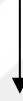


← Adınızı soyadınızı giriniz

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



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

← Tez Sınavının yapılacağı yılı yazınız

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

DOKTORA TEZİ

**CAD/CAM TEKNİĞİ İLE HAZIRLANAN PROTEZ KAİDE
MATERYALLERİNİN TAMİR ÖZELLİKLERİNİN
GELENEKSEL KAİDE MATERYALLERİ İLE
KARŞILAŞTIRILMASI**

ŞEBNEM ÖZATİK

**DANIŞMAN
PROF.DR.HAYRÜNNİSA CANAN BURAL ALAN**

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

İSTANBUL-2021

İTHAF

Aileme ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca tecrübelerini, yardımlarını, engin bilgilerini esirgemeyen, akademik hayatımın şekillenmesinde bana yol gösteren ve tezimin hazırlanması sürecinde deneyimini, bilgisini benimle ve tüm öğrencileriyle paylaşan çok kıymetli danışman hocam **Sayın Prof. Dr. H.Canan Bural Alan'a**,

Çalışmamı destekleyen **İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'ne** (Proje No: TDK-2018-29607),

Tez çalışmalarım boyunca bilgilerini ve yardımlarını esirgemeyen, değerli görüşlerine başvurduğum Doktora Tez İzleme Komitesi Üyeleri **Sayın Prof. Dr. Tonguç Sülün'e ve Sayın Prof. Dr. Hanefi Kurt'a**, ve doktora eğitimimin başından sonuna kadar emeği geçen Total-Parsiyel Protez Bölümü'nün **değerli öğretim üyelerine**,

Doktora eğitimim boyunca daima yanımda olan ve desteklerini benden esirgemeyen **tüm doktora öğrencisi arkadaşlarıma**,

Gösterdikleri sonsuz sabır, özveri, emekle bu günlere gelmemi sağlayan ve her zaman hissettiğim sevgi ve desteklerinden dolayı sevgili annem **Şahinde Özatik**, babam **Niyazi Özatik** ve kardeşlerime sonsuz teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

İçindekiler Tablosu

TEZ ONAYI	Error! Bookmark not defined.
BEYAN	Error! Bookmark not defined.
İTHAF	2
TEŞEKKÜR.....	3
İÇİNDEKİLER	4
TABLolar LİSTESİ	6
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	7
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	9
ÖZET	10
ABSTRACT.....	11
1. GİRİŞ VE AMAÇ	12
2. GENEL BİLGİLER.....	14
2.1. PROTEZ KAİDE MATERYALLERİNİN TANIMI VE TARİHÇESİ	15
2.2. PROTEZ KAİDESİ POLİMERLERİ.....	16
2.2.1. POLİMERLER VE POLİMERİZASYON	17
2.3. PROTEZ KAİDE POLİMERLERİNİN POLİMERİZASYONU İÇİN KULLANILAN YÖNTEMLER	19
2.3.1. ISI İLE POLİMERİZASYON YÖNTEMİ	19
2.3.2. KİMYASAL YOLLA POLİMERİZASYON YÖNTEMİ (OTOPOLİMERİZASYON).....	20
2.3.3. MİKRODALGA ENERJİSİ İLE POLİMERİZE OLAN AKRİLİK REÇİNELER.....	22
2.3.4. GÖRÜNÜR IŞIK İLE POLİMERİZASYON YÖNTEMİ.....	23
2.3.5. GELENEKSEL YÖNTEMLE TAM PROTEZ YAPIMI	24
2.4. CAD/CAM TEKNİĞİ İLE TAM PROTEZ YAPIMI	25
2.5. PROTEZ KAİDE MATERYALLERİNDE MEKANİK SORUNLAR	27
2.6. PROTEZ KAİDE MATERYALLERİNDE TAMİR İŞLEMİ.....	28

2.7. AKRİLİK KAİDE REÇİNELERİNİN MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ	29
2.7.1. MUKAVEMET	29
2.7.2. PROTEZ KAİDELERİNDE BÜKÜLME MUKAVEMETİNİN ÖNEMİ ...	29
2.7.3. ÜÇ NOKTA BÜKÜLME TESTİ	29
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	32
3.1. ÇALIŞMAMIZDA KULLANILAN PROTEZ KAİDE MATERYALLERİ	32
3.2. DENEY ÖRNEKLERİNİN HAZIRLANMASI	35
3.2.1. ÖRNEKLERİN TAMİR YÜZEYLERİNİN HAZIRLANMASI	38
3.2.2. TAMİR İŞLEMLERİ	40
3.2.3. BÜKÜLME MUKAVEMETİ TESTİ.....	50
3.3. İSTATİSTİKSEL ANALİZ	55
4. BULGULAR	56
4.1. KIRILMA YÜKÜ	56
4.2. ELASTİK MODÜLÜ	58
4.3. BÜKÜLME	61
4.4. GERİNİM.....	64
4.5. BÜKÜLME MUKAVEMETİ.....	66
5. TARTIŞMA	70
KAYNAKLAR.....	87
HAM VERİLER.....	106
FORMLAR.....	107
ETİK KURUL KARARI.....	108
PATENT HAKKI İZNİ.....	109
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI.....	110
ÖZGEÇMİŞ	108

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 3.1 Deneylerde kullanılan protez kaide materyallerine ait ticari isim, üretici firma, kısaltma ve polimerizasyon tipi bilgileri	33
Tablo 3.2 Örneklerin gruplandırılması	49
Tablo 4.1: Deney gruplarının kırılma yükü değerlerinin 2 yönlü varyans analizi ile istatistiksel değerlendirmesi.....	56
Tablo 4.2 Deney gruplarının kırılma yükü değerlerinin $AO \pm SH$ değerleri ve gruplararası ve grup içi istatistiksel karşılaştırması.....	56
Tablo 4.3: Deney gruplarının elastik modülü değerlerinin 2 yönlü varyans analizi ile istatistiksel değerlendirmesi.....	59
Tablo 4.4: Deney gruplarının elastik modülü değerlerinin $AO \pm SH$ değerleri ve gruplararası ve grup içi istatistiksel karşılaştırması	59
Tablo 4.5: Deney gruplarının bükülme değerlerinin 2 yönlü varyans analizi ile istatistiksel değerlendirmesi	61
Tablo 4.6: Deney gruplarının bükülme değerlerinin $AO \pm SH$ değerleri ve gruplararası ve grup içi istatistiksel karşılaştırması	62
Tablo 4.7: Deney gruplarının gerinim değerlerinin 2 yönlü varyans analizi ile istatistiksel değerlendirmesi	64
Tablo 4.8: Deney gruplarının gerinim değerlerinin $AO \pm SH$ değerleri ve gruplararası ve grup içi istatistiksel karşılaştırması	64
Tablo 4.9: Deney gruplarının bükülme mukavemeti değerlerinin 2 yönlü varyans analizi ile istatistiksel değerlendirmesi	66
Tablo 4.10: Deney gruplarının bükülme mukavemeti değerlerinin $AO \pm SH$ değerleri ve gruplararası ve grup içi istatistiksel karşılaştırması	67

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 3.1 Kullanılan prepolimerize akrilik reçine blokların ambalajlarının görünümü ...	33
Şekil 3.2 Prepolimerize akrilik reçine blokların görünümü.....	34
Şekil 3.3 Basınçla kalıplama tekniğinde kullanılan pirinç muflaya ait parçaların görünümü.....	35
Şekil 3.4 Trens SN50C / 1000 Universal Hafif Tip Torna cihazı ile akrilik reçine blokların kesilmesi işlemi.....	36
Şekil 3.5 Örneklerin alçı kalıplar içerisinde gömülmesi	37
Şekil 3.6 Örneklerin tamir işlemlerinde kullanılan örnek tasarımlarının görünümü	38
Şekil 3.7 Örneklerin Tamir Yüzeyinin Görüntüsü.....	39
Şekil 3.8 Tamir Yüzeyi Oluşturulmuş Örneklerin Görüntüsü.....	39
Şekil 3.9 Tamir işlemlerinde kullanılan kimyasal yolla polimerize olan akrilik	41
Şekil 3.10 Kimyasal yolla akrilik reçine ile tamir edilen örneklerin görünümü.....	41
Şekil 3.11 Örneklerin termostatik olarak kontrol edilen 60°C'deki su banyosunda bekletilmesi.....	42
Şekil 3.12 Örneklerin mikrodalga enerjisi ile ilave polimerizasyon döngüsüne tabii tutulduğu ev tipi mikrodalga fırının görünümü	43
Şekil 3.13 Kimyasal yolla polimerizasyon işleminde kullanılan basınçlı tencerenin görünümü.....	44
Şekil 3.14 Görünür ışık ile polimerize olan akrilik reçine materyali	45
Şekil 3.15 Alçı tamir kalıbın ısıtılmasında kullanılan fırının görünümü	46
Şekil 3.16 Tamir materyalinin uygulanma basamakları.....	47
Şekil 3.17 Hava bariyeri kaplamasının uygulanması	47
Şekil 3.18 Görünür ışık ile polimerizasyon cihazının görünümü	48
Şekil 3.19 Örneklerin suda bekletilmesi.....	49
Şekil 3.20 Örneğe uygulanan kuvvete göre test sonunda belirlenen bükülme eğrisi.....	50
Şekil 3.21 Deneylerde kullanılan universal test cihazı.....	52
Şekil 3.22 Örneklerin kırılma değerlerinin kaydedilmesi	52
Şekil 3.23 Deney düzeneği ve destekler üzerine yerleştirilmiş örneğin kuvvet uygulanmadan önceki görünümü	53

Şekil 3.24 Deney düzeneğine yük uygulanma aşamaları	54
Şekil 4.1:Deney gruplarının kırılma yükü değerlerinin karşılaştırılması	58
Şekil 4.2: Deney gruplarının elastik modülü değerlerinin karşılaştırması	61
Şekil 4.3: Deney gruplarının bükülme değerlerinin karşılaştırması.....	63
Şekil 4.4: Deney gruplarının gerinim değerlerinin karşılaştırması	66
Şekil 4.5: Deney gruplarının bükülme mukavemeti değerlerinin karşılaştırması.....	69



SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

µm: Mikrometre

ADA: Amerikan Diş Hekimleri Birliği

CAD/CAM: Bilgisayar destekli tasarım ve üretim

ISO: Uluslararası Standartlar Teşkilatı

N: Newton

PEMA: Polietil metakrilat

PMMA: Polimetil metakrilat

UDMA: Üretan dimetakrilat

3D: 3boyutlu

RP: Rapid Prototyping

CBCT: Işınli bilgisayarlı tomografi

CNC: Computer Numerical Control

Bis-GMA: BisFenol Glisidil metakrilat

UDMA: Üretan dimetakrilat)

MMA: Metil metakrilat

Megahertz: MHz

dk: Dakika

sn: Saniye

ÖZET

Özatic Ş. (2021). CAD/CAM Tekniği ile Hazırlanan Protez Kaide Materyallerinin Tamir Özelliklerinin Geleneksel Kaide Materyalleri ile Karşılaştırılması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı. Doktora Tezi. İstanbul.

Bu çalışmanın amacı CAD/CAM tekniği ile hazırlanan polimetil metakrilat (PMMA) esaslı protez kaide materyallerinin tamir özelliklerinin mekanik olarak incelenmesi ve geleneksel teknik ile hazırlanan PMMA protez kaide materyali ile karşılaştırılmasıdır.

Üç farklı üreticiden elde edilen CAD/CAM bloklardan ve ısı ile polimerize olan akrilik reçineden 65 x10 x 2,5 mm boyutlarında tamir aralığı 2 mm ve kenarlar 45° olacak şekilde toplam 288 örnek hazırlandı. Örnekler otopolimerizan akrilik reçine ve görünür ışık ile polimerize olan akrilik reçine ile tamir edildi. Otopolimerizan akrilik reçine ile tamir edilen örneklerle ilave polimerizasyon döngüsü olarak mikrodalga enerjisi, sıcak suda ve basınçlı tencerede bekletme uygulandı. Tamirin mekanik özellikleri üç nokta bükülme testi ile değerlendirildi. Veriler protez kaide materyali ve tamir materyali etkileşimi 2-yönlü varyans analizi ile istatistiksel olarak değerlendirildi ($p \leq 0.05$).

CAD/CAM tekniği ile hazırlanan protez kaide materyallerinin mekanik özellikleri ısı ile polimerize olan kontrol grubu örneklerinden anlamlı olarak yüksek saptanmıştır ($p \leq 0.05$). Görünür ışık ile polimerize olan akrilik reçine ile tamir edilen tüm gruplara ait mekanik değerleri otopolimerizan akrilik reçine ile tamir edilmiş ve ilave polimerizasyon döngüsü uygulanan gruplara ait değerlerden anlamlı olarak düşük değerlere sahiptir ($p \leq 0.05$).

Isı ile polimerize olan protez kaide materyallerinde olduğu gibi CAD/CAM tekniği ile hazırlanan protez kaide materyallerinin otopolimerizan akrilik reçine ile tamirinde mekanik özellikler %50-70 oranında geri kazanılabilmektedir. İlave polimerizasyon döngüleri mekanik özellikleri olumlu olarak etkilemiştir. Görünür ışık ile polimerize olan akrilik reçine ile tamir işlemi hem geleneksel hem de CAD/CAM tekniği için kullanılan protez kaide materyalleri için zayıf mekanik özellikler gösterdiği için protez kaidesi kırığının tekrarı göz önünde bulundurulduğunda tavsiye edilmemektedir.

Anahtar Kelimeler: CAD/CAM, tamir, otopolimerizan akrilik reçine, polimerizasyon döngüsü, görünür ışıkla polimerize olan akrilik reçine

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: TDK-2018-29607

ABSTRACT

Özatic Ş (2021). Comparison of Repair Properties of Denture Base Materials Fabricated For CAD/CAM Technique to Conventional Denture Base Material. Istanbul University, Institute of Health Science, Science, Department of Prosthodontics. PhD Thesis. Istanbul.

The aim of this study is to evaluate the mechanical properties of repaired polymethyl methacrylate (PMMA) based denture base materials fabricated for CAD/CAM technique and to compare them with conventional heat-polymerized PMMA denture base material.

A total of 288 specimens (65x10x2.5 mm) were prepared from CAD/CAM blocks obtained from three different manufacturers and heat-polymerized acrylic resin. To simulate denture fracture and repair process, a 2 mm repair gap and 45°margin design was prepared. The specimens were repaired with autopolymerizing and visible light cured acrylic resin. Microwave energy, keeping in hot water and hydroflask curing were applied as an additional polymerization cycle to the samples repaired. The mechanical properties of the repair were evaluated with the three-point bending test. Data were statistically evaluated by 2-way analysis of variance for prosthetic base material and repair material ($p \leq 0.05$).

