksine mevcut tez çalışmasında termal döngü uygulanmayan grupta eğilme dayanımları büyükten küçüğe sırasıyla CAD/CAM freze, 3B ve geleneksel grupta; termal döngü uygulanan grupta ise CAD/CAM freze, geleneksel, 3B grubu olarak bulunmuştur.

Patankar ve arkadaşları (Patankar ve ark., 2022) yaptıkları çalışmada basınçlı kalıplama, enjeksiyon kalıplama ve pre-polimerize CAD/CAM bloklardan frezeleme olmak üzere 3 farklı yöntemle üretilen protez kaide materyallerinin eğilme dayanımlarını karşılaştırmıştır. Eğilme dayanımları sırasıyla CAD/CAM freze, enjeksiyon kalıplama ve basınçlı kalıplama yöntemi olarak sıralamışlardır. Patankar ve arkadaşlarının verilerine benzer şekilde mevcut tez çalışmasında da CAD/CAM freze gruplarının eğilme dayanımları geleneksel ısıyla polimerize gruplarından daha yüksek bulunmuştur.

Zeidan ve arkadaşları (Zeidan ve ark., 2022) yaptıkları çalışmada CAD/CAM freze, 3B baskı ve geleneksel sıkıştırma kalıplı olmak üzere üç farklı teknikle elde edilen protez kaide rezinlerinin yüzey pürüzlülüğü, yüzey sertliği ve elastik modülünü değerlendirmişlerdir. CAD/CAM freze materyallerinin en yüksek yüzey sertliği ve elastiklik modülüne sahip olduğu görülmüştür. 3B kaide materyalleri, üç grup arasında en düşük yüzey sertliği ve elastiklik modülü değerlerini göstermiştir. Bulgular mevcut tez çalışmasının bulgularıyla benzer sertlik değerleri sıralaması göstermiştir.

Li ve arkadaşları (Li ve ark., 2024) yaptıkları çalışmada bir geleneksel ısıyla polimerize, iki CAD/CAM freze, üç 3B baskı yöntemiyle olmak üzere 6 gruptaki

örneklerin yarısına termal döngü uygulayarak eğilme dayanımlarını değerlendirmişlerdir. Tüm gruplar arasında en düşük eğilme dayanımı değerini termal döngü uygulanan 3B gruplarından biri (Flexcera Base) vermiştir. Hem termal döngü uygulanan hem uygulanmayan gruplarda en yüksek eğilme dayanımı değerini CAD/CAM freze gruplarından biri (Lucitone Digital Fit) göstermiştir ($p<0.05$). 3B grubu, CAD/CAM freze grubuna benzer veya daha düşük eğilme dayanımı değerleri vermiştir. Termal döngü işleminin protez kaide materyallerinin eğilme dayanımını azalttığı görülmüştür. Li ve arkadaşlarının bulgularına benzer olarak mevcut tez çalışmasında da en düşük eğilme dayanımı değeri termal döngü uygulanan 3B baskı grubunda görülmüş ve aynı şekilde hem termal döngü uygulanan hem uygulanmayan gruplarda en yüksek eğilme dayanımı değerini CAD/CAM freze grupları göstermiştir. Termal döngü uygulaması mevcut çalışmada da CAD/CAM freze ve 3B gruplarında eğilme dayanımı değerlerini düşürmüştür.

Becerra ve arkadaşları (Becerra ve ark., 2021) yaptıkları çalışmada aynı firmanın bir geleneksel 100°C'de ısıyla polimerize edilen ile yüksek basınç (200 MPa) altında 100°C'de ısıyla polimerize edilen ve bir CAD/CAM frezeleme yöntemiyle üretilen olmak üzere 3 grup protez kaide materyallerinin eğilme dayanımı, elastik modül, sertlik, yoğunluk, maksimum eğilme gerilmesinde eğilme deformasyonu, eğilme yük enerjisi ve viskoelastik özelliklerini karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonuçlarına göre yüksek basınçla polimerizasyon rezinlerin mekanik özelliklerini önemli ölçüde arttırmadıkları bulunmuştur ve en yüksek eğilme dayanımı değeri CAD/CAM freze grubunda elde etmişlerdir. Sonuçlar mevcut tez çalışmasının sonuçlarıyla benzerlik göstermiştir.

Chhabra ve arkadaşlarının (Chhabra ve ark., 2022) geleneksel ısı ile polimerize edilen ve 3B baskı yöntemiyle üretilen protez kaide reçinelerinin, üç nokta eğme testi ile

eğilme dayanımlarını karşılaştırdıkları çalışmada geleneksel grubun eğilme dayanımı, 3B reçinelerine kıyasla anlamlı olacak şekilde daha yüksek bulunmuştur. Mevcut tez çalışmasının termal döngü uygulanan gruplarında da geleneksel grubun eğilme dayanımı 3B grubundan daha yüksek değerler vermiştir.

Perea-Lowery ve arkadaşları (Perea-Lowery ve ark., 2021) iki post-polimerizasyon yönteminin 3B baskı yöntemiyle üretilen protez kaide malzemesinin mekanik özellikleri üzerindeki etkisini ve bu 3B baskı reçinesinin mekanik özelliklerini geleneksel oto polimerize ve geleneksel ısıyla polimerize protez kaide malzemesinin mekanik özellikleriyle karşılaştırmışlardır. Çalışmalarında örneklerin yarısını bir ay boyunca 37°C suda bekletmişler, diğer yarısını ise kuru bırakmışlardır. Suda bekletme oto polimerize grubun eğilme dayanım değerlerini arttırırken, geleneksel ve 3B grubunun eğilme dayanımlarını düşürdüğünü bildirmişlerdir. Çalışmalarında eğilme dayanımı bakımından 3B reçinesinin en düşük değerlere sahip olduğunu, saklama koşullarından bağımsız olarak da en yüksek eğilme dayanımı değerlerini geleneksel grubun verdiğini ve aynı zamanda arttırılmış post-polimerizasyon sıcaklıklarının 3B reçinesinin mekanik özelliklerini anlamlı derecede arttırdığını bildirmişlerdir.