The mechanical properties of the denture base materials of CAD/CAM technique were found to be significantly higher than heat-polymerized group ($p \leq 0.05$). The mechanical values of all groups repaired with by visible light cured acrylic resin were significantly lower than the values of the groups repaired with autopolymerizing resin treated with additional polymerization cycle ($p \leq 0.05$).

As well-known with heat-polymerized denture base materials, mechanical properties of denture base materials fabricated with the CAD/CAM technique repaired with autopolymerizing acrylic resin can be recovered at a rate of 50-70%. Additional polymerization cycles positively affected the mechanical properties. Repair with visible light cured acrylic resin is not recommended because of poor mechanical properties for conventional and CAD/CAM denture base materials.

Keywords: CAD/CAM, repair, autopolymerizing acrylic resin, polymerization cycle, visible light polymerizing acrylic resin

This study was supported by Istanbul University Scientific Research Projects Unit. Project No: TDK-2018-29607.

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüzde teknolojiye meydana gelen gelişmeler, diş hekimliği alanına da yansımıştır. Bilgisayar destekli teknoloji, ürünlerin tasarımı, analizi ve üretiminde bilgisayar teknolojilerinin kullanımını da içeren geniş bir terimdir. Bilgisayar ile tasarım ve üretim teknolojisi (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing, CAD/CAM) diş hekimliğinde geniş bir kullanım alanına sahiptir. Kullanılan CAD/CAM sistemleri inley, onley, laminate veneer, bölümlü kron, tam kron ve köprü sistemleri, hareketli bölümlü protezlerin ve hibrit protez alt yapıları, implant cerrahisinde kullanılan stentlerin tasarlanıp üretilmesi, maksillofasiyal protezlerin hazırlanması gibi geniş bir endikasyon alanını kapsamaktadır ¹⁻⁸.

Son yıllarda yapılan çalışmalar tam protez yapımında da CAD/CAM tekniğinin kullanılmaya başlandığını ve uygulamaların giderek popüler hale geldiğini göstermektedir. Bu teknikle üretilen protezler; hastaların randevu sayısını azaltması, prepolimerize bloklar kullanıldığı için polimerizasyon büzülmesi olmadan daha iyi bir uyum göstermesi, mikroorganizma barınmasını azaltması, hasta ve hekim için maliyeti azaltması, komplikasyon olduğunda hızlıca tekrar protez üretilmesine imkan vermesi, dijital ortamda verilerin saklanması imkanı sağlaması, hasta ve hekim memnuniyetinin yüksek olması, standardizasyon ve kalite kontrolün daha iyi sağlanması gibi avantajlara sahiptir ^{2-4,8-11}.

Tam protez yapımında en sık rastlanılan komplikasyonların başında protez kırığı gelir. Protez kırıkları hasta ve hekim için hem maddi, hem de manevi sıkıntılar getiren sorunlardan biridir. Bu konuda literatürde farklı kalınlıkta ve farklı türde kaide materyalleri ile yapılan tamir yöntemleri ile ilgili pek çok çalışma mevcuttur ¹²⁻¹⁸.

CAD/CAM tekniği uygulanarak hazırlanan protez kaide materyallerinin mekanik ve fiziksel özelliklerini inceleyen çalışmalar ¹⁹⁻³⁹ son yıllarda literatürde yer almaya başlamıştır. Ancak, CAD/CAM tekniği uygulanarak hazırlanan protez kaide materyallerinin tamirine ilişkin literatürde herhangi bir çalışmaya henüz rastlanmamıştır.

Bu araştırmanın amacı CAD/CAM tekniği ile hazırlanan polimetil metakrilat (PMMA) protez kaide materyalinin tamir özelliklerinin geleneksel teknik ile hazırlanan PMMA protez kaide materyalinin geleneksel protez kaidesi tamir materyalleri kullanılarak mekanik özelliklerinin karşılaştırılmasıdır.

İki farklı tamir materyali kullanılarak ve farklı polimerizasyon döngüleri uygulanarak tamir edilen örnekler üç nokta bükülme testi kullanılarak kırılma yükü, bükülme mukavemeti, elastik modülü, gerinim ve bükülme değerleri açısından değerlendirilmiştir. Üretan dimetakrilat (UDMA) esaslı kaide materyalinin CAD/CAM tekniği ile tam protez üretiminde kullanılan prepolimerize akrilik reçine ile bağlantısı hakkında bilimsel araştırma halen literatürde bulunmamaktadır. CAD/CAM tekniği ile hazırlanan protez kaide materyallerinin *in vitro* tamir özelliklerinin hakkında araştırma bulunmaması nedeniyle literatürdeki bu eksikten yola çıkarak planlanan bu çalışmada elde edilen sonuçların literatürde kliniğe yönelik doğrudan veri elde edilmesine fayda sağlayacağı düşünülmektedir.



2. GENEL BİLGİLER

Protez genel olarak vüdüdun kayba uğramış olan herhangi bir kısmının yapay olarak tamamlanması şeklinde ifade edilebilir. Diş hekimliğinde protez ise, basit olarak bir veya daha çok dişin ve ilişkili dokuların yapay olarak yerine konmasını tanımlar. Başka bir ifade ile kaybedilen diş ve komşu yapıların görünüm, çiğneme, konuşma gibi fonksiyonlarının iade edilmesini ve idamesini sağlayan yapay aygıtlara protez denir. Bu konu ile ilgilenen bilim ve sanat dalına da protetik diş hekimliği denir⁴⁰.

Bazı hastalarda hiç doğal diş yoktur yani hasta tam dişsizdir. Tüm dişleri ve bunlarla ilgili olan yapıları içeren, tamamen kemik ve mukoza tarafından desteklenen ağız içinde çeşitli yollarla tutuculuğu sağlanan takıp çıkarılabilir aygıtlar tam protez olarak tanımlanır. Bu protezlerin en büyük özelliği dişlerle beraber yumuşak dokuların da eksikliğini tedavi etmesidir. Tam protez kullanan hastalarda çiğneme sırasında oluşan basınç kaide plağı aracılığı ile mukozaya ve çene kemiğine iletilmektedir⁴¹.

Protez kaidesi, hareketli protezlerin yapay dişlerini taşıyan ve destek dokular üzerine yerleşen taban bölümüne verilen addır. Bir başka deyişle protez kaidesi ölçü yüzeyi olarak adlandırılan dokularla temas eden kısımdır⁴².

Yaşlanma; biyolojik, fizyolojik, fonksiyonel ve duygusal açıdan farklı şekillerde tanımlanabilir. Biyolojik yaşlılık; yaşlanmaya bağlı olarak insan vücudunun fonksiyon ve yapılarında meydana gelen değişiklikler olarak tanımlanır. Fizyolojik yaşlılık; biyolojik değişikliklere bağlı olarak meydana gelen davranışsal ve kişisel değişiklikler olarak tanımlanır. Dünya Sağlık Örgütü 1998 yılı raporuna göre yaşlılık; başkalarına daha fazla bağımlılaşma ve özürllülüklerin artmasıdır. Başka bir tanımlamaya göre yaşlılık; organizmanın iç ve dış etkenler arasında denge sağlama yeteneğinin ve kişinin değişen çevreye uyum sağlayabilme yetisinin azalması, ölüm olasılığının artmasıdır. Kısaca yaşlılık; canlılardaki tüm işlevlerin azalmasına neden olan evrensel bir süreç olarak tanımlanabilir⁴³.

Tam protez kullanan popülasyon çoğunlukla yaşlı bireylerden oluşur ve yaşlanma doğal yaşamın beklenen bir sonucudur. Zaman, her canlı organizma üzerinde molekül, hücre, doku ve organ gibi birçok seviyede iz bırakır ve böylece yaşlılık başlar. Yaşlanan toplumun tarihsel süreci incelenirse popülasyonun yaşlanma oranının artmakta olduğu görülür. Yaşam süreleri orta çağda ortalama 30 yıl, 1700'lerde 34 yıl, 1900'lerin sonunda

50 yıldır. Dünyanın hiçbir bölgesinde yirminci yüzyılın başlarına kadar uzun bir yaşam için gereken koşullar olmamıştı⁴⁴.

Ülkemizde 2004 yılında yayınlanan verilere göre erişkin yaş grubunda (35-44 yaş) dişsizliğin oranının %2,6, 65 yaş üstü bireylerde ise dişsizlik oranının %48 olduğu bildirilmektedir. 2007 yılında Türkiye’de yapılmış olan bir çalışmaya göre 65 yaş üstü bireylerde tam dişsizlik oranının %67,4 ve her iki çenede protezi olmayan bireylerin oranının ise %11,9 olduğu rapor edilmiştir⁴⁵.

Hareketli protez kullanımının gelecekte azalacağı ve dünya nüfusundaki artış ile birlikte tam dişsizliğin prevalansında azalma olacağı öne sürülmektedir. Tam dişsizliğin prevalansında azalma olmasına ve nüfus artışına rağmen, gelecekte çok daha fazla sayıda tam dişsiz bireyin olabileceği nüfus projeksiyonlarına göre tahmin edilmektedir. İleri yaştaki birey sayısının nüfusa oranının giderek artacağı düşünülecek olursa diş hekimleri gelecekte çok daha fazla sayıda bölümlü veya tam dişsiz birey ile karşılaşacaktır. Geleceğe yönelik ağız diş sağlığı politikaları oluşturulurken, bu öngörülerin de göz önünde bulundurulması önerilmektedir ve ileri yaşta geriatrik düzeydeki bireylerle çok daha fazla karşılaşma olasılığı olduğu düşünülmelidir⁴⁶.

Yaşam standartlarının ve kalitesinin yükselmesi, teknolojik gelişmelerin artması ve birçok alandaki teknolojik gelişmeler, ortalama yaşam süresini artması gibi nedenlere bağlı olarak yaşlı nüfus diğer yaş gruplarına oranla dünyada hızlı bir artış göstermiştir. Dünya genelinde ortalama 600 milyon 60 yaş üstü birey olduğu bilinmekte ve bu sayının artması beklenmektedir⁴¹.

Ülkemizdeki durum ile ilgili olarak en son Ankara’da yaşayan 1300 kişinin incelendiği bir araştırmaya göre 65 - 69 yaş arasındaki bireylerde tam dişsizlik oranı %47,3; 75 yaş ve üzeri bireylerde ise %62,4 olarak bulunmuştur⁴⁷. Fonksiyon, fonasyon ve estetik bakımından olumsuzluk yaratan tam dişsizlik durumunun geleneksel veya implant-destekli hareketli tam protezler kullanılarak çözümlenmesi protetik diş tedavilerinin önemli bir bölümünü oluşturmaktadır^{8,9,48}.

2.1. Protez Kaide Materyallerinin Tanımı ve Tarihçesi

Tam protezlerin üretilmesi tarihsel olarak incelendiğinde çeşitli malzemeler ve teknikler kullanıldığı görülmüştür. Bu malzemeler arasında ahşap, fildişi, metal, porselen, altın, vulkanit, selüloit, bakalit ve PMMA reçinesi bulunur. Yüksek oranda çapraz bağlı

bir sert kauçuk olan vulkanize kauçuk (Vulkanit), 1800'lerin ortalarında bir protez temel malzemesi olarak piyasaya sürüldü. Yaklaşık 80 yıldır protez üretiminde kullanılan birincil malzeme haline geldi. Vulkanit protez yapmak; estetik açıdan kötü olan koyu kahverengi ve gri renge, kötü bir tada ve kötü bir kokuya sahip protezler üretmenin yanı sıra son derece tekniğe duyarlı bir protez üretmek anlamına geliyordu. Bununla birlikte, vulkanitten yapılan protezler, ilk işlevsel ve uygun fiyatlı protezlerdi⁴⁹⁻⁵⁵.

Günümüzde halen en yaygın protez kaide materyali olarak kullanılan PMMA ilk olarak 1936'da Dr. Walter Wright tarafından tanıtıldı ve piyasaya sürülmesinden itibaren 4 yıl içinde tüm protezlerin% 90 ile 95'i bu malzeme kullanılarak yapılmaya başlandı^{8,53,54,57,58}. Günümüzde PMMA esaslı protez kaide akrilik reçinesi ve basınçla kalıplama tekniği halen en yaygın olarak kullanılan protez yapım tekniğidir ve yıllardır başarı ile uygulandığı için geleneksel yöntem olarak kabul edilmektedir.^{4,8,57,59-64}

2.2. Protez Kaidesi Polimerleri

Protetik diş hekimliğinde polimer olarak tanımlanan reçine esaslı materyaller birçok alanda kullanılır. Polimerler, başta protez kaidesi olmak üzere, tamir ve astarlama işlemlerinin uygulanmasında, yapay dişerin üretiminde, ölçü kaşığı yapımında, ölçü materyallerinde, geçici kuronların yapımında, inleyler kuron köprü ve çene yüz protezlerinin üretilmesinde ve implant üstü protez yapımında kullanılırlar^{41,55,60,62,64-67}.

Diş hekimliğinde kullanılan polimer yapısındaki en önemli materyal akrilik reçine adı verilen polimerlerdir ve protetik diş hekimliği uygulamalarında kullanılan polimer materyallerin %95'ini akrilik reçine polimerlerinin oluşturduğu tahmin edilmektedir.^{55,60,65-67}. Yapılan bilimsel çalışmalar ve gelişen teknoloji yeni materyallerin diş hekimliğine kazandırılmasını sağlamaktadır. Poli-eter-eter-keton (PEEK); yüksek performanslı polimerlerden poli-aril-eter-keton (PAEK) ailesine ait, keton ve eter fonksiyonel grupları ile birbirine bağlanmış aromatik polimer moleküler zincir yapısında bir polimerdir⁶⁸.

Akrilik reçineler kullanılmaya başlandıktan sonra kimyasal ve fiziksel olarak geliştirilmiştir. Fiberle güçlendirilmiş reçineler, çapraz bağlantılı reçineler, kopolimerler, oda sıcaklığında polimerize olan reçineler, tamir reçineleri, high impact reçineler kullanıma sunulmuştur ancak bütün bu gelişmelere rağmen ideal bir protez kaide materyalinin olduğu söylenemez^{41,55,65,69-71}.

İdeal bir kaide materyalinde istenen birçok özellik bulunmaktadır. Yüksek orantısal limit ve elastik modülüne sahip olmalı, bu sayede protezin ince hazırlanması gereken bölgelerde sağlam olmalıdır. Kırılmaya karşı direnç göstermeli ve çarpma dayanıklılığı yüksek olmalıdır. Düşük su emme oranı ve yüksek difüzyon katsayısına sahip olmalı ve ağız sıvılarına karşı geçirgenliği az olmalıdır. Toksik ve iritan olmamalı, alerjik reaksiyona neden olmamalıdır. Yapay dişler ve protez kaidesi arasında iyi bir kimyasal bağlantı sağladığı gibi, protez yapımında kullanılan diğer materyallerle de iyi bir bağlantı oluşturmalıdır. Estetiği iyi olmalıdır. Boyutsal olarak stabilitesini ağız sıvılarında ve ağız dışı ortamda koruyabilmeli ve yüzey detaylarını iyi vermelidir. Ağır olmamalıdır. Radyopak olmalıdır. Manipülasyonu ve yapımı kolay olmalıdır. Pahalı olmamalıdır. Raf ömrü yeterince uzun olmalıdır. Kolaylıkla temizlenebilmelidir. Şekil ve boyut değişikliğine uğramadan tamiri mümkün olmalı, astarlama ve rebazaj işlemi kolayca yapılabilmelidir. Kullanım ve temizleme sırasında yumuşamayı ve distorsiyonu önlemek için yeterli yükseklikte cam transisyon sıcaklığına sahip olmalıdır. Yapay dişler ile benzer ısı genleşme katsayısına sahip olmalıdır. Isıl iletkenliği iyi olmalı böylelikle hastalar sıcak ve soğuk uyarıları iyi algılayabilmelidir ^{41,55,56,60,67,72}.

2.2.1. Polimerler ve polimerizasyon

Kimyasal olarak incelendiğinde ana bir molekülün tekrarlanmasıyla oluşan zincir yapıda ve birçok monomer ünitesinin meydana getirdiği büyük organik moleküller içeren kimyasal bileşiğe polimer denir. Bir başka ifade ile tek bir monomer molekülünün tekrar etmesi ve birbirine bağlanması sonucunda oluşan ve büyük molekül yapısında olan materyallerdir. Polimerizasyon ise düşük molekül ağırlıklı moleküllerin birleşerek yüksek molekül ağırlıklı bir polimer zincir oluşturma reaksiyonudur.”Poli” çok, “mer” parça demektir ve reaksiyona giren bir materyale polimer diyebilmek için tekrarlayan monomerlerin sayısının en az 100 olması gerekmektedir ve bu sayı için üst sınır yoktur, sonsuza kadar devam edebilmektedir ^{41,55,73}.

PMMA, MMA(metil metakrilat)’tan türemiş olan yapısal ünitelerden oluşmuş olan bir polimerdir. Polimerizasyon reaksiyonu; başlama, çoğalma, zincir transferi ve bitim olmak üzere dört aşamadan oluşur. Başlama aşamasında başlatıcı aktive edilir ve enerjisini monomere iletir. Çoğalma aşaması ısı ile birlikte bütün monomerler polimere dönüşene kadar devam eder. Zincir transferi aşamasında aktif olan kökler inaktif olan köklere transfer edilir ve tekrar büyüyecek olan yeni bir çekirdek oluşturular. Bitim

aşamasında zincirler arasındaki hidrojen atomları yer değiştirir ya da direk bağlanma yolu ile zincirleme reaksiyon biter^{56,57,65-67}.

İlave polimerizasyon ve kondensasyon polimerizasyonu olmak üzere iki tip polimerizasyon reaksiyonu bulunmakta olup diş hekimliğinde kullanılan protez kaidesi akrilik reçineleri ilave polimerizasyon reaksiyonu ile polimerize olurlar. Reaksiyonun başlatılabilmesi için benzol peroksitin parçalanması ve açığa serbest köklerin çıkması gerekir. Bu açığa çıkan serbest kökler karbon çift bağlarını açar ve monomerler ile bu serbest kökler reaksiyona girerek yeni serbest kökler meydana getirir. Yeni serbest kökler de ortamdaki diğer merleri aktive edip, zincirleme bir reaksiyonla monomerin ilave polimerizasyonu başlatır^{55,60,66,74}.

Diş hekimliğinde kullanılan protez kaide polimerleri çoğunlukla toz-likit veya jel formunda kullanıma sunulmaktadır^{4,41,60,66,75}.

Toz içerisinde akrilik polimer veya kopolimer taneleri, benzoil peroksit veya di-izsobütil-azonitril gibi bir başlatıcı, pigmentler, opaklaştırıcı maddeler, plastikleştirici maddeler, organik fiber boyalar, inorganik partiküller bulunur. Merkürid sülfid, kadmiyum selenid, ferrik asit ya da karbon siyahı dokuya benzer renk elde edebilmek için kullanılan pigment özelliğindeki maddelerdir. Titantum dioksitle kuvvetlendirilmiş çinko veya titanyum dioksit opaklaştırıcı olarak ilave edilebilir. Akrilik fiber ve naylon gibi boyanmış sentetik lifler damarları taklit edebilmek için eklenebilir. Radyoopasite sağlamak için baryum ilave edilebilir^{41,51,55,60,65,66}.

Likit içerisinde; monomer, başlatıcı (otopolimerizan akrilikte), hızlandırıcı, plastikleştirici maddeler, çapraz bağlantı ajanları, inhibitör bulunur. Genellikle akrilik reçineler için kullanılan likit MMA'tır. MMA bazı monomerlerin ilavesi ile modifiye edilebilir. Polimerizasyon ışık, ısı ya da az miktarda oksijen ile başlayabildiğinden raf ömrü sağlayabilmek için bazı inhibitör maddeler ilave edilir.

Protez kaidesi akrilik reçinelerinde polimerizasyon tipine göre inhibitör madde olarak tozun içine hidrokinon; akseleratör olarak N,N-dihidroksietil-para-toluidin veya N,N-dihidroksimetil-para-toluidin gibi bazı aminler likide katılır. Dibütil fitalat gibi plastizörler daha rezilient bir polimer yapısı elde etmek için ilave edilen maddelerdir. Ancak plastizer kullanıldığında ağız sıvılarının etkisi ile plastikten kolayca ayrılır ve sonuçta protez kaidesi sertleşir. Eğer çapraz bağlantılı bir polimer elde edilecekse allil

metakrilat veya glikol dimetakrilat likit yapıdaki monomere katılır ve böylece polimer küçük yüzey çatlaklarına karşı büyük direnç gösterir^{41,56,65}.

Protez kaidesi, prepolimerize PMMA taneciklerinden oluşan toz bileşen ile MMA den oluşan likit bileşenin karıştırılması ile elde edilen doygun bir fiziksel karışımın özel hamur tekniği kullanılarak basınç altında kalıplanmasıyla hazırlanır^{41,55,56,60,65}.

Polimerizasyon sırasında kitlede hacimsel olarak büzülme ve internal gerilme kaynaklı azalmalar gözlenir. Polimerizasyon esnasında %21 oranında hacimsel büzülmeye uğrar, ancak hamur tekniği kullanıldığında bu oran %6-7 'ye düşmektedir^{60,65}.

PMMA esaslı protez kaide reçinelerinin geleneksel yöntemle polimerizasyonu monomer ve polimerin oluşturduğu karışımın bir su banyosu içinde ısıtılması yolu ile, kimyasal bir aktivatörle oda ısısında ya da mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon reaksiyonunu aktivasyonu ile gerçekleştirilebilir.

Protez kaidesi yapımında kullanılan PMMA esaslı materyallerden başka görünür ışık kullanılarak aktive edilen UDMA esaslı materyaller de kullanılabilir^{41,55,60,65,67,72}.

2.3. Protez Kaide Polimerlerinin Polimerizasyonu İçin Kullanılan Yöntemler

2.3.1. Isı ile Polimerizasyon Yöntemi

Akrilik reçine esaslı protez kaide materyallerinin polimerize edilmesi için en yaygın ve geleneksel olan yöntem su banyosu içinde ısı uygulanarak yapılan polimerizasyon işlemidir^{41,55,60,67,69,71,76-78}.

Toz ve likit komponentin firma tarafından belirtilen oranlarda karıştırılıp elde edilen hamur kıvamındaki karışımın muflaya tepilmesinden sonra dışarıdan basınç ve ısı uygulanarak polimerizasyonun gerçekleştirilmesine basınçla kalıplama tekniği adı verilir^{41,55,60,65}.

Günümüzde ısı ile polimerizasyon işlemi için kullanılan akrilik reçine en sık olarak kullanılmaktadır. Isı ile polimerizasyonda benzoil peroksit 70°C'de serbest kökler oluşturmak için parçalanmaktadır. Isı kaynağı; açık alev, sıcak su banyosu indüksiyon akımı, infrared ısıtma, buhar ve kuru hava kaynaklı olabilir^{41,55,60,79}.

Kalıp içerisinde polimerizasyon reaksiyonunun kontrol edilmesi amacıyla polimerize edilecek materyale uygulanan işlemin koşulları ve süresi polimerizasyon siklusu olarak tanımlanır ve geleneksel olarak kabul edilen polimerizasyon siklusu hamurun ısıtılmalı bir su banyosu içinde 74°C’de 9 saat süre ile gerçekleştirilir^{60,80-82}.

Hızlı polimerizasyon siklusunda mufların içinde bulunduğu su soğuktur ve yarım saat içinde su kaynama derecesine getirilir, yarım saat kaynatıldıktan sonra oda sıcaklığına gelene kadar suyun kendi kendine soğuması beklenir. Ancak daha hızlı bir soğuma için soğuk su altına tutulmaları ani ısı değişimine yol açar ve bu da kitlerde deformasyon oluşturur. Oda ısısındaki suyun 70°C ye yarım saat içinde çıkarılması, aynı ısıda yarım saat tutulduktan sonra yarım saat kaynatılması olarak seçilen kısa süreli polimerizasyon siklusunda muflar 73°C de bir buçuk saat bekletilir ve sonra 100°C de yarım saat kaynatılır. Bu kaynatılma işlemine aynı zamanda terminal kaynatma adı verilmektedir^{60,69,76,79}.

Tersine polimerizasyon yönteminde mufla kaynamakta olan suya konur, ısı kaynağı kapatılıp 20 dakika beklenir ve sonra su tekrar kaynar su içinde 20 dakika daha kaynatılır ve sonra suyun içinde soğumaya bırakılır. Yavaş polimerizasyonda ise mufla 65°C su içerisinde 8 saat bırakılabilir^{41,83,84}.

PMMA esaslı akrilik reçinelerin basınçla kalıplama işleminden sonra ısı ile polimerizasyon için su banyosu içerisinde bekletilmesi uzun yıllardır kabul gören bir uygulamadır.

2.3.2. Kimyasal Yolla Polimerizasyon Yöntemi (Otopolimerizasyon)

Protez kaide materyali olarak kullanılan PMMA ısı ile polimerizasyon yöntemi dışında kimyasal yol (otopolimerizasyon) ile polimerize edilebilir^{41,55,60,62,65,67,72,78,85}.

Kimyasal olarak polimerize olan akriliklerdeki temel fark polimerizasyonun dimethyl-paratoluidine gibi bir kimyasal madde ile başlatılmasıdır ve bu amin hızlandırıcı peroksit başlatıcı ile oda ısısında reaksiyona girer. Benzoil peroksit aktive olur ve böylece serbest kökler açığa çıkar. Başlangıç reaksiyonu farklı olsa da devam eden diğer reaksiyonlar ısı ile polimerize olan akrilik reçine ile aynıdır ve ekzotermik bir reaksiyondur^{41,55,60}.

Kimyasal yolla polimerizasyon yöntemi uygulanırken dışarıdan ısı enerjisi uygulanmasına gerek olmadığından bu reaksiyon oda ısısında gerçekleşir ve bu tip

reçineler otopolimerizan,soğuk veya kendiliğinden sertleşen akrilik reçineler olarak da adlandırılmaktadır^{41,56,60,65}.

Otopolimerizan akrilik reçineler kaşık, kaide ve tamir işlemleri sırasında, ortodontik apareylerde, direk post ölçüsü alımında sıklıkla kullanılır^{41,56,60,65,67,76,78}.

Kimyasal olarak polimerize olan akrilik reçinelerin genel muflalama işlemleri ısı ile polimerize olan akrilik reçine ile aynı olsa da, akrilik hamuru yerleştirilip mufla kapatıldıktan sonra oda ısısında bekletilmesi^{41,55,56,60,67,72,86-88} veya 40-60°C sıcaklıktaki su içeren basınçlı tencerede^{55,60,64,87-89}, basınç uygulamadan 10-80°C arasındaki sıcaklıklarda açık ortamda veya su içinde^{86,87} gibi farklı polimerizasyon döngüleri ile de polimerize edilebilir. Kimyasal yöntem ile polimerizasyonda açık ortamdaki oksijenin serbest radikal polimerizasyonu üzerinde inhibisyon etkisi oluşturması sebebiyle bu tip reçinelerin polimerizasyonunun basınçlı tencere ile yapılması önerilmektedir⁵⁵.

Kimyasal yolla polimerize olan akrilik reçineden yapılan protez kaide mateyalleri ısı ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan reçinelere göre kimyasal ,fiziksel ,mekanik özellikler açısından değerlendirildiğinde genellikle daha düşük değerler bulunmuştur^{55,60,66,67} ve monomerin polimere dönüşüm oranı ısı ile polimerize olan akrilik reçinelere göre daha azdır^{60,89,90}.

Kimyasal olarak polimerize olan akrilik reçinelerde monomerin polimere dönüşümü tamamıyla gerçekleşmediğinden kitlede tümüyle polimerizasyon oluşmaz ve kitle içerisinde artık monomer kalır, bu artık monomer de bir plastizör rolü oynayarak akrilik reçinenin mekanik özelliklerini zayıflatır⁴¹. Kimyasal yolla polimerize olan akrilik reçine ile mikrodalga ve ısı yolu ile polimerize olan akrilik reçinelerin kıyaslandığı çalışmalarda kimyasal yolla polimerize olan akrilik reçinelerde daha fazla artık monomer bulunduğu gösterilmiştir^{69,79,86,89,91-97}.

Oda sıcaklığında tamamlanan kimyasal polimerizasyon sonrasında sıcak suda bekletme^{86,90,98,99} ve mikrodalga enerjisi uygulama^{63,88,100,101} gibi ilave polimerizasyon döngüsü işlemlerinin kimyasal yol ile polimerize olan akrilik reçineler için kimyasal, fiziksel, mekanik ve biyolojik açıdan değerlendirildiğinde avantajlarının olabileceği bildirilmektedir.

2.3.3. Mikrodalga Enerjisi ile Polimerize Olan Akrilik Reçineler

PMMA'ı polimerize etmek için kullanılan yöntemlerden biri de mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon yöntemidir^{41,55,56,60,62,65,71,76,77,83,85,88,100,102-105}.

1968 yılında Nishii ve Hashimoto tarafından mikrodalga enerjisi dış hekimliği alanında kullanmış ve özel olarak formüle edilmiş bir akrilik reçine ile metal olmayan mufla ile polimerizasyon gerçekleştirilmiştir^{40,106}.