Fouda ve arkadaşları (Fouda ve ark., 2023) yaptıkları çalışmada 3B baskı, CAD/CAM freze ve geleneksel olmak üzere üç farklı yöntemle üretilen kaide materyallerinin mekanik özelliklerini (eğilme dayanımı, sertlik) incelemişler ve üç nokta eğme testi sonucu kırılan numunelerin kırık yüzey topografyalarını değerlendirmek için aldıkları SEM görüntülerinde bu çalışmanın SEM görüntülerine benzer olarak geleneksel numunelerde küt basamaklara sahip lameller ve pürüzsüz arka plan, CAD/CAM freze numunelerde keskin lameller, 3B numunelerinde küçük çatlaklar, soluk lameller ve katmanlaşma gözlemlemişlerdir.

Gad ve arkadaşları (Gad ve ark., 2022) yaptıkları çalışmada geleneksel ısıyla polimerize ve 3B baskılı akriliklerin termal döngü işleminden sonra dayanıklılık ve yüzey özelliklerini değerlendirdikleri çalışmada kırık yüzey topografyalarını değerlendirmek için aldıkları SEM görüntülerinde geleneksel grup örneklerinde keskin soluk lameller, 3B grubu örneklerinde ise küçük derin boşluklar, katmanlar ve küçük keskin lameller gözlemlenmiştir. Gad ve arkadaşlarının çalışmasına benzer olarak mevcut tez çalışmasının SEM görüntülerinde de geleneksel grup örneklerinde zayıf lameller, 3B grubu örneklerinde ise organize çıkıntılar gözlemlenmeyip katmanlaşma görülmüştür.

Al-Dwairi ve arkadaşları (Al-Dwairi ve ark., 2020) yaptığı çalışmada geleneksel ısıyla polimerize edilen ve CAD/CAM ile freze yöntemiyle üretilen kaide materyallerinin eğilme dayanımını karşılaştırmışlar ve kırık yüzeylerden SEM görüntüleri almışlardır. Tüm grupların numunelerinde çoğunlukla kırılman (gevrek) kırılmaları düşündüren lokalize ara çatlaklara rastlamışlardır. Mevcut tez çalışmasının SEM görüntülerinde ise geleneksel grup örneklerinde kırılman (gevrek) kırılmayı düşündüren düzensiz lameller, CAD/CAM freze grubu örneklerinde ise esnek (sünek) kırılmayı düşündüren daha belirgin dalgalanmalar ve keskin lameller görülmüştür.

Bu çalışmanın bazı limitasyonları bulunmaktadır. Materyallerin ağız ortamında maruz kaldığı değişiklikleri simüle etmek amacıyla materyallere distile suyla termal döngü uygulandı; ancak, bu yaşlandırma yöntemi ağız ortamındaki sıcaklık, pH ve tükürük gibi parametreleri birebir yansıtmamaktadır. Çalışmada sadece bir grup 3B baskı yöntemiyle üretilen kaide materyali kullanıldı. Bu in-vitro çalışmada materyallerin yalnızca eğilme dayanımları ve sertlik değerleri karşılaştırıldı ancak diğer mekanik, fiziksel ve optik özellikleri değerlendirilmedi.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Farklı CAD/CAM protez kaide materyalleri ve üretim yöntemleri ile termal döngü uygulamasının, materyallerin mekanik özellikleri üzerindeki etkilerinin değerlendirildiği bu tez çalışmasında aşağıdaki sonuçlar elde edildi:

- 1- Bağımlı değişkenlere göre hem eğilme dayanımı hem de sertlik bulguları incelendiğinde; farklı gruplar, termal döngü uygulaması ve farklı gruplar ile termal döngü uygulaması birlikte değerlendirildiğinde anlamlı olarak farklılıklar bulundu ($p<0.05$).
- 2- Termal döngü uygulanmayan grupların en yüksek eğilme dayanımları sırasıyla IV, OD ve YA gruplarında görüldü ve bu grupların eğilme dayanım değerlerinde kendi aralarında anlamlı fark yokken ($p>0.05$), diğer gruplardan anlamlı derecede yüksekti ($p<0.05$). 3B ve KN grupları arasında anlamlı bir fark yoktu ($p>0.05$) ve KN grubu en düşük eğilme dayanımı değerlerini gösterdi ($p<0.05$).
- 3- Termal döngü uygulanan grupların eğilme dayanımı incelendiğinde; en yüksek eğilme dayanımı sırasıyla OD ve IV gruplarında görüldü ve bu grupların kendi aralarında anlamlı fark yokken ($p>0.05$) diğer gruplardan anlamlı derecede yüksekti ($p<0.05$). En düşük eğilme dayanımı 3B grubunda görüldü ($p<0.05$).
- 4- Termal döngü uygulanmayan grupların sertlik değerleri incelendiğinde, en yüksek sertlik değeri OD grubunda görüldü ($p<0.05$). 3B ve VV gruplarının sertlik değerleri arasında anlamlı farklılık yoktu ($p>0.05$) ve VV grubunun sertlik değerleri en düşüktü ($p<0.05$).
- 5- Termal döngü uygulanan grupların sertlik değerleri incelendiğinde, en yüksek sertlik değerleri IV, YA, KN ve OD gruplarında olup kendi aralarındaki farklar anlamlı değilken ($p>0.05$) 3B ve VV gruplarından anlamlı derecede yükseklerdi

($p<0.05$). VV grubunun sertlik değerleri diğer tüm gruplardan anlamlı derecede düşüktü ($p<0.05$).

- 6- Termal döngü uygulanmayan gruplarda eğilme dayanımı ile sertlik değerleri arasında korelasyon varken, termal döngü uygulanan gruplarda eğilme dayanımı ve sertlik değerleri arasında korelasyon yoktu.
- 7- Termal döngü uygulanan ve uygulanmayan örneklerin eğilme dayanımları grup içinde değerlendirildiğinde 3B ve YA gruplarında anlamlı fark bulunurken diğer gruplar kendi içinde karşılaştırıldığında sonuçlar benzerdi. Termal döngü uygulanan ve uygulanmayan örneklerin sertlikleri değerlendirildiğinde VV, YA ve OD gruplarında grup içinde örneklerin sertlik değerleri arasında anlamlı fark bulunurken ($p<0.05$) diğer gruplar kendi içinde karşılaştırıldığında sonuçlar benzerdi ($p>0.05$).