Akrilik reçine polimerizasyonu mikrodalga fırınında da yapılabilir ve bu polimerizasyon tipinde mikrodalga radyasyonu akrilik polimerizasyonu için gerekli olan ısı kaynağını oluşturur. Magnetron adı verilen jeneratör ile oluşan mikrodalgalar 300-300.000 megahertz (MHz) arasında frekansa sahip elektromanyetik dalgalardır ve ışın yayma reaksiyonu olarak kendini gösterirler. Bu belirli dalga boyuna ait elektromanyetik ışınları yayan magnetron adı verilen lambaların olduğu fırınlar ile uygulanır. Mutfakta kullanılan mikrodalga fırınları genellikle 2450 megahertz güce sahiptir yani elektrostatik alan saniyede 2450 kez yön değiştirir. Mikrodalga ısısı elektrikli fırın ısısından farklıdır çünkü bu mikrodalga enerjisine maruz kalan maddeler enerjiyi kendi içlerinde ısıya dönüştürür. Bu ısı oluşurken maddenin bir molekülü pozitif yüklenirken diğeri de hafifçe negatif yüklenir ve bir elektrostatik alan oluşur. Bu elektrostatik alanda moleküllerin birbiri üzerinden kaymalarının oluşturduğu sürtünme kuvveti ısı oluşmasına yol açmış olur. Bu tip ısıtma sisteminde mikrodalga enerjisi madde tarafından direkt olarak absorbe edilir ve ısıya dönüştürülür bu da dielektrik ısıtma olarak tanımlanır. Dielektrik ısıtmada klasik ısıtmadan farklı olarak maddenin içi ve dışı aynı miktarda ısınmış olur^{41,61,62,65,80,92}.

Mikrodalga ışımlarına maruz kalan cisimler bu dalgaları absorbe eder ve cismin içerisinde anında ısınma başlar. Dielektrik ısınma olarak tanımlanan bu olay ile materyalin içi ve dışı aynı anda eşit olarak ısınır ve ısı çok hızlı bir şekilde artar Bu olay ısısal iletkenliğe bağlı değildir ve yüksek ekzotermik ısı oluşmadan ancak ani ısı artışını içeren polimerizasyon döngülerine olanak tanır. Mikrodalga yönteminin avantajı dielektrik ısınmaya bağlı olarak monomerin polimere dönüşümünün %100'e yakın olması, dolayısıyla az artık MMA oluşması ve daha iyi mekanik özellikler göstermesidir^{41,61,62,65,80,92}.

Bu tip polimerizasyonda plastik muflalar kullanılır ve polimerizasyon 5-10 dakika gibi çok kısa sürelerde tamamlanır. Mutfak tipi mikrodalga fırında polimerizasyon yapılabilir. Materyalin içi ve dışı hemen hemen eşit olarak ısıtılabilir, plastik faz daha

kısa sürede oluşturulur, karışım daha fazla homojen olur, iyi adapte olabilen protetik materyal sağlanabilir, laboratuvar işlemleri daha temiz bir ortamda gerçekleşir ^{41,61,62,65,80,92}.

2.3.4. Görünür Işık ile Polimerizasyon Yöntemi

Protez kaidesi yapımında geleneksel basınçla kalıplama tekniğinden farklı olarak görünür ışık ile aktive olan UDMA esaslı protez kaide materyalleri de kullanılmaktadır ^{41,55,56,60,62,65,85}.

Görünür ışık ile polimerize olan kaide materyallerinde esas matriksi bir oligomer olan UDMA oluşturmaktadır. Maddenin içerisinde akrilik kopolimeri, dolgu maddesi olarak ince silika tozları ve ışığa karşı duyarlı bir sistem vardır. Bu sistem belli bir dalga boyundaki ışığa karşı duyarlı olup, mavi ışık ile aktive olduğunda monomerlerin çift bağları açılır ve monomerler birleşerek polimer yapısını oluşturur. Görünür ışıkla polimerize olan protez kaidesi akrilik reçineleri genellikle tabaka ve kalın rulo şeklinde kullanıma hazır halde bulunur. Polimerizasyon yüksek yoğunluktaki kuvarz halojen lambası ile 400-500 nanometre şiddetinde döner platform içeren polimerizasyon cihazında olur ^{41,55,56,60,62,65,85}.

Bu madde ilk olarak 1984 yılında Dentsply firması tarafından “Triad protez sistemi” ticari adı ile piyasaya sürülmüştür ve protez kaide materyali, tamir, kaşık ve kaide plağı yapımı, astarlama, splint yapımı gibi işlemlerde kullanılmıştır. Bu sistemde kullanılan reçine restoratif diş hekimliğinde kullanılan ışıkla sertleşen kompozit materyallerine benzemekle birlikte inorganik doldurucu materyaller içermemektedir.

Aynı firmanın daha sonra piyasaya sürdüğü Eclipse protez sistemi (Dentsply Trubyte, York, PA) Triad protez sistemi gibi UDMA esaslı matrix yapısına sahip ve görünür ışıkla polimerize olan bir sistemdir. Eclipse protez sisteminde basınçla kalıplama tekniğinde kullanılan geleneksel polimerizasyon yöntemlerinden farklı cihaz ve materyaller kullanılarak laboratuvar da protez yapımı gerçekleştirilmektedir. Bu sistemle ilgili yapılan çalışmalara ^{41,55,56,60,62,65,85} göre artık MMA içermemesi, 12 dk gibi kısa polimerizasyon süresi, uzun çalışma süresine sahip olması, mekanik özelliklerinin iyi olması, diğer protez kaide materyallerine bağlanabilmesi, kısmi olarak model üzerinde veya ağızda polimerize edilebilmesi, ilave yapılmasına imkan sağlaması ve kolay düzeltilebilmesi avantajları arasındadır ¹⁰⁷⁻¹¹⁴.

Görünür ışıqla polimerize olan protez kaidesi akrilik reçinelerinin uygulandığı sistemlerde özel yapay dişler ve özel polimerizasyon ünitesi mevcuttur. Yüksek bir dirence sahip olduğu, monomerin polimere tamamıyla dönüşümü, artık monomer içermemesi, kolay manüplasyon, iyi boyutsal stabilite, yüksek renk stabilitesi gibi özelliklere sahiptir ^{15,109,112,115–117}.

UDMA esaslı materyallerde polimerizasyon reaksiyonu esnasında havada bulunan oksijen ile etkileşmeye bağlı olarak yüzeyde bir inhibisyon tabakası oluşur. Mekanik ve fiziksel özellikleri olumsuz etkileyebilen bu inhibisyon tabakasının oluşmasının engellenmesi için bariyer görevi gören ajanların ışıqla polimerizasyon öncesinde yüzeye uygulanması üretici firma tarafından vurgulanmaktadır. Az ekipman gerektirmesi, basınçla kalıplama tekniği uygulanmaksızın protez yapımına olanak tanınması gibi avantajları ile ticari kullanıma sunulan bu sistemde mufla ile sağlanan kapalı ortamın olmaması nedeniyle hava ile etkileşimi önleyen bariyer ajan uygulanması önemlidir ^{107–114}.

2.3.5. Geleneksel Yöntemle Tam Protez Yapımı

Geleneksel teknik ile tam protezlerin yapımında en önemli avantaj hekimin bilim ve sanatını birleştirerek tasarımını proteze yansıtabilmesidir. Diş diziminin kişiselleştirilmesi ve prova esnasında üretimden önceki tüm adımları teyit etme olanağı sağlaması tam protez üretimi için geleneksel yöntemin önemli bir avantajıdır ^{2,118}.

Geleneksel yöntem ile tam protez yapımının bazı dezavantajları vardır. Protez teslim edilene kadar hasta başı uygulama seans sayılarının ve protezin teslim işleminden sonra ilave randevulara ihtiyaç duyulmasına bağlı olarak ortaya çıkan tedavi maliyetleri ve laboratuvar giderleri ile birlikte tedavi süresinin uzunluğu, muflalama için ekipman gereksinimi, zamana ihtiyaç duyulması, monomerin hem hekime hem de hastaya olası toksik veya alerjik yan etkileri bir dezavantaj olarak görülebilmektedir. Geleneksel yolla protez üretimi ile ilgili artık monomere bağlı olarak hastada gözlenen alerjik reaksiyonlar, polimerizasyon büzülmesi sebebi ile özellikle damak kubbesinde gözlenen adaptasyon sorunu, tutuculuğun azalması ve oklüzyonun değişmesi, diş protez birleşim yerindeki renk değişiklikleri bu metodun dezavantajlarıdır ^{41,55,56,60,67,69,71,76–78}.

Akrilik reçinenin polimerizasyon büzülmesine bağlı olarak % 7 oranında hacimsel ve %2 oranındaki çizgisel boyutsal değişimler göstermesine bağlı olarak proteze

yapılması gereken remounting gibi modifikasyonlar bir dezavantaj olarak kabul edilmektedir⁴¹.

2.4. CAD/CAM Tekniği İle Tam Protez Yapımı

2013 yılında Bidra ve ark. yayınladığı derlemeye göre CAD/CAM tekniği kullanılarak üretilen tam protezler; ‘CAD/CAM complete dentures’, ‘dijital complete dentures’, ‘computer dentures’, ‘designed dentures’, ‘machined dentures’, ‘manufactured dentures’, ‘milled dentures’ ve ‘rapid prototyping dentures’ ifadeleri ile İngilizce literatürde yer almaktadır.²

Tam protezlerin yapımında CAD/CAM teknolojisinin kullanımı ilk kez 1994 yılında Maeda ve ark.’nın¹¹⁹ yayınladığı çalışmada bildirilmektedir. Bu çalışmada ışıqla polimerize akrilik reçineden bilgisayar destekli eklemeli üretim tekniği olan hızlı prototipleme (RP) teknolojisi ile protez üretimi gerçekleştirilmiştir. Çift ölçü tekniği kullanılarak dikey ve yatay ilişkiler belirlendikten sonra şablonlar 3 boyutlu (3D) lazer tarayıcı ile taranmış ve 3D lazer lithografi tekniği kullanılarak ışıqla polimerize akrilik reçinelerden kaideler üretilerek, kompozit reçineden hazırlanan dişlerle bağlanmıştır.

Kawahata ve ark.¹²⁰ yayınladıkları çalışmada CAD/CAM tekniği kullanarak duplikat protez elde etmişlerdir. Dijital olarak taranarak kopyalanan protez modelaj mumu ve Computer Numerical Control (CNC) milled cihazi kullanılarak üretilmiştir.

Bush ve Kordass¹²¹ dişsiz modelleri lazer ve farklı tip tarayıcılarla taramış ve dijital diş yerleşimi için anatomik ölçüm ve ortalama değerleri kullanarak bilgisayar yazılımını araştırmışlardır.

Sun ve ark.¹²² dişsiz modellerin ve oklüzal şablonların 3D lazer ile taranması ardından hızlı prototipleme tekniği ile print edilen akrilik dişlerin mufladaki yerlerine yerleştirilmesinin ardından protezin geleneksel yolla bitimini tanımlamışlardır.

Kanazawa ve ark.¹²³ ekstraoral ışıklı bilgisayarlı tomografi (CBCT) ile hastanın mevcut protezini taramış ve çene ilişkilerini mukoza yüzeylerini kaydedip, 3D CAD yazılımı kullanarak sanal protezler oluşturmuşlardır. Daha sonra CNC tezgahında kazınan akrilik reçine bloklardan hazırlanan kaide plaklarına yapay dişler manuel olarak bonding ajanı ile yapıştırılmıştır.

2012 yılından itibaren CAD/CAM teknolojisindeki ilerlemelerin ivmelenmesiyle klinik çalışmalar da bilimsel literatürde yerini almaya başlamıştır. Goodacre ve ark.¹²⁴ yayınladıkları olgu raporunda ilk kez prepolimerize akrilik reçine bloktan üretilen tam protezi hasta ağızına uygulamışlardır. Nötral zone tekniğini kullanan araştırmacılar, silikon ölçü materyalini ve interoklüzal kayıtları taramış ve CNC tezgahında akrilik reçine bloğu kazıyıp protez kaidesine yapay dişleri yapıştırmışlardır.¹²⁴.

Bilgisayar destekli teknolojinin kullanılması ile protezlerin üretiminde eklemeli üretim modeli olan RP veya eksiltmeli üretim modeli olan CNC kullanılabilir. Eksiltmeli üretimde dijital dosyalardaki görüntüler kesme veya frezeleme ile materyalden madde kazınarak istenen geometrik formu elde ederler. Eklemeli üretim veya 3D üretimde dijital dosyalardaki görüntüler ve seçilen herhangi bir materyalin ardışık katmanlarının elde edilerek üretimin gerçekleşmesi sistemi ile üretim yaparlar. Günümüzde tam protezlerin üretiminde kullanılan CAD/CAM eksiltmeli (kazıma yöntemi) sistemle çalışır^{2,8,9,125}.

CAD/CAM tekniği kullanılarak tam protez üretimi; tedavi konsepti ve üretim sürecindeki birçok avantajın (modifiye edilmiş ve kısaltılmış klinik protokoller, dijital veri arşivi, protez kaidelerinin otomatik üretimi) yanı sıra, fiziksel ve mekanik özellikler açısından ‘puck’ adı verilen prepolimerize CAD/CAM tekniği ile tam protez üretimi tam protezlerinin kalitesinde önemli değişiklikler göstermiştir. Bu sistemlerde kullanılan prepolimerize PMMA bloklar yüksek sıcaklık ve basınç altında enjeksiyonla polimerize edildiğinden polimerizasyon büzülmesinin gözlenmediği öne sürülmektedir^{3,9}. PMMA’nın polimerizasyon büzülmesi hacimsel ve lineer olarak 2 farklı şekilde gerçekleşirken^{3,9} prepolimerize edilmiş PMMA bloklarından kazıma yöntemiyle üretilen hareketli protezlerde polimerizasyon büzülmesi yok denecek kadar azdır. Kazıma işlemine bağlı olarak ortaya çıkan hacimsel boyutsal değişikliklerin ise klinik olarak ihmal edilebilir düzeyde olduğu bildirilmektedir^{24,60,126-132}. Bu üretim yöntemi sayesinde protez kaidelerinde doku uyumu sorunu azalır, protezin oturduğu alan ile arasındaki uyum artar. İlave olarak, oklüzyon polimerizasyon büzülmesinden etkilenmediği için daha dengeli olabilir ve daha fazla çiğneme etkinliği gösterebilir¹³³⁻¹³⁷.

CAD/CAM tekniği için üretilmiş akrilik reçine blokların daha az artık monomer içerdiği ve buna bağlı olarak daha az mikroporoziteye sahip olduğu düşünülmektedir^{3,136}.

Diş hekimleri ve hastalar için en önemli avantajlarından biri hasta başındaki seans sayısının azaltılmasıdır. Farklı üreticilere bağlı olarak sistem ve uygulama prensipleri değişiklik gösterebilmektedir^{134-136,138,139}. CAD/CAM tekniği kullanılarak üretilen implant üstü ve geleneksel hareketli protezlerde hasta başındaki uygulamalı seans sayısı azaldığı için özellikle yaşlı hastalar açısından büyük önem taşıması ile beraber hem hasta hem de hekim için maliyeti azaltmaktadır. Depo edilmiş olan dijital veriler nedeniyle herhangi bir komplikasyon durumunda protezlerin tekrar üretilmesini çok daha kolay kılmaktadır^{134-136,138,139}.

Klinik araştırmalarda görülen bir avantajı ise tam protez ve implant destekli protezler için ile hazırlanan protezlerin standardizasyonu ve kalite kontrolünün daha kolay sağlanmasıdır².

Ticari kullanıma sunulmuş mevcut CAD/CAM sistemleri üretimde klinik ve laboratuvar aşamaları için manuel ve dijital prosedürlerin bir kombinasyonunu kullanmaktadır^{134-136,138,139}. Kesilmiş dişler ve implant dayanakları için dijital ölçü işlemleri gerçekleştirilebilmesine rağmen tam dişsiz ağızlarda kasların ve çenelerin dinamik hareketi nedeniyle dijital ölçülerin intraoral 3D tarama tipi bir cihazla alınması zor olduğundan halen geleneksel analog tekniklerin kullanımı gerekmektedir².

Halen günümüzde CAD/CAM tekniği ile tam protez hazırlanması aşamasında balanslı bir protez yapımı sağlanamadığından yapay dişleri düzenlemek için remount işlemi gerektirebileceği öne sürülmektedir. CAD/CAM tekniği ile tam protez üretim sürecini kolaylaştırdığı ve randevu ziyaretlerini azalttığı bildirilse de başlangıçta hekimin tecrübesiz olması bu durumu negatif yönde etkileyebilmektedir^{2,134-136,138,139}.

2.5. Protez Kaide Materyallerinde Mekanik Sorunlar

Akrilik reçine protez kaidelerinde kırık veya çatlakların oluşması diş hekimliğinde en sık karşılaşılan mekanik komplikasyonların başında gelmektedir^{12,140-146}.

Protez kaidesinde kırıklar mufladan çıkartılırken, protez ağız dışındayken düşürülmesi sonucunda ya da ağız içinde kullanım sırasında olmak üzere üç farklı şekilde meydana gelmektedir^{13,142-144,147}. Alt protezler geometrik ve hacimsel olarak üst protezlere göre daha zayıf bir yapıya sahip olduğundan laboratuvar da mufladan çıkarırken fazla kuvvet uygulanması ile kırılabilirler. Protezin temizlenmesi gibi günlük

hayattaki rutin işlemler sırasında hastanın protezi elinden düşürmesi ya da tam tersi düşürmemek için çok sıkması da kırık oluşumuna yol açmaktadır. Kullanım esnasında protezin kırılmasının birçok sebebi olabilir ^{12,41,142,144,145,147}. Maksiller torusların varlığı ve bu alana denk gelen yerlerde kaideye yeterli rölyef yapılmaması, geniş labial frenilumların varlığı, doku andırkatlarının varlığı ve bu alana denk gelen yerlerde akrilik kaidenin gereğinden daha ince kalması, üst doğal dişlere karşı altta tam protez olması, yumuşak astar maddeleri kullanılırken maddeye yer açmak için kaide plağının çok inceltilmesi, alt çenede torus frenilum ve andırkatların varlığı, protezin uyumunun bozulması ve oklüzal düzensizlikler kullanım esnasında protezin kırılmasına yol açabilir ^{41,142-145,147}.

2.6. Protez Kaide Materyallerinde Tamir İşlemi

Protez kaidelerinde kırık veya çatlak oluşumunda yeni bir protez yapmak maliyet, zaman gerektirmesi ve sağlık politikası gereğince her zaman mümkün olamadığı için günümüzde protezlerin tamiri ile bu önemli klinik sorun kolaylıkla çözülebilmektedir ^{17,148-154}.

Protez kaidesinin başarıyla tamirinde kriterler tekrarlayan kırıkların olmaması ^{113,141,148,149,151-159}, mekanik direncin yeniden kazandırılması ^{88,154,160-162}, uygulanan tamir tekniğinin ve tamir materyalinin hem ucuz hem de pratik olmasıdır. ^{104,163}.

Isı ile polimerize olan akrilik reçinelerle yapılan protez kaidesi tamirinin en olumlu mekanik sonuçları vermesine ^{16,95,98,109,164-168} rağmen, otopolimerizan akrilik reçinelerin karmaşık laboratuvar aşamaları içermemesi ve tamirin çok kısa bir sürede tamamlanmasına olanak tanınması sebebiyle protez kırıklarının tamirinde en sık tercih edilen materyal olmaktadır ^{88,122,123}.

Günümüzde UDMA esaslı protez kaide materyallerinin kullanımı bu materyallerin protez kaidesi tamirinde de kullanımına olanak sağlamıştır ¹⁶⁹. Otopolimerizan akrilik reçine gibi basit ve hızlı bir sürede tamir işlemlerine olanak sağlaması bu materyallerin kaide tamirinde tercih edilmesinin başlıca nedenleri olarak görünmektedir ¹⁶⁹.

2.7. Akrilik Kaide Reçinelerinin Mekanik Özelliklerinin İncelenmesi

2.7.1. Mukavemet

Materyallerin mekanik özellikleri değerlendirilirken materyallere uygulanan kuvvete verdikleri cevap değerlendirilir. Bir materyalin üzerine uygulanan dış kuvvet yük olarak adlandırılmaktadır. Uygulanan bu dış kuvvetin birim alana oranı ise gerilimi (stress) verir ve kuvvetin yönüne göre çekme, basma ve makaslama olmak üzere üç değişik gerilim tipi bulunur. Materyalin mukavemeti materyalin plastik deformasyon gösterdiği veya kırılmanın gerçekleştiği ortalama gerilim (stress) derecesi olarak tanımlanır ve uygulanan kuvvetin yarattığı gerilim tipine göre çekme, basma, makaslama mukavemeti gibi isimler alır ^{58,60,75,170}. Mukavemet test örneğinin şekli, bitim yüzeyi, gerilme oranı, ve materyalin test edildiği ortam gibi birçok değişkene göre farklılık gösterebilmektedir ^{55,171}.

Protez kaide materyali olarak kullanılan akrilik reçinelerin mukavemeti polimerizasyon derecesine ^{12,64,80,86,102,172}, bileşimin hazırlanma koşullarına ^{12,80,94,100,167,172,173}, su emilimine ^{27,71,86,89,103,126,174,175} ve sıcaklık değişimlerine ^{16,95,109,164} bağlıdır.

2.7.2. Protez Kaidelerinde Bükülme Mukavemetinin Önemi

Protez kaide materyallerinin sahip olması gereken mekanik özelliklerinin başında ağız içerisinde maruz kalacağı gerilimlere karşı göstermesi gereken mukavemet gelmektedir. Çiğneme fonksiyonu sırasında yapay dişler ve protez kaidesi üzerine farklı yönlerde yükler gelmektedir ^{12,13,35,141,142,144,147}. Bu yüklerin yaratmış olduğu gerilim kuvvetleri protez üzerinde yıkıcı etkiler yapabilmektedir. Sert gıdaların çiğnenmesi sırasında materyalin esnememesi rijit bir şekilde fonksiyon göstermesi önem taşır ¹⁰⁶. Protez kaide reçinelerinin mekanik durumunun tanımlanmasında bükülme mukavemetinin değerlendirilmesi gerilme ve baskı dirençlerinden daha sıklıkla uygulanmaktadır. Çünkü bu test ağız içinde proteze gelen yükün tipine daha yakın kabul edilmektedir.

2.7.3. Üç Nokta Bükülme Testi

Protez kaidelerinin bükülme mukavemetinin ölçümünde ISO 1567 ¹⁷⁶ ve ISO 20795'de ¹⁷⁷ tanımlanan üç nokta bükülme testi kullanılmıştır.

Universal test cihazında gerçekleştirilebilen bu testte iki uçtan desteklenen bir barın üzerine yerleştirilen dikdörtgen şeklindeki örneğe kırılma gerçekleşinceye kadar giderek artan miktarda statik yük üst kısımdan uygulanır. Bu esnada bilinen tüm gerilim tipleri meydana gelmekle birlikte esas belirleyici gerilim, örneğin alt yüzeyinde meydana gelen çekme gerilimidir. Yük uygulandığında örnek eğilir. Düz şerit şeklindeki örnekler için sonuç gerilme, örneğin üst yüzeyinin (basma gerilmesi) uzunluğunda azalma ve alt yüzeyi (çekme gerilmesi) uzunluğunda ise artış ile temsil edilir. Karşılıklı oluşan bu zıt gerilimler nötral bir alan oluşturur buna bağlı olarak gerilme sıfırlanır ve örneğin boyutlarında değişiklik gözlenmez. Örneğin destek bölgesine yakın uç kısımlarında ise makaslama gerilimleri meydana gelir ³¹.

Test düzeneğinde 50 mm aralıklı olarak yerleştirilmiş çapı 1.2 mm olan metal silindirler üzerine yerleştirilmiş olan 65x10x2,5 mm ölçülerindeki dikdörtgen şeklindeki akrilik reçine örneklerin merkezine bir hat boyunca uygulanan basma yükü 5000 g lık yük hücresi ile dakikada 10 mm hızla ilerleyerek uygulanmaktadır ^{176,178,179}.

Üç nokta bükülme test cihazında reçine örnekleri kırmak için gerekli olan maksimum yük elde kırılma yükü değerleri ölçülür. Bu değer kullanılarak bükülme mukavemeti $T_s = 3FL / 2bd^2$ formülü ile hesaplanır. ISO 20795-1 ve ADA No:12 (American Dental Association) standartlarına göre akrilik kaide materyallerinin göstermesi gereken minimum bükülme mukavemeti 50 MPa ve 65 MPa arasında olmalıdır ^{177,178}.

Üç nokta bükülme testinden çıkan değerler üzerinden belirlenebilecek bir diğer sonuç ise elastik modülüdür (Young Modülü) ve $E = FL^3 / 4ybd^3$ formülü ile hesaplanır.

Test sırasında akrilik reçine örneğin ortasında oluşan bükülme miktarı mm cinsinden kaydedilmektedir. Bu değer bize bükülme değerini verir.

Gerilim, materyale dışarıdan kuvvet uygulandığında cisimde meydana gelen boyutsal değişimdir ve $E_f = 6Dd / L^2$ formülü ile ölçülür.

Mukavet ile ilgili değerleri belirlemede kullanılan formüllerdeki değerler şunlardır:

$$T_s = \text{Bükülme mukavemeti (N/mm}^2\text{)}$$

$$F = \text{Kırılma anında uygulanan yük (N)}$$

L = Örnek yerleştirilen destekler arasında bulunan (mm)

b = Örnek genişliği (mm)

d = Örnek kalınlığı (mm)

E = Bükülme modülü (N/mm²)

Bu çalışmada sıfır hipotez (H_0),CAD/CAM tekniğine uygun protez kaide materyallerinin otopolimerizan ve görünür akrilik reçine ile tamirinde elde edilen mekanik özellikler geleneksel olarak hazırlanan protez kaide materyallerinin aynı materyal ile tamirinde benzerdir.



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızın geleneksel test örneklerinin hazırlanması İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarında, prepolimerize blokların uygun boyutlarda kesilme işlemi Rüzgar İç ve Dış Ticaret Firmasında (İstanbul Türkiye), mikrodalga ile polimerizasyon işlemleri İstanbul Bilgi Üniversitesi Sağlık Meslek Yüksekokulu Protez Laboratuvarında (İstanbul Türkiye), basınçla polimerizasyon işlemleri Yeni Yüzyıl Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarında (İstanbul Türkiye), görünür ışık ile polimerize olan kaide materyalinin polimerizasyon işlemleri Dentsply Sirona Firmasında (İstanbul Türkiye), mukavemet testleri Esetron Mekatronik Laboratuvarında (Ankara, Türkiye) yapılmıştır.

G*Power programı (Power and sample size, HyLown Consulting LLC, Atlanta, GA) kullanılarak yapılan Power analizi sonucunda bükülme mukavemeti parametresi için etki boyutu $d:0.861$ ve $SD:6$ alındığında Power: 0.80 ve $\alpha:0.05$ için tespit edilen örneklem sayısı 2 farklı tamir materyali ve ilave 3 polimerizasyon döngüsü için minimum örnek sayısı $n=5$ olarak saptanmıştır.

3.1. Çalışmamızda Kullanılan Protez Kaide Materyalleri

Çalışmada kullanılan PMMA esaslı protez kaide materyallerine ait ticari isim, üretici firma, kısaltma ve polimerizasyon tipine ait bilgiler Tablo 3.1’de gösterilmektedir.

Araştırmada 3 farklı üretici firma tarafından CAD/CAM tekniği için özel olarak üretilerek ticari kullanıma sunulan prepolimerize PMMA esaslı standart ölçülerdeki (98 mm çap ve 25 mm kalınlık) bloklar araştırma grubuna dahil edilmiştir (Tablo 3.1, Şekil 3.1 ve 3.2).