Bu çalışmanın sonuçları değerlendirildiğinde CAD/CAM freze yöntemiyle üretilen protez kaide materyalleri yüksek mekanik özellikler sergilediği için klinik uygulamalar için önerilebilir. Gelecek çalışmalarda, ağız ortamını daha gerçekçi simle eden yaşlandırma yöntemleri (tükürük solüsyonları, pH değişimleri ve mekanik yükleme gibi) kullanılarak materyallerin klinik performansı daha doğru değerlendirilebilir. Ayrıca, farklı 3B baskı reçineleri ve CAD/CAM freze materyalleri karşılaştırılabilir, eğilme dayanımı ve sertlik değerlerinin yanı sıra çekme dayanımı, aşınma direnci ve renk stabilitesi gibi mekanik, fiziksel ve optik özellikleri incelenmesi önerilebilir.

KAYNAKLAR

- Abdul-Monem, M. M., & Hanno, K. I. (2024). Effect of thermocycling on surface topography and fracture toughness of milled and additively manufactured denture base materials: an in-vitro study. *BMC Oral Health*, 24(1), 267.
- Abduo, J., Lyons, K., & Bennamoun, M. (2014). Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. *International journal of dentistry*, 2014(1), 783948.
- Aguirre, B. C., Chen, J.-H., Kontogiorgos, E. D., Murchison, D. F., & Nagy, W. W. (2020). Flexural strength of denture base acrylic resins processed by conventional and CAD-CAM methods. *The Journal of prosthetic dentistry*, 123(4), 641-646.
- Al-Fouzan, A. F., Al-Mejrad, L. A., & Albarrag, A. M. (2017). Adherence of Candida to complete denture surfaces in vitro: A comparison of conventional and CAD/CAM complete dentures. *The journal of advanced prosthodontics*, 9(5), 402-408.
- Al-Dwairi, Z. N., Al Haj Ebrahim, A. A., & 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.
- Al-Dwairi, Z. N., Tahboub, K. Y., Baba, N. Z., & 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.
- Al-Dwairi, Z. N., Tahboub, K. Y., Baba, N. Z., Goodacre, C. J., & Özcan, M. (2019). A comparison of the surface properties of CAD/CAM and conventional polymethylmethacrylate (PMMA). *Journal of Prosthodontics*, 28(4), 452-457.

- Alla, R., Raghavendra, K., Vyas, R., & Konakanchi, A. (2015). Conventional and contemporary polymers for the fabrication of denture prosthesis: part I—overview, composition and properties. *Int J Appl Dent Sci*, 1(4), 82-89.
- Alp, G., Murat, S., & Yilmaz, B. (2019). Comparison of flexural strength of different CAD/CAM PMMA-based polymers. *Journal of Prosthodontics*, 28(2), e491-e495.
- AlRumaih, H. S., AlHelal, A., Baba, N. Z., Goodacre, C. J., Al-Qahtani, A., & Kattadiyil, M. T. (2018). Effects of denture adhesive on the retention of milled and heat-activated maxillary denture bases: a clinical study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 120(3), 361-366.
- Alsandi, Q., Ikeda, M., Arisaka, Y., Nikaido, T., Tsuchida, Y., Sadr, A., Yui, N., & Tagami, J. (2021). Evaluation of mechanical and physical properties of light and heat polymerized UDMA for DLP 3D printer. *Sensors*, 21(10), 3331.
- Alsandi, Q., Ikeda, M., Nikaido, T., Tsuchida, Y., Sadr, A., Yui, N., Suzuki, T., & Tagami, J. (2019). Evaluation of mechanical properties of new elastomer material applicable for dental 3D printer. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 100, 103390.
- Alt, V., Hannig, M., Wöstmann, B., & Balkenhol, M. (2011). Fracture strength of temporary fixed partial dentures: CAD/CAM versus directly fabricated restorations. *Dental Materials*, 27(4), 339-347.
- Anadioti, E., Musharbash, L., Blatz, M. B., Papavasiliou, G., & Kamposiora, P. (2020). 3D printed complete removable dental prostheses: A narrative review. *BMC Oral Health*, 20, 1-9.
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2012). *Phillips' science of dental materials*. Elsevier Health Sciences. 54-7

- Arslan, B., Nalbant, L., Nalbant, A. D., & Nadirov, M. (2021). Üç boyutlu yazıcıların dental kullanımında güncel protetik yaklaşımlar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 31(3), 459-470.
- Arslan, M., Murat, S., Alp, G., & Zaimoglu, A. (2018). Evaluation of flexural strength and surface properties of prepolymerized CAD/CAM PMMA-based polymers used for digital 3D complete dentures. *International journal of computerized dentistry*, 21(1).
- Ayaz, E. A., Bağış, B., & Turgut, S. (2015). Effects of thermal cycling on surface roughness, hardness and flexural strength of polymethylmethacrylate and polyamide denture base resins. *Journal of applied biomaterials & functional materials*, 13(3), 280-286.
- 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.
- Baba, N. Z. (2016). Materials and processes for CAD/CAM complete denture fabrication. *Current Oral Health Reports*, 3, 203-208.
- Baba, N. Z., Goodacre, B. J., Goodacre, C. J., Müller, F., & Wagner, S. (2021). CAD/CAM complete denture systems and physical properties: A review of the literature. *Journal of Prosthodontics*, 30(S2), 113-124.
- Bahrani, F., Safari, A., Vojdani, M., Karampoor, G., & Patil, S. (2012). Comparison of hardness and surface roughness of two denture bases polymerized by different methods. *World J Dent*, 3(2), 171-175.
- Barazanchi, A., Li, K. C., Al-Amleh, B., Lyons, K., & Waddell, J. N. (2017). Additive technology: update on current materials and applications in dentistry. *Journal of Prosthodontics*, 26(2), 156-163.

- Barbosa, D. B., Souza, R. F. d., Pero, A. C., Marra, J., & Compagnoni, M. A. (2007). Flexural strength of acrylic resins polymerized by different cycles. *Journal of Applied Oral Science*, 15, 424-428.
- Barclay, C., Spence, D., & Laird, W. (2005). Intra-oral temperatures during function. *Journal of oral rehabilitation*, 32(12), 886-894.
- Bartoloni, J., Murchison, D., Wofford, D., & Sarkar, N. (2000). Degree of conversion in denture base materials for varied polymerization techniques 1. *Journal of oral rehabilitation*, 27(6), 488-493.
- Bassoli, E., Gatto, A., Iuliano, L., & Grazia Violante, M. (2007). 3D printing technique applied to rapid casting. *Rapid Prototyping Journal*, 13(3), 148-155.
- Bayarsaikhan, E., Lim, J.-H., Shin, S.-H., Park, K.-H., Park, Y.-B., Lee, J.-H., & Kim, J.-E. (2021). Effects of postcuring temperature on the mechanical properties and biocompatibility of three-dimensional printed dental resin material. *Polymers*, 13(8), 1180.
- Bayraktar, G., Guvener, B., Bural, C., & 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.
- Becerra, J., Mainjot, A., Hüe, O., Sadoun, M., & Nguyen, J. F. (2021). Influence of high-pressure polymerization on mechanical properties of denture base resins. *Journal of Prosthodontics*, 30(2), 128-134.

- Beuer, F., Schweiger, J., & Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British dental journal*, 204(9), 505-511.
- Bhattacharjee, N., Urrios, A., Kang, S., & Folch, A. (2016). The upcoming 3D-printing revolution in microfluidics. *Lab on a Chip*, 16(10), 1720-1742.
- Bidra, A. S., Farrell, K., Burnham, D., Dhingra, A., Taylor, T. D., & 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. e571.
- Bidra, A. S., Taylor, T. D., & Agar, J. R. (2013). Computer-aided technology for fabricating complete dentures: systematic review of historical background, current status, and future perspectives. *The Journal of prosthetic dentistry*, 109(6), 361-366.
- Bilgin, M. S., Baytaroğlu, E. N., Erdem, A., & Dilber, E. (2016). A review of computer-aided design/computer-aided manufacture techniques for removable denture fabrication. *European journal of dentistry*, 10(02), 286-291.
- Cebeci, N. Ö., & Tokmakcioğlu, H. H. (2018). Protetik diş tedavisinde ekleme yöntemi ile üretim. *Sağlık Akademisi Kastamonu*, 3(1), 66-86.
- Chaves, C. d. A. L., Machado, A. L., Vergani, C. E., de Souza, R. F., & Giampaolo, E. T. (2012). Cytotoxicity of denture base and hard chairside reline materials: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 107(2), 114-127.
- Cheng, Y. Y., Cheung, W. L., & Chow, T. W. (2010). Strain analysis of maxillary complete denture with three-dimensional finite element method. *The Journal of prosthetic dentistry*, 103(5), 309-318.

- Chhabra, M., Kumar, M. N., RaghavendraSwamy, K., & Thippeswamy, H. (2022). Flexural strength and impact strength of heat-cured acrylic and 3D printed denture base resins-A comparative in vitro study. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, 12(1), 1-3.
- Chitchumnong, P., Brooks, S., & Stafford, G. (1989). Comparison of three-and four-point flexural strength testing of denture-base polymers. *Dental Materials*, 5(1), 2-5.
- Consani, R. L. X., Pucciarelli, M. G. R., Mesquita, M. F., Nogueira, M. C., & Barão, V. A. (2014). Polymerization cycles on hardness and surface gloss of denture bases. *International Journal of Contemporary Dental & Medical Reviews*, 2014.
- Çakmak, G., Donmez, M. B., Akay, C., Abou-Ayash, S., Schimmel, M., & Yilmaz, B. (2023). Effect of thermal cycling on the flexural strength and hardness of new-generation denture base materials. *Journal of Prosthodontics*, 32(S1), 81-86.
- Çelik, G., Sarı, T., & Üşümez, A. (2013). Bilgisayar destekli diş hekimliği ve güncel CAD/CAM sistemleri. *Cumhuriyet Dental Journal*, 16(1), 74-82.
- Darbar, U., Huggett, R., & Harrison, A. (1994). Denture fracture--a survey. *British dental journal*, 176(9), 342-345.
- Davidowitz, G., & Kotick, P. G. (2011). The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental Clinics of North America*, 55(3), 559-ix.
- Davis, B. K. (2010). The role of technology in facial prosthetics. *Current opinion in otolaryngology & head and neck surgery*, 18(4), 332-340.
- Dawood, A., Marti, B. M., Sauret-Jackson, V., & Darwood, A. (2015). 3D printing in dentistry. *British dental journal*, 219(11), 521-529.
- Dawood, A., Tanner, S., & Hutchison, I. (2013). Computer guided surgery for implant placement and dental rehabilitation in a patient undergoing sub-total

- mandibulectomy and microvascular free flap reconstruction. *Journal of Oral Implantology*, 39(4), 497-502.
- de Oliveira Limírio, J. P. J., de Luna Gomes, J. M., Rezende, M. C. R. A., Lemos, C. A. A., Rosa, C. D. D. R. D., & Pellizzer, E. P. (2022). Mechanical properties of polymethyl methacrylate as a denture base: Conventional versus CAD-CAM resin—A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *The Journal of prosthetic dentistry*, 128(6), 1221-1229.
- Demiralp, E., Doğru, G., & Yılmaz, H. (2021). Additive manufacturing (3D PRINTING) methods and applications in dentistry. *Clinical and Experimental Health Sciences*, 11(1), 182-190.
- Deville, S., Gremillard, L., Chevalier, J., & Fantozzi, G. (2005). A critical comparison of methods for the determination of the aging sensitivity in biomedical grade yttria-stabilized zirconia. *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*, 72(2), 239-245.
- Di Fiore, A., Meneghello, R., Brun, P., Rosso, S., Gattazzo, A., Stellini, E., & Yılmaz, B. (2022). Comparison of the flexural and surface properties of milled, 3D-printed, and heat polymerized PMMA resins for denture bases: An in vitro study. *Journal of prosthodontic research*, 66(3), 502-508.
- Diaz-Arnold, A. M., Vargas, M. A., Shaull, K. L., Laffoon, J. E., & Qian, F. (2008). Flexural and fatigue strengths of denture base resin. *The Journal of prosthetic dentistry*, 100(1), 47-51.