TİCARİ İSİM	ÜRETİCİ FİRMA	KISALTMA	POLİMERİZASYON TİPİ
BİLKİM PMMA BLANK	Bilkim Ltd.Co. İzmir,Türkiye	P1	Prepolimerize Blok
SMİLE-CAM	Pressing Dental Srl San Marino, İtalya	P2	Prepolimerize Blok
M-PM™ DISC	Merz Dental GmbH, Lütjenburg, Almanya	P3	Prepolimerize Blok
PALADENT 20	Heraus Kulzer GmbH&Co. Hanau,Germany	H	Isı ile polimerizasyon

Tablo 3.1 Deneylerde kullanılan protez kaide materyallerine ait ticari isim, üretici firma, kısaltma ve polimerizasyon tipi bilgileri



Şekil 3.1 Kullanılan prepolimerize akrilik reçine blokların ambalajlarının görünümü



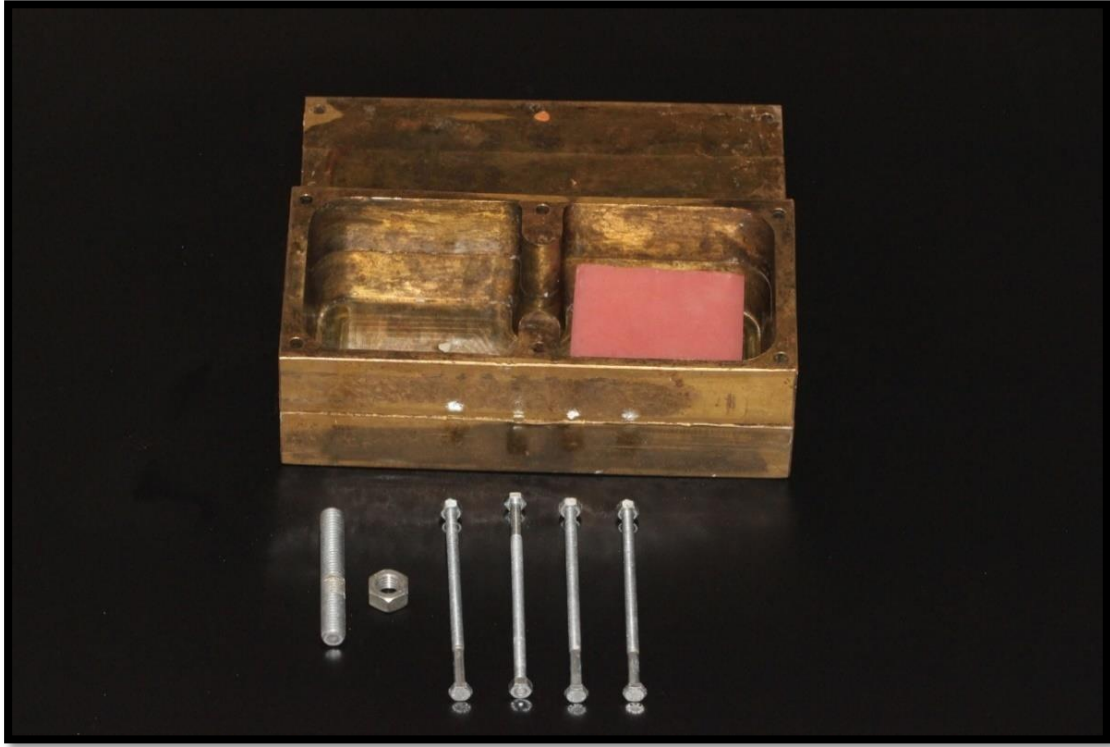
Şekil 3.2 Prepolimerize akrilik reçine blokların görünümü

Geleneksel tekniği temsil etmesi amacıyla kontrol grubu olarak ısı ile polimerize olan akrilik reçine protez kaide materyali deneylerde kullanılmıştır (Tablo 3.1). Örnekler basınçla kalıplama tekniği kullanılarak hazırlanmıştır. Örnek hazırlanması için 98,5 X 98,5 X 25 mm boyutlarında mum kalıptan şablon hazırlanmış ve geleneksel kalıplama yöntemi için yaylı britleri olan pirinç muflalar kullanılmıştır (Şekil 3.3). Paris alçı (ABS Alçı ve Blok San. A.Ş. , Türkiye, Ankara) 100 g toz / 45 mL su oranında 1 dk süreyle vibratörde (Kavo EWL Typ 5442, Kavo Elektronisches Werk GmbH, Allgäu, Germany) vibrasyonla karıştırılmıştır. Daha sonra muflaların alt parçasına doldurulmuş ve mumdan hazırlanan kalıp alçıya gömülmüştür. Alçının sertleşmesi için yaklaşık 45 dakika (dk) beklendikten sonra alçı yüzeyi aljinat esaslı izolasyon maddesi (Isolant Separating Solution, Dentsply Corp., Dentsply, DeTrey, UK) kullanılarak izole edilmiştir. Muflalama işlemlerinin tamamlanması için muflanın üst parçası da kapatılıp alçı ile doldurulduktan sonra muflalar 45 dk süreyle hidrolik preste (Kavo Elektrotechnisches Werk GmbH, Germany) 2 atm basınç altında bekletilmiştir.

Hazırlanan mufla kaynar suda 10 dakika bekletilmiş, sonra sıcak su yardımıyla mum artıkları iyice temizlenmiştir. Oluşan negatif boşlukların dışında kalan alçı yüzeyleri izolasyon maddesi ile izole edilmiştir.

Çalışmamızda kullanılan ısı ile polimerize olan akrilik reçine kaide materyali (Paladent 20, Heraeus Kulzer GmbH&Co. Hanau, Germany) firmanın talimatları doğrultusunda 23.4 g/ 10 mL toz/likit oranında; oda sıcaklığında ($23 \pm 2^{\circ}\text{C}$) 60 saniye (sn) karıştırıldıktan sonra yaklaşık 5 dk hamurlaşma süresinin ardından spatül

kullanılarak muflalara tepilmiştir. Muflalar hidrolik preste (Kavo Elektrotechnisches Werk GmbH, Germany) 2 atm basınç altında bekletildikten sonra vida ve yaylar ile sıkıştırılarak termostatik olarak kontrol edilebilen su banyosu (Kavo EWL Typ 5506, Kavo Elektronisches Werk GmbH, Allgäu, Germany) içerisine yerleştirilmiştir.



Şekil 3.3 Basınçla kalıplama tekniğinde kullanılan pirinç muflaya ait parçaların görünümü

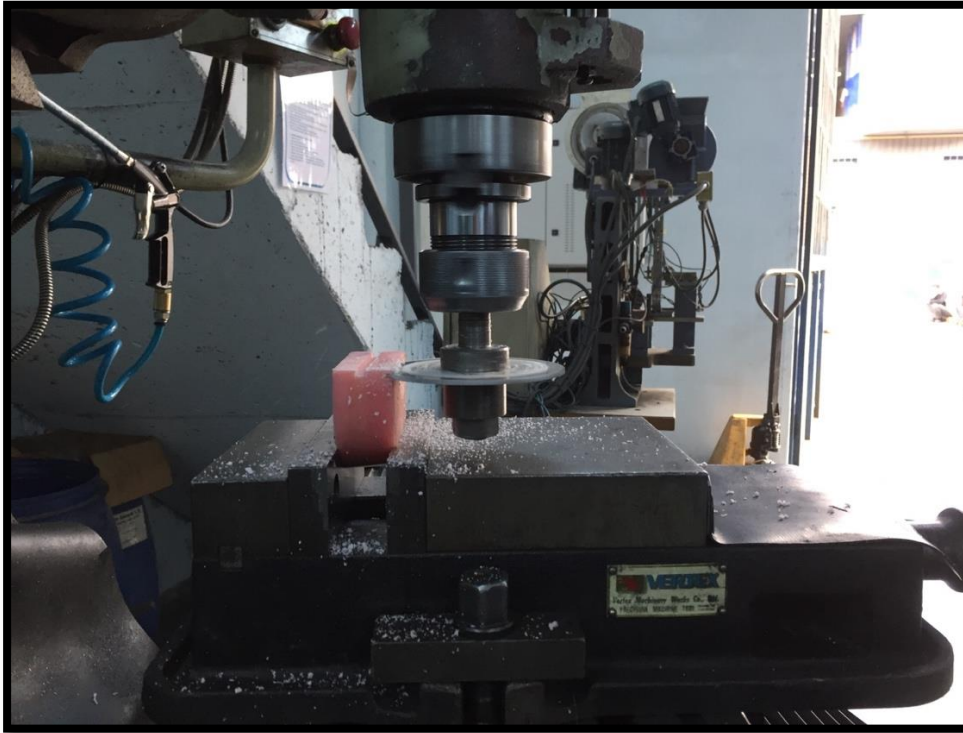
Polimerizasyon işlemleri için üretici firmanın talimatları doğrultusunda, oda sıcaklığındaki su içerisine yerleştirilmiş ve daha sonra su 74°C' ye kadar ısıtılmıştır. Bu sıcaklıkta 30 dk bekletildikten sonra sıcaklık 100°C'ye kadar ısıtılmış, bu sıcaklıkta da 30 dk bekletildikten sonra muflalar su banyosunda oda sıcaklığına ulaşınca kadar kendiliğinden soğumaya bırakılmış ve kalıplardan çıkan örneklerin fazla kısımları bir piyasemen ve tungsten karbid frez yardımıyla temizlenmiştir

3.2. Deney Örneklerinin Hazırlanması

Bükülme mukavenetinin değerlendirilmesi için 3 nokta bükülme testinde kullanılacak olan deney örneklerinin ADA sınıflaması No.12^{12,148,154,159,179-182} sayılı

standartta bildirildiği şekilde 65 X 10 X 2,5 mm boyutlarında hazırlanması gerekmektedir.

Prepolimerize PMMA CAD/CAM bloklarından ve ısı ile polimerize olan akrilik reçine bloklardan 65 X 10 X 2,5 mm boyutlarında standart örnekler elde edebilmek amacıyla Trens SN50C / 1000 Universal Hafif Tip Torna cihazı kullanılmıştır (Şekil 3.4). Bu cihaz ile silindirik formdaki bloklar öncelikle köşeli forma getirilmiş ve cihaza ait 2 mm lik uçlar kullanılarak akrilik reçine bloklar yatay ve dikey olarak kesilmiştir.



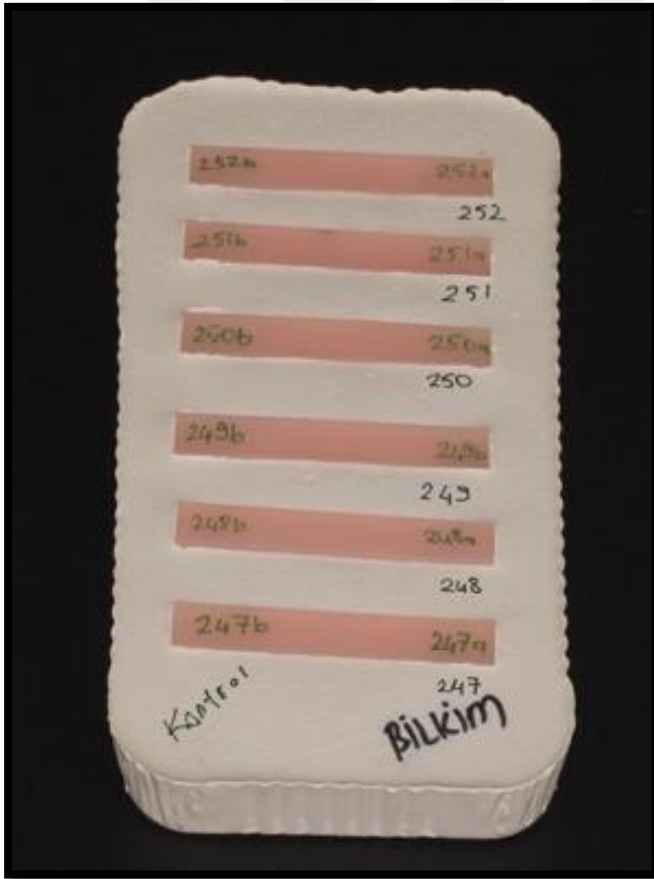
Şekil 3.4 Trens SN50C / 1000 Universal Hafif Tip Torna cihazı ile akrilik reçine blokların kesilmesi işlemi

Deney örnekleri torna cihazında kesildikten sonra sivri köşelerin ve akrilik çapakların giderilmesi amacı ile 600 gren kalınlığında zımpara ile su altında zımparalanmıştır (Norton, Saint-Gobain Abrasivos, Sao Paulo, Brezilya). Alçı kalıba gömülmeden önce dijital kumpas (Absolute Digimate, Mitutoyo, Çin) ile ölçümler yapılarak, zımparalama işlemine 65 x 10 x 2,5 boyutları elde edilene kadar devam edilmiştir.

3.3 Deney örneklerinin tamiri

Hazırlanan deney örnekleri üretici firma talimatlarına uygun olarak 100 g toz / 45 mL su oranında 1 dk süreyle vibrasyon altında (Kavo EWL Typ 5442, Kavo Elektronisches Werk GmbH, Allgäu, Germany) karıştırılan Paris alçısı (Abs Alçı ve Blok Sanayi A.Ş., Ankara, Türkiye) içine gömülmüştür. Bu işlemlerde alçıyı kalıplamak için aliminyum tek kullanımlık dikdörtgen şeklindeki kaplar kullanılmış ve örnekler altılı gruplar halinde üst kısımları alçı ile sıfırılarak alçı içerisine tam derinlikte gömülmüştür. Görünür ışık ile polimerize olacak grup polimerizasyon cihazına uygun olacak şekilde yuvarlak şeklindeki aliminyum kaplara gömülmüştür.

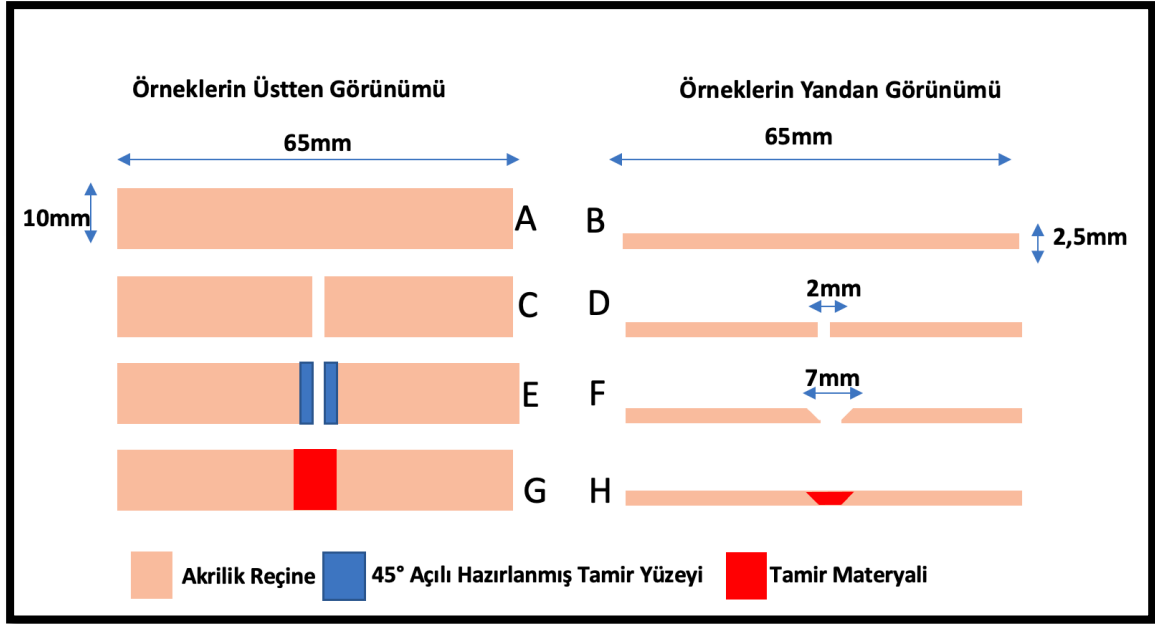
Örneklerin iki ucuna örnek numaralandırmaları işaretlenmiştir. Alçının sertleşmesi için 45 dk beklendikten sonra sertleşen alçı kalıplar aliminyum kaplardan çıkartılmıştır. (Şekil 3.5)



Şekil 3.5 Örneklerin alçı kalıplar içerisinde gömülmesi

3.2.1. Örneklerin Tamir Yüzeylerinin Hazırlanması

Klinikte karşılaşılan protez kırıklarını taklit etmesi için örnekler 2 parçaya tungsten karbit (Rapid Microbur , Bredent, Almanya) frez yardımıyla 2000 rpm rotasyon hızı altında bölünmüştür. Tamir işlemlerinde oluşturulacak tamir aralığının örnek parçaları arasında 2 mm olacak şekilde olması için gereken yerden ölçüm yapılarak sonra çizimleri yapılarak 2 parçaya bölünmüştür (Şekil 3.6).

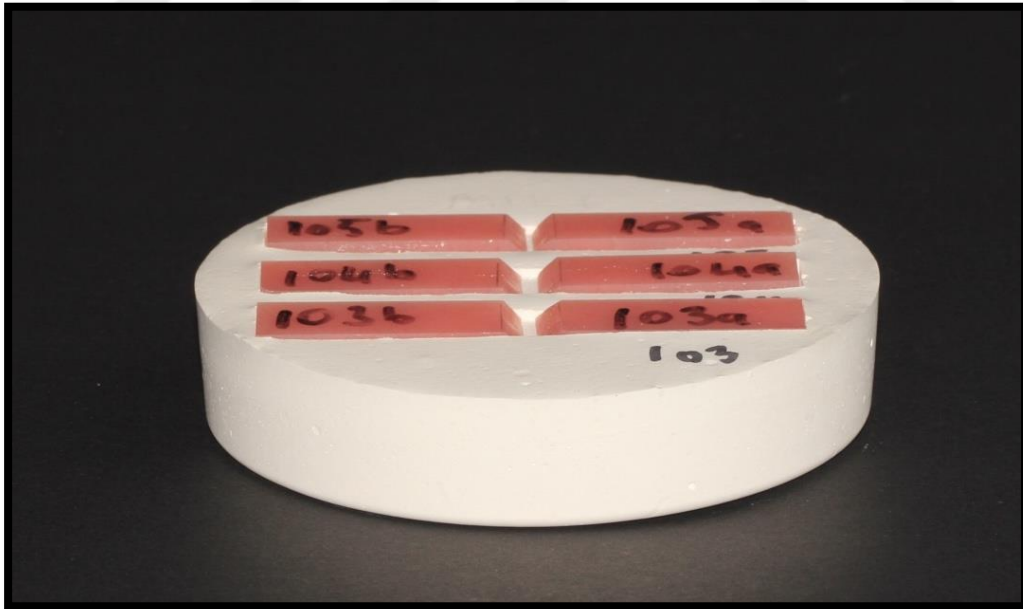


Şekil 3.6 Örneklerin tamir işlemlerinde kullanılan örnek tasarımlarının görünümü

Alçıya gömülen örneklerde tamir kenarlarının 45° açılı hazırlanabilmesi için tamir aralığının üstten 2 mm alttan ise 7 mm olması gerektiği planlanmıştır. Dijital kumpas (Absolute Digimate, Mitutoyo, Çin) kullanılarak blokların orta noktaları belirlenmiş ve işaretlenmiştir. Daha sonra arada 2 mm kalacak şekilde 45 derecelik yüzeyler işaretlenmiştir. (Şekil 3.6). Tam orta noktadan karbon separe ile ikiye ayrılan test örnekleri işaretlenen noktalara kadar 45 derece açılı olacak şekilde aşındırılmıştır. (Şekil 3.7)



Şekil 3.7 Örneklerin Tamir Yüzeyinin Görüntüsü



Şekil 3.8 Tamir Yüzeyi Oluşturulmuş Örneklerin Görüntüsü

Örneklerin tümüne tamir yüzeyleri için gerekli tesviye işlemleri 1000rpm altında canavar frez (Frank Dental, Gmund am Tegernsee,Almanya) ile yapıldıktan sonra su altında 200 ve 400 grid'lik zımpara kağıdı ile (Waterproof silikon carbide paper, English

Abrasives Ltd., London, United Kingdom) pürüzsüzleştirme işlemi uygulanmıştır. Her bir örneğin boyutlarının istenilen değerlerde olup olmadığı dijital kumpas (Abolute Digimate, Mitutoyo, Çin) ile kontrol edilmiştir.

Çalışmada her bir grup için 12 adet örnek hazırlanmıştır. Bu nedenle her farklı protez kaidesi bloğu için 72 adet olmak üzere toplam 288 adet örnek hazırlanmıştır.

3.2.2. Tamir İşlemleri

Tamir işleminin başarısını belirlemek için tamir edilmiş örneklerin hiç tamir edilmemiş örneklere göre mekanik değerlerinin oranlanması deneylerde her protez kaide materyali için orijinal olarak bırakılan (intakt) deney örnekleri de ayrı bir kontrol grubu olarak değerlendirilmiştir.

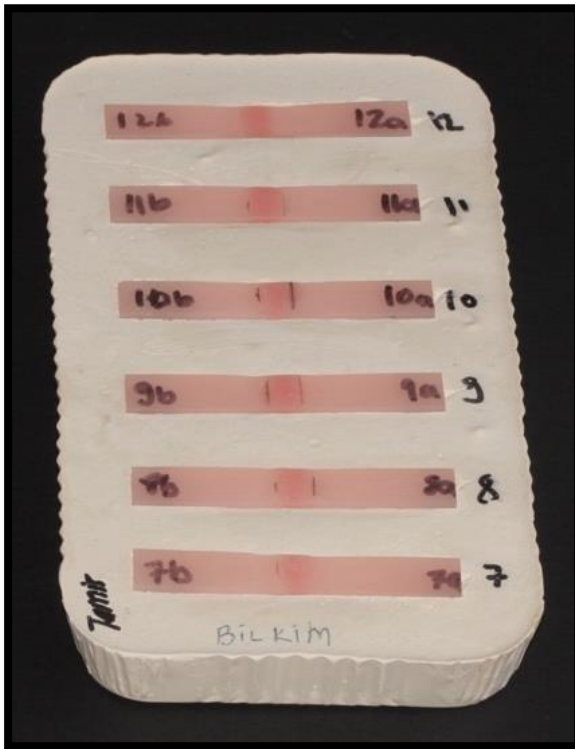
Deneylerde akrilik reçine örneklerin tamir işlemlerinin taklit edilmesi amacıyla kimyasal yolla (otopolimerizan) ve görünür ışıqla polimerize olan olmak üzere 2 farklı akrilik reçine tamir materyali kullanılmıştır (Tablo 3.2).

3.2.2.1. Kimyasal yolla Polimerize Olan (Otopolimerizan) Akrilik Reçine ile Tamir İşlemleri

Oluşturulan tamir yüzeyine bağlantıyı arttırmak için tamir materyali yerleştirilmeden önce MMA akrilik reçinenin likidi (Meliodent Rapid Repair, Self cure Denture Base Material, Heraeus Kulzer GmbH&Co. Hanau, Germany) sürülüp 180 saniye beklenmiştir. Kimyasal yolla polimerize olan PMMA esaslı akrilik reçine (Meliodent Rapid Repair, Self cure Denture Base Material, Heraus Kulzer GmbH&Co. Hanau, Germany) (Şekil 3.10) üretici firma talimatlarına uygun olarak ağırlıkça 5/3,5 toz/likit oranında oda sıcaklığında (23 ± 2 °C) karıştırıldıktan sonra 5 dk çalışma süresini takiben temiz bir spatül kullanılarak tamir aralığının olduğu alana tepilmiştir (Şekil 3.11).



Şekil 3.9 Tamir işlemlerinde kullanılan kimyasal yolla polimerize olan akrilik



Şekil 3.10 Kimyasal yolla akrilik reçine ile tamir edilen örneklerin görünümü

Kimyasal yolla polimerize olan akrilik reçine örneklerde oda sıcaklığında polimerizasyondan sonra ilave polimerizasyon döngüleri uygulanmıştır. Buna göre kimyasal yolla polimerize edilen akrilik reçine ile tamir olan örnekler 4 gruptan oluşmaktadır (Tablo 3.2):

1) **O1 deney grubu:** Oda sıcaklığında ($23 \pm 2^\circ\text{C}$) polimerizasyon 15 dk'da tamamlandıktan sonra örnekler tek parça olarak alçı tamir kalıplarından ince uçlu bir spatül yardımı ile çıkarılmışlardır.

2) **O2 deney grubu:** Örnekler alçı kalıplardan çıkarılmadan termostatik olarak kontrol edilebilen 60°C sıcaklıktaki su banyosu içerisinde 30 dk bekletilmişlerdir (Şekil 3.12). Polimerizasyon döngüsü tamamlandıktan sonra örnekler oda sıcaklığına ($23 \pm 2^\circ\text{C}$) gelene kadar kendiliğinden soğumaya bırakılmış ve daha sonra alçı kalıplardan ince uçlu bir spatül yardımıyla tek parça olarak çıkarılmıştır.



Şekil 3.11 Örneklerin termostatik olarak kontrol edilen 60°C 'deki su banyosunda bekletilmesi

3) **O4 deney grubu:** Örnekler alçı kalıplardan çıkarılmadan döner tablalı ev tipi 23000 MHz frekansta, 1100 Watt (W) güç çıkışlı mikrodalga fırında (Samsung,lt

Inox Mikrodalga Fırın FRN-SMG-0004, Malezya) (Şekil 3.15). 3 dk süreyle 500 wattta mikrodalga enerjisine tabi tutulmuşlardır. Polimerizasyon işlemleri öncesinde mikrodalga fırının güç ayarları üretici firma tarafından kalibre edilmiştir. Örneklerin fırından çıkarıldıktan sonra oda sıcaklığına ($23 \pm 2 \text{ }^{\circ}\text{C}$) gelene kadar kendiliğinden soğumaları beklenmiş ve daha sonra alçı kalıplardan ince uçlu bir spatül yardımıyla tek parça olarak çıkarılmıştır.



Şekil 3.12 Örneklerin mikrodalga enerjisi ile ilave polimerizasyon döngüsüne tabii tutulduğu ev tipi mikrodalga fırının görünümü

4) **O3 deney grubu:** Örnekler 40°C sıcaklıkta su içeren basınçlı tencerede (Kavo Elektrotechnisches Werk GmbH, Germany) alçı kalıp ile birlikte (Şekil 3.16) 2.5 bar basınç altında 15 dk bekletilmiştir. Örneklerin oda sıcaklığına ($23 \pm 2 \text{ }^{\circ}\text{C}$) erişene kadar kendiliğinden soğumaları beklenmiş ve daha sonra alçı kalıplardan ince uçlu bir spatül yardımıyla tek parça olarak çıkarılmıştır



Şekil 3.13 Kimyasal yolla polimerizasyon işleminde kullanılan basınçlı tencerenin görünümü

Çalışmada her bir polimerizasyon döngüsü grubu için 12 adet örnek olmak üzere her farklı protez kaidesi bloğu (P1, P2, P3, H) için 60 adet olmak üzere toplam 240 adet örnek kimyasal yolla polimerize olan akrilik reçine ile tamir edilmiştir.

3.2.2.2. Görünür ışıkla polimerize olan akrilik reçine kaide materyali ile tamir

Görünür ışıkla polimerize olan akrilik reçine kaide materyali (Eclipse Prosthetic Resin, Dentsply Int, New York,USA) ile tamir işleminde at nalı şeklinde siyah renkli koruma ambalajı içerisinde şeffaf renkte ve hamur kıvamındaki ticari kullanıma sunulmuş fiziksel formdaki materyal deneylerde kullanılmıştır (Şekil 3.14). Ayrıca alçı kalıptan kolayca ayrılması için uygulanması gereken ayırıcı ajan (Al-Cote, Separating Agent, Dentsply Int, New York, USA) ve hava bariyeri kaplaması (Eclipse Air Barrier Coating, Dentsply Sirona Inc, New York, USA) uygulamalar yapıldıktan sonra uygun koşullarda hava ve ışık teması olmadan 16 -27°C arasında muhafaza edilmiştir. Tamir işleminden sonra örneklerin kalıptan kolayca ayrılmasını sağlamak için tamir alanına denk gelen boşluğa örnekler kalıptan çıkarılarak ayırıcı ajan (Al-Cote, Separating Agent, Dentsply Int, New York, USA) likidi bir fırça yardımı ile uygulanmıştır. (Şekil 3.17a). Görünür ışıkla polimerize olan akrilik reçine kaide materyali ile tamir işleminde yuvarlak şeklindeki alçı

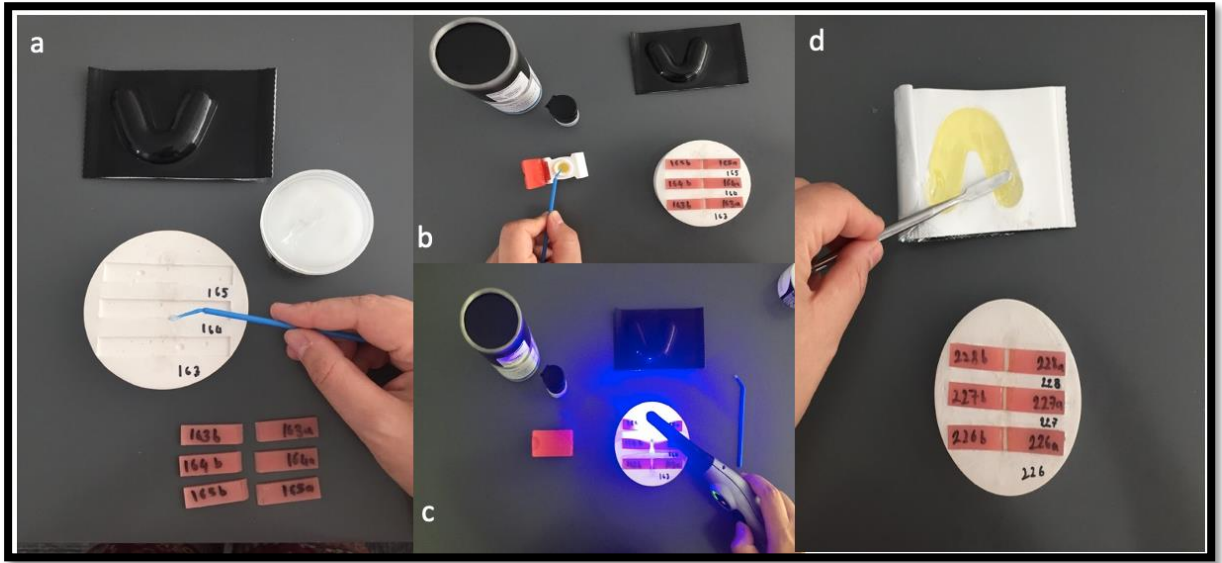
tamir kalıpları uygulama öncesinde kaide reçinesinin kalıp boşluğuna adaptasyonunu kolaylaştırmak için özel bir fırında (Eclipse Conditioning Oven,Dentsply Sirona,Canada) 55°C’de 2 dk süreyle bekletilerek ısıtılmıştır (Şekil 3.16). Akrilik örneklerin tamir yüzeylerine fırça yardımı ile bonding (Prime&Bond Universal Simple, Dentsply Sirona GmbH, Konstanz, Almanya) uygulanmıştır(Şekil 3.16). Bondingin üzerine devamlı olarak hava şıngası yardımıyla kuru hava sıkılarak yüzeye homojen bir şekilde ince bir kat halinde yayılması sağlandıktan sonra 20 sn süre ile el tipi ışık cihazı (Smartlite Max,Model 644050,Dentsply,USA) ile polimerizasyon işlemi gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.16). Bu aşamadan sonra hamur kıvamındaki materyalden yeterli boyutlarda parçalar spatülle kesilerek tamir boşluğuna parmak basıncı ile adapte edilmiştir (Şekil 3.16). Tamir reçinesinin üzerine havadaki oksijenin polimerizasyon reaksiyonunu etkilememesi için hava bariyeri kaplaması (Eclipse Air Barrier Coating, Dentsply Sirona Inc, NewYork, USA) fırça yardımıyla uygulanmış (Şekil 3.17) ve ışıkla polimerizasyon cihazında (Eclipse Junior, Dentsply Sirona, Almanya) ışık cihazında 10 dakika süreyle polimerize edilmiştir (Şekil 3.18).