- Durner, J., Obermaier, J., Draenert, M., & Ilie, N. (2012). Correlation of the degree of conversion with the amount of elutable substances in nano-hybrid dental composites. *Dental Materials*, 28(11), 1146-1153.
- Ertem, G., Şimşek, E., & Karacaer, Ö. (2011). İki farklı polimerizasyon yönteminin polietilen fiberle güçlendirilmiş akrilik rezinlerin artık monomer miktarına etkisi. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 28(1), 9-16.
- Ferracane, J. L. (2001). *Materials in dentistry: principles and applications*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Ferracane, J. L. (2006). Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dental Materials*, 22(3), 211-222.
- Fouda, S. M., Gad, M. M., Abualsaud, R., Ellakany, P., AlRumaih, H. S., Khan, S. Q., Akhtar, S., al-Qarni, F. D., & Al-Harbi, F. A. (2023). Flexural properties and hardness of CAD-CAM denture base materials. *Journal of Prosthodontics*, 32(4), 318-324.
- Freitas, R. F. C. P. d., Duarte, S., Feitosa, S., Dutra, V., Lin, W. S., Panariello, B. H. D., & Carreiro, A. d. F. P. (2023). Physical, mechanical, and anti-biofilm formation properties of CAD-CAM milled or 3D printed denture base resins: in vitro analysis. *Journal of Prosthodontics*, 32(S1), 38-44.
- Gad, M. M., Fouda, S. M., Abualsaud, R., Alshahrani, F. A., Al-Thobity, A. M., Khan, S. Q., Akhtar, S., Ateeq, I. S., Helal, M. A., & Al-Harbi, F. A. (2022). Strength and surface properties of a 3D-printed denture base polymer. *Journal of Prosthodontics*, 31(5), 412-418.
- Gad, M. M., Fouda, S. M., ArRejaie, A. S., & Al-Thobity, A. M. (2019). Comparative effect of different polymerization techniques on the flexural and surface properties of acrylic denture bases. *Journal of Prosthodontics*, 28(4), 458-465.

- Gale, M., & Darvell, B. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of dentistry*, 27(2), 89-99.
- Gautam, R., Singh, R. D., Sharma, V. P., Siddhartha, R., Chand, P., & Kumar, R. (2012). Biocompatibility of polymethylmethacrylate resins used in dentistry. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 100(5), 1444-1450.
- Goodacre, B. J., Goodacre, C. J., Baba, N. Z., & 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.
- Güth, J.-F., & Dent, M. (2012). CAD/CAM-generated high-density polymer restorations for the pretreatment of complex cases: a case report. *Quintessence Int*, 43, 457-467.
- Hada, T., Kanazawa, M., Iwaki, M., Katheng, A., & Minakuchi, S. (2021). Comparison of mechanical properties of PMMA disks for digitally designed dentures. *Polymers*, 13(11), 1745.
- Han, H., & Cho, S. (2018). Fabrication of conducting polyacrylate resin solution with polyaniline nanofiber and graphene for conductive 3D printing application. *Polymers*, 10(9), 1003.
- Han, W., Li, Y., Zhang, Y., Zhang, Y., Hu, P., Liu, H., Ma, Z., & Shen, Y. (2017). Design and fabrication of complete dentures using CAD/CAM technology. *Medicine*, 96(1), e5435.
- Han, X., Sawada, T., Schille, C., Schweizer, E., Scheideler, L., Geis-Gerstorfer, J., Rupp, F., & Spintzyk, S. (2018). Comparative analysis of mechanical properties and metal-ceramic bond strength of Co-Cr dental alloy fabricated by different manufacturing processes. *Materials*, 11(10), 1801.

- Hassan, M., Asghar, M., Din, S. U., & Zafar, M. S. (2019). Thermoset polymethacrylate-based materials for dental applications. In *Materials for Biomedical Engineering* (pp. 273-308). Elsevier.
- Hekimoğlu, C., Anıl, N., & Etikan, I. (2000). Effect of accelerated aging on the color stability of cemented laminate veneers. *International Journal of Prosthodontics*, 13(1).
- Herrero-Climent, M., Punset, M., Molmeneu, M., Brizuela, A., & Gil, J. (2023). Differences between the fittings of dental prostheses produced by CAD-CAM and laser sintering processes. *Journal of functional biomaterials*, 14(2), 67.
- Hirajima, Y., Takahashi, H., & Minakuchi, S. (2009). Influence of a denture strengthener on the deformation of a maxillary complete denture. *Dental materials journal*, 28(4), 507-512.
- Hwang, H.-J., Lee, S. J., Park, E.-J., & Yoon, H.-I. (2019). Assessment of the trueness and tissue surface adaptation of CAD-CAM maxillary denture bases manufactured using digital light processing. *The Journal of prosthetic dentistry*, 121(1), 110-117.
- Infante, L., Yilmaz, B., McGlumphy, E., & Finger, I. (2014). Fabricating complete dentures with CAD/CAM technology. *The Journal of prosthetic dentistry*, 111(5), 351-355.
- International Organization for Standardization. ISO 20795-1, D., – Base polymers. Part 1: Denture base polymers. 2nd ed. Geneva, & 2013., S.
- Jagger, D., Harrison, A., & Jandt, K. (1999). The reinforcement of dentures. *Journal of oral rehabilitation*, 26(3), 185-194.
- Janeva, N. M., Kovacevska, G., Elencevski, S., Panchevska, S., Mijoska, A., & Lazarevska, B. (2018). Advantages of CAD/CAM versus conventional complete

- dentures-a review. *Open access Macedonian journal of medical sciences*, 6(8), 1498.
- Javaid, M., & Haleem, A. (2019). Current status and applications of additive manufacturing in dentistry: A literature-based review. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, 9(3), 179-185.
- Jiménez, M., Romero, L., Domínguez, I. A., Espinosa, M. d. M., & Domínguez, M. (2019). Additive manufacturing technologies: an overview about 3D printing methods and future prospects. *Complexity*, 2019(1), 9656938.
- Kakaboura, A., Fragouli, M., Rahiotis, C., & Silikas, N. (2007). Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 18, 155-163.
- Kalaycı, B. B., & Bayındır, F. (2015). Güncel Dental Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim Sistemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25, 129-136.
- Kalberer, N., Mehl, A., Schimmel, M., Müller, F., & 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.
- Kanie, T., Fujii, K., Arikawa, H., & Inoue, K. (2000). Flexural properties and impact strength of denture base polymer reinforced with woven glass fibers. *Dental Materials*, 16(2), 150-158.
- Kattadiyil, M. T., & AlHelal, A. (2017). An update on computer-engineered complete dentures: A systematic review on clinical outcomes. *The Journal of prosthetic dentistry*, 117(4), 478-485.

- Kattadiyil, M. T., Jekki, R., Goodacre, C. J., & Baba, N. Z. (2015). Comparison of treatment outcomes in digital and conventional complete removable dental prosthesis fabrications in a predoctoral setting. *The Journal of prosthetic dentistry*, 114(6), 818-825.
- Kawaguchi, T., Lassila, L. V., Baba, H., Tashiro, S., Hamanaka, I., Takahashi, Y., & 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.
- Kawara, M., Komiyama, O., Kimoto, S., Kobayashi, N., Kobayashi, K., & Nemoto, K. (1998). Distortion behavior of heat-activated acrylic denture-base resin in conventional and long, low-temperature processing methods. *Journal of dental research*, 77(6), 1446-1453.
- Keenan, P. L., Radford, D. R., & Clark, R. K. (2003). Dimensional change in complete dentures fabricated by injection molding and microwave processing. *The Journal of prosthetic dentistry*, 89(1), 37-44.
- Khan, A. A., Fareed, M. A., Alshehri, A. H., Aldegheishem, A., Alharthi, R., Saadaldin, S. A., & 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.
- Ko, D.-H., Gyak, K.-W., & Kim, D.-P. (2017). Emerging microreaction systems based on 3D printing techniques and separation technologies. *Journal of Flow Chemistry*, 7(3-4), 72-81.

- Kraemer Fernandez, P., Unkovskiy, A., Benkendorff, V., Klink, A., & Spintzyk, S. (2020). Surface characteristics of milled and 3D printed denture base materials following polishing and coating: An in-vitro study. *Materials*, 13(15), 3305.
- Li, P., Lambart, A.-L., Stawarczyk, B., Reymus, M., & 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.
- Li, R., Albaghli, A., Orgev, A., Marrano, J., & Sadid-Zadeh, R. (2024). Effect of thermal cycling on the flexure strength of CAD-CAM denture base materials: An in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 132(3), 645. e641-645. e647.
- Liebermann, A., Wimmer, T., Schmidlin, P. R., Scherer, H., Löffler, P., Roos, M., & Stawarczyk, B. (2016). Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. *The Journal of prosthetic dentistry*, 115(3), 321-328. e322.
- Liu, Y., Ye, H., Wang, Y., Zhao, Y., Sun, Y., Zhou, Y., Liu, Y., Ye, H., Wang, Y., & Zhao, Y. (2018). Three-Dimensional Analysis of Internal Adaptations of Crowns Cast from Resin Patterns Fabricated Using Computer-Aided Design/Computer-Assisted Manufacturing Technologies. *International Journal of Prosthodontics*, 31(4).
- Mankar, S. (2021). *Evaluation of Flexural Strength, Modulus, Translucency, Stain Resistance, and Gloss of Different 3d Printing Materials*. The University of Alabama at Birmingham.
- Mansour, M. M., Wagner, W. C., & Chu, T. M. G. (2013). Effect of mica reinforcement on the flexural strength and microhardness of polymethyl methacrylate denture

- resin. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 22(3), 179-183.
- Marinello, C. P., & Brugger, R. (2021). Digital removable complete denture—An overview. *Current Oral Health Reports*, 1-15.
- McCabe, J. F., & Walls, A. W. (2013). *Applied dental materials*. John Wiley & Sons.
- Mettry, M., Worthington, M. A., Au, B., Forien, J.-B., Chandrasekaran, S., Heth, N. A., Schwartz, J. J., Liang, S., Smith, W., & Biener, J. (2021). Refractive index matched polymeric and preceramic resins for height-scalable two-photon lithography. *RSC advances*, 11(37), 22633-22639.
- Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S., & Tamaki, Y. (2009). A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dental materials journal*, 28(1), 44-56.
- Mohamed, A., Takaichi, A., Kajima, Y., Takahashi, H., & Wakabayashi, N. (2023). Physical Properties of Additively Manufactured Tooth-Colored Material Attached to Denture Base-Colored Material in a Printed Monolithic Unit. *Polymers*, 15(9), 2134.
- Mohammed, N., & Hasan, R. (2022). The impact of the type and concentration of different additives on the water sorption of denture base resin. *Al-Rafidain Dental Journal*, 22(1), 136-148.
- Monzón, M., Ortega, Z., Martínez, A., & Ortega, F. (2015). Standardization in additive manufacturing: activities carried out by international organizations and projects. *The international journal of advanced manufacturing technology*, 76, 1111-1121.
- Murakami, N., Wakabayashi, N., Matsushima, R., Kishida, A., & Igarashi, Y. (2013). Effect of high-pressure polymerization on mechanical properties of PMMA

- denture base resin. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 20, 98-104.
- Nagaraj, E., Mankani, N., Madalli, P., & Astekar, D. (2014). Socioeconomic factors and complete edentulism in north Karnataka population. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 14(1), 24-28.
- Nejatian, T., Pezeshki, S., & Syed, A. U. Y. (2019). Acrylic denture base materials. In *Advanced Dental Biomaterials* (pp. 79-104). Elsevier.
- O'Brien, W. J. (2002). Dental materials and their selection, 2002. *Quintessence*.
- Ozyilmaz, O. Y., & Akin, C. (2019). Effect of cleansers on denture base resins' structural properties. *Journal of applied biomaterials & functional materials*, 17(1), 2280800019827797.
- Papadimitriou, A., Mousouleas, S., Gkantidis, N., & Kloukos, D. (2018). Clinical effectiveness of Invisalign® orthodontic treatment: a systematic review. *Progress in orthodontics*, 19, 1-24.
- Parr, G. R., & Rueggeberg, F. A. (2002). In vitro hardness, water sorption, and resin solubility of laboratory-processed and autopolymerized long-term resilient denture liners over one year of water storage. *The Journal of prosthetic dentistry*, 88(2), 139-144.
- Patankar, R. C., More, V., Jadhav, R., Sabane, A., Kadam, P., & Gachake, A. (2022). Comparative evaluation of flexural strength of denture base resin materials processed using compression molding technique, injection molding technique, and computer-aided design CAM technique: An in vitro study. *Dental research journal*, 19(1), 100.

- Perea-Lowery, L., Gibreel, M., Vallittu, P. K., & Lassila, L. V. (2021). 3D-printed vs. heat-polymerizing and autopolymerizing denture base acrylic resins. *Materials*, 14(19), 5781.
- Pianelli, C., Devaux, J., Bebelman, S., & Leloup, G. (1999). The micro-Raman spectroscopy, a useful tool to determine the degree of conversion of light-activated composite resins. *Journal of Biomedical Materials Research: 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*, 48(5), 675-681.
- Poskus, L. T., Placido, E., & Cardoso, P. E. C. (2004). Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations. *Dental Materials*, 20(8), 726-732.
- Powers, J. M., & Wataha, J. C. (2017). *Dental Materials-E-Book: Foundations and Applications* (11 ed.). Elsevier Health Sciences. 171
- Prpić, V., Schauperl, Z., Ćatić, A., Dulčić, N., & Čimić, S. (2020). Comparison of mechanical properties of 3D-printed, CAD/CAM, and conventional denture base materials. *Journal of Prosthodontics*, 29(6), 524-528.
- Pu, H., Guo, Y., Cheng, Z., Chen, Z., Xiong, J., Zhu, X., & Huang, J. (2023). Projection Stereolithography 3D-Printed Bio-Polymer with Thermal Assistance. *Polymers*, 15(22), 4402.
- Raszewski, Z. (2020). Acrylic resins in the CAD/CAM technology: A systematic literature review. *Dental and Medical Problems*, 57(4), 449-454.
- Raszewski, Z., Chojnacka, K., Kulbacka, J., & Mikulewicz, M. (2022). Mechanical properties and biocompatibility of 3D printing acrylic material with bioactive components. *Journal of functional biomaterials*, 14(1), 13.

- Regis, R. R., Zanini, A. P., Della Vecchia, M. P., Silva-Lovato, C. H., Oliveira Paranhos, H. F., & de Souza, R. F. (2011). Physical properties of an acrylic resin after incorporation of an antimicrobial monomer. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 20(5), 372-379.
- Rekow, D. (1987). Computer-aided design and manufacturing in dentistry: a review of the state of the art. *The Journal of prosthetic dentistry*, 58(4), 512-516.
- Revilla-León, M., & Özcan, M. (2019). Additive manufacturing technologies used for processing polymers: current status and potential application in prosthetic dentistry. *Journal of Prosthodontics*, 28(2), 146-158.
- Rickman, L. J., Padipatvuthikul, P., & Satterthwaite, J. D. (2012). Contemporary denture base resins: Part 1. *Dental update*, 39(1), 25-30.
- Roberson, T., Heymann, H. O., & Swift Jr, E. J. (2011). *Sturdevant's art and science of operative dentistry*. Elsevier Health Sciences.
- Rogers, C. I., Qaderi, K., Woolley, A. T., & Nordin, G. P. (2015). 3D printed microfluidic devices with integrated valves. *Biomicrofluidics*, 9(1).
- Sa, L., Kaiwu, L., Shenggui, C., Junzhong, Y., Yongguang, J., Lin, W., & Li, R. (2019). 3D printing dental composite resins with sustaining antibacterial ability. *Journal of Materials Science*, 54, 3309-3318.
- Sakaguchi, R., Ferracane, J., & Powers, J. (2019). Craig's Restorative Dental Materials, fourteenth ed. *Mosby Elsevier, St. Louis, MO*, 147-190.
- Shim, J. S., Kim, J.-E., Jeong, S. H., Choi, Y. J., & Ryu, J. J. (2020). Printing accuracy, mechanical properties, surface characteristics, and microbial adhesion of 3D-printed resins with various printing orientations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 124(4), 468-475.

- Shintani, H., Inoue, T., & Yamaki, M. (1985). Analysis of camphorquinone in visible light-cured composite resins. *Dental Materials*, 1(4), 124-126.
- Sivakumar, I., Arunachalam, K. S., Sajjan, S., Ramaraju, A. V., Rao, B., & Kamaraj, B. (2014). Incorporation of antimicrobial macromolecules in acrylic denture base resins: a research composition and update. *Journal of Prosthodontics*, 23(4), 284-290.
- Srinivasan, M., Gjengedal, H., Cattani-Lorente, M., Moussa, M., Durual, S., Schimmel, M., & 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.
- Steinmassl, O., Offermanns, V., Stöckl, W., Dumfahrt, H., Grunert, I., & Steinmassl, P.-A. (2018). In vitro analysis of the fracture resistance of CAD/CAM denture base resins. *Materials*, 11(3), 401.
- Takamiya, A. S., Monteiro, D. R., Marra, J., Compagnoni, M. A., & Barbosa, D. B. (2012). Complete denture wearing and fractures among edentulous patients treated in university clinics. *Gerodontology*, 29(2), e728-e734.
- Tasaka, A., Matsunaga, S., Odaka, K., Ishizaki, K., Ueda, T., Abe, S., Yoshinari, M., Yamashita, S., & Sakurai, K. (2019). Accuracy and retention of denture base fabricated by heat curing and additive manufacturing. *Journal of prosthodontic research*, 63(1), 85-89.
- Taşın, S., & Ismatullaev, A. (2022). Comparative evaluation of the effect of thermocycling on the mechanical properties of conventionally polymerized, CAD-CAM milled, and 3D-printed interim materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 127(1), 173. e171-173. e178.

- Temizci, T., & Bozoğulları, H. N. (2024). Effect of thermal cycling on the flexural strength of 3-D printed, CAD/CAM milled and heat-polymerized denture base materials. *BMC Oral Health*, 24(1), 357.
- Tuna, S. H., Keyf, F., Gumus, H. O., & Uzun, C. (2008). The evaluation of water sorption/solubility on various acrylic resins. *European journal of dentistry*, 2(03), 191-197.
- Turkyilmaz, I., & Wilkins, G. N. (2021a). 3D printing in dentistry—exploring the new horizons. *Journal of Dental Sciences*, 16(3), 1037.
- Turkyilmaz, I., & Wilkins, G. N. (2021b). 3D printing in dentistry—Exploring the new horizons. *Journal of Dental Sciences*, 16(3), 1037-1038.
- Unkovskiy, A., Schmidt, F., Beuer, F., Li, P., Spintzyk, S., & Kraemer Fernandez, P. (2021). Stereolithography vs. direct light processing for rapid manufacturing of complete denture bases: an in vitro accuracy analysis. *Journal of clinical medicine*, 10(5), 1070.
- Waheed, S., Cabot, J. M., Macdonald, N. P., Lewis, T., Guijt, R. M., Paull, B., & Breadmore, M. C. (2016). 3D printed microfluidic devices: enablers and barriers. *Lab on a Chip*, 16(11), 1993-2013.
- Waldbaur, A., Rapp, H., Länge, K., & Rapp, B. E. (2011). Let there be chip—towards rapid prototyping of microfluidic devices: one-step manufacturing processes. *Analytical Methods*, 3(12), 2681-2716.
- Wang, L., D'Alpino, P. H. P., Lopes, L. G., & Pereira, J. C. (2003). Mechanical properties of dental restorative materials: relative contribution of laboratory tests. *Journal of Applied Oral Science*, 11, 162-167.

- Wang, W., Yu, H., Liu, Y., Jiang, X., & Gao, B. (2019). Trueness analysis of zirconia crowns fabricated with 3-dimensional printing. *The Journal of prosthetic dentistry*, 121(2), 285-291.
- Wong, D. M., Cheng, L. Y., Chow, T., & Clark, R. K. (1999). Effect of processing method on the dimensional accuracy and water sorption of acrylic resin dentures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 81(3), 300-304.
- Yanikoğlu, N. D., & Sakarya, R. E. (2020). Test methods used in the evaluation of the structure features of the restorative materials: A literature review. *Journal of Materials Research and Technology*, 9(5), 9720-9734.
- Yu, H.-J., Kang, Y.-J., Park, Y., Kim, H., & Kim, J.-H. (2024). A comparison of the mechanical properties of 3D-printed, milled, and conventional denture base resin materials. *Dental materials journal*, 43(6), 813-821.
- Zafar, M. S. (2020). Prosthodontic applications of polymethyl methacrylate (PMMA): An update. *Polymers*, 12(10), 2299.
- Zeidan, A. A. E.-I., Abd Elrahim, R. A., Abd El Hakim, A. F., Harby, N. M., & Helal, M. A. (2022). Evaluation of Surface Properties and Elastic Modulus of CAD-CAM Milled, 3D Printed, and Compression Moulded Denture Base Resins: An In Vitro Study. *Journal of International Society of Preventive and Community Dentistry*, 12(6), 630-637.
- Zeidan, A. A. E. I., Sherif, A. F., Baraka, Y., Abualsaud, R., Abdelrahim, R. A., Gad, M. M., & Helal, M. A. (2023). Evaluation of the effect of different construction techniques of CAD-CAM milled, 3D-printed, and polyamide denture base resins on flexural strength: An in vitro comparative study. *Journal of Prosthodontics*, 32(1), 77-82.

EKLER

EK 1. ETİK KURUL ONAYI



T.C
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
ETİK KURULU

Sayı : 36

22.06.2023

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI BAŞKANLIĞINA

08.06.2023 tarih ve 49 sayılı yazınız ekinde gönderilen Anabilim dalınız öğretim üyesi **Prof. Dr. Funda BAYINDIR** danışmanlığında Arş. Gör. Dt. Seçil SAKARYA'nın birlikte hazırladıkları "**Farklı CAD/CAM Protez Kaide Materyallerinin Mekanik Özelliklerinin İncelenmesi**" başlıklı Uzmanlık Tezine ait etik kurul başvurusu kurulumuz tarafından incelenmiş olup, konu ile ilgili alınan karar ekte sunulmuştur.

Bilgilerinizi arz ve rica ederim.

Prof. Dr. Retep ORBAK
Etik Kurul Başkanı

Eki: Etik Kurul Kararı

Adres: Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı ERZURUM
Tel : (442) 2360942



T.C
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI
ETİK KURULU

Oturum Tarihi: 22/06/2023
Oturum Sayısı: 06/ 2023

KARAR

SORUMLU ARAŞTIRMACI	<i>Prof. Dr. Funda BAYINDIR</i> <i>Arş. Gör. Dt. Seçil SAKARYA</i>
Araştırmanın Açık Adı	<i>“Farklı CAD/CAM Protez Kaide Materyallerinin Mekanik Özelliklerinin İncelenmesi”</i>
Karar No	36.
Alınan Karar	<i>Prof. Dr. Funda BAYINDIR</i> danışmanlığında Arş. Gör. Dt. Seçil SAKARYA’nın birlikte hazırladıkları <i>“Farklı CAD/CAM Protez Kaide Materyallerinin Mekanik Özelliklerinin İncelenmesi”</i> başlıklı Uzmanlık Tezine güncel Helsinki Bildirgesinde geçen kurallara uygun olarak ve Sağlık Bakanlığı tarafından yayımlanan 19 Ağustos 2011 tarih ve 28030 sayılı “Klinik Araştırmalar Hakkındaki Yönetmelik” hükümlerine, bağlı kalınarak yapılmak şartıyla; kabul edilmesinde bilimsel ve etik açıdan sakınca olmadığına <i>mevcudun oy birliği ile karar verildi.</i>

Prof. Dr. Recep ORBAK
Etik Kurul Başkanı

Prof. Dr. Turgut DEMİR
ÜYE (Katılmadı)

Prof. Dr. Funda BAYINDIR
ÜYE

Prof. Dr. Fatma ÇAĞLAYAN
ÜYE

Prof. Dr. Nurcan ÖZAKAR
ÜYE