Şekil 3.14 Görünür ışık ile polimerize olan akrilik reçine materyali

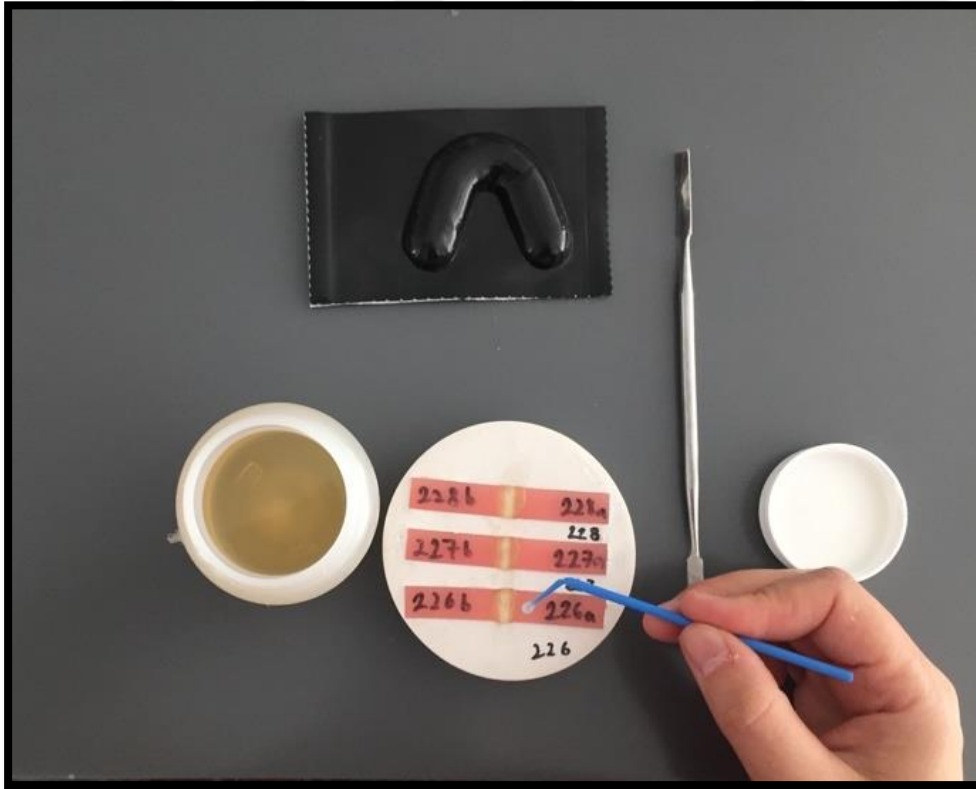


Şekil 3.15 Alçı tamir kalıbın ısıtılmasında kullanılan fırının görünümü



Şekil 3.16 Tamir materyalinin uygulanma basamakları

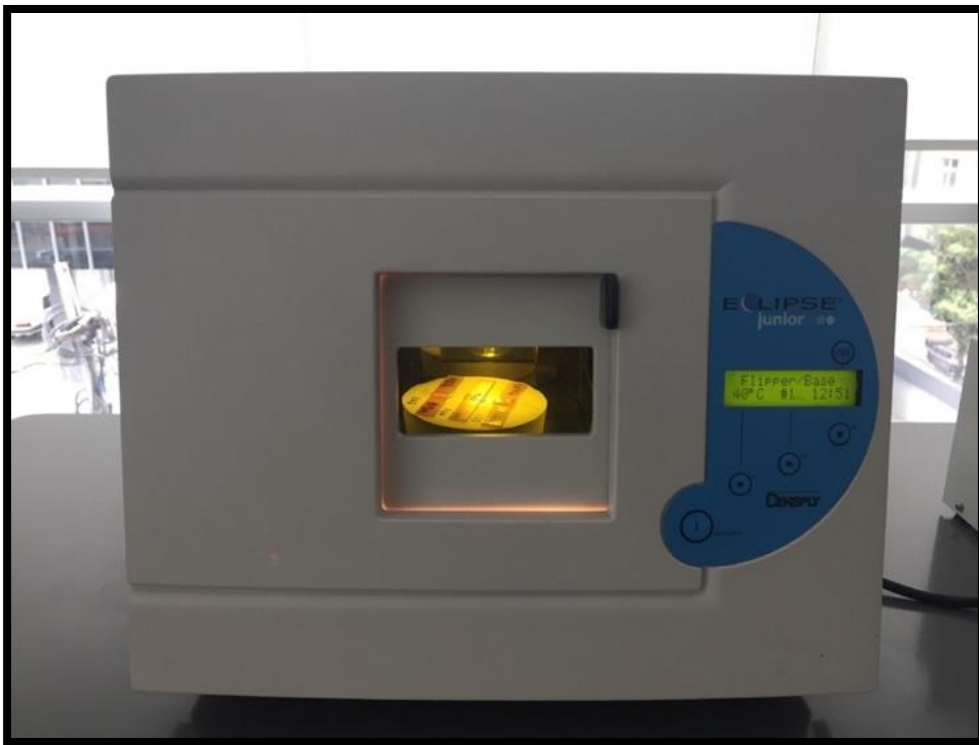
- Alçı kalıba ayırıcı ajan uygulaması
- Örneklere bonding uygulanması,
- El tipi görünür ışıkla polimerizasyon,
- Tamir materyalinin tamir boşluğuna adaptasyonu



Şekil 3.17 Hava bariyeri kaplamasının uygulanması

Polimerizasyonu tamamlanan kaide reçineleri oda sıcaklığına ($23 \pm 2 \text{ }^\circ\text{C}$) erişene kadar kendiliğinden soğumaya bırakılmıştır. Örnek üzerindeki hava bariyer kaplaması akar su altında yıkanarak uzaklaştırılmıştır. Örnekler tek parça olarak alçı tamir kalıplarından ince uçlu bir spatül yardımı ile çıkarılmışlardır.

Çalışmada her bir polimerizasyon döngüsü grubu için 12 adet örnek olmak üzere her farklı protez kaidesi bloğu (P1, P2, P3, H) için 12 adet olmak üzere toplam 48 adet örnek görünür ışıkla polimerize olan akrilik reçine ile tamir edilmiştir.



şekil 3.18 Görünür ışık ile polimerizasyon cihazının görünümü

Kimyasal yolla ve görünür ışıkla polimerize olan kaide materyalleri ile tamir edilen tüm örnekler alçı kalıplarından çıkarıldıktan sonra canavar tipi hard frez (Frank Dental GmbH, Gmund, Almanya) ile 1000 rpm altında tesviye edilmiş daha sonra akar su altında sırayla 200-400 Grid'lik zımpara kağıdı (Waterproof silikon carbide paper, English Abrasives Ltd., London, United Kingdom) ile yüzey pürüzsüzleştirme işlemi yapılmıştır. Daha sonra bütün örneklerin ölçümleri en az üç y erinden dijital kumpas yardımı ile kontrol edilerek mekanik testler için istenilen uygun boyutlara gelmesi

sağlanmıştır. Üç nokta bükülme testi için hazırlanan örnekler gruplarına göre ayrılmış (Tablo 3.2) ve testlerden önce bütün örnekler 48 saat 37 °C’lik distile su içerisinde bekletilmiştir (Şekil 3.19) .



Şekil 3.19 Örneklerin suda bekletilmesi

	Kontrol	Kimyasal yolla polimerize olan akrilik reçine ile tamir				Görünür ışıkla polimerize olan reçine ile tamir
		O1	O2	O3	O4	L
P1	P1K	P1O1	P1O2	P1O3	P1O4	P1L
P2	P2K	P2O1	P2O2	P2O3	P2O4	P2L
P3	P3K	P3O1	P3O2	P3O3	P3O4	P3L
H	HK	HO1	HO3	HO3	HO4	HL

Tablo 3.2 Örneklerin gruplandırılması

O1: Otopolimerizan akrilik ile tamir

O2: Otopolimerizan akrilik ile tamir + 60° suda 30 dakika bekletme

O3: Otopolimerizan akrilik ile tamir + Basınçlı tencerede bekletme

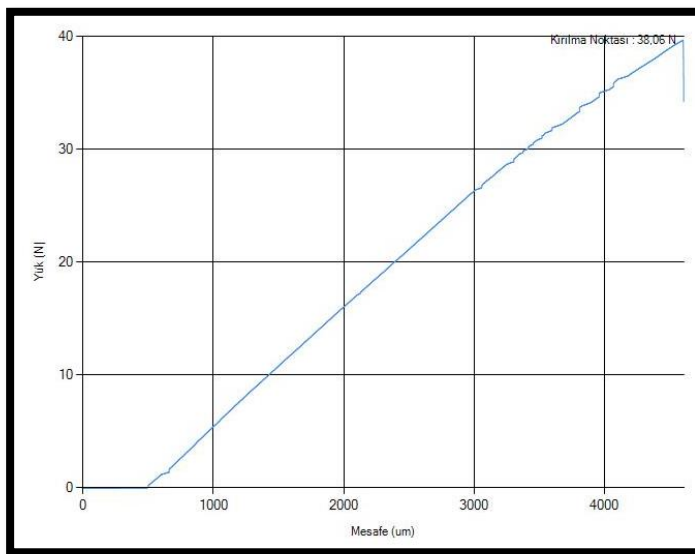
O4: Otopolimerizan akrilik ile tamir + 3 dakika mikrodalga enerjisi uygulama

L: Görünür ışıkla polimerize olan reçine ile tamir = Eclipse ile tamir etme

3.2.3. Bükülme Mukavemeti Testi

Bükülme mukavemetinin 3 nokta bükülme testi Universal Test Cihazında (ModDental Universal Testing Device, Esetron, Ankara) gerçekleştirilmiş (Şekil 3.20) ve aynı sisteme bağlantılı bilgisayar üzerinde elde edilen değerler tespit edilmiş ve sistem üzerine kaydedilmiştir (Şekil 3.21).

Testin yapıldığı cihazda örnek yerleştirilecek olan metal destekler arasında bulunan uzaklık 50 mm; kafalar arası yaklaşma hızı 5 mm/dk olacak şekilde ayarlanmış ve uygulanan kuvvet bilgisayar üzerinde takip edilmiştir (Şekil 3.22). Örnekler kırılana kadar örneğin tam ortasına hizasından üst kısımdan kuvvet dik yönde uygulanmıştır. Her bir örneğin kırılması için gerekli maksimum kuvvet (N), bükülme derecesi (mm), maksimum bükülme değerleri ve maksimum yük değerleri cihazın bilgisayar sistemine otomatik olarak kaydedilmiştir.



Şekil 3.20 Örneğe uygulanan kuvvete göre test sonunda belirlenen bükülme eğrisi

ModDental Universal Test cihazına (ModDental Universal Testing Device,Esetron,Ankara) bağlı olan program ile örneklere kafa ucu yaklaşırken kaydedilen değerler hem saniye saniye sıralı liste şeklinde hem de kırılma yükünün N olarak belirtildiği yaklaşan kolun mesfesinin μm olarak belirtiliği grafik şeklinde ölçülmüştür. Cihaz kafa ucunun örneklere değdiği anda kafa ucunun mesafesi ile kırılmanın gerçekleştiği an arasındaki mesafeyi kaydetmiştir.Sistemin otomatik verdiği kırılma yükü ve yk karşısındaki uzama değerleri kullanılarak aşağıda belirtilen değerler formül içerisine yerleştirilerek elastik modülü, gerinim ve bükülme mukavemeti değerleri de hesaplanmıştır.

$$L = 50 \text{ mm}$$

$$b = 10 \text{ mm}$$

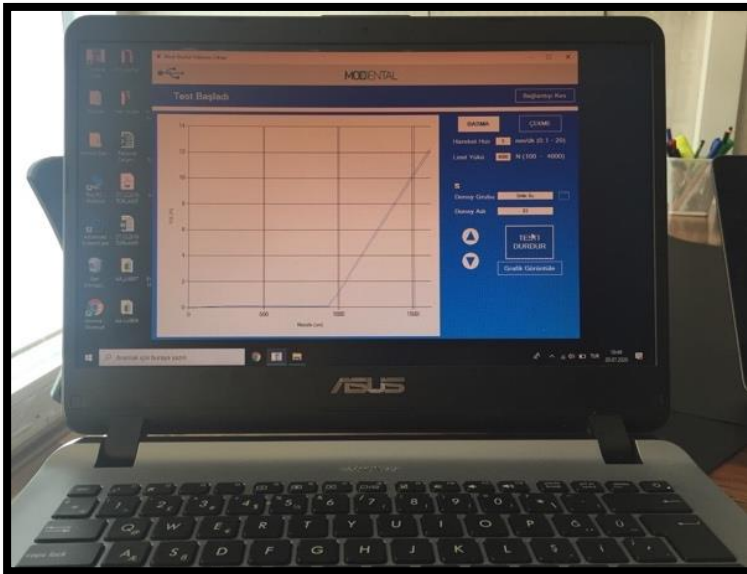
$$d = 2,5 \text{ mm}$$

$$h=2,5 \text{ mm}$$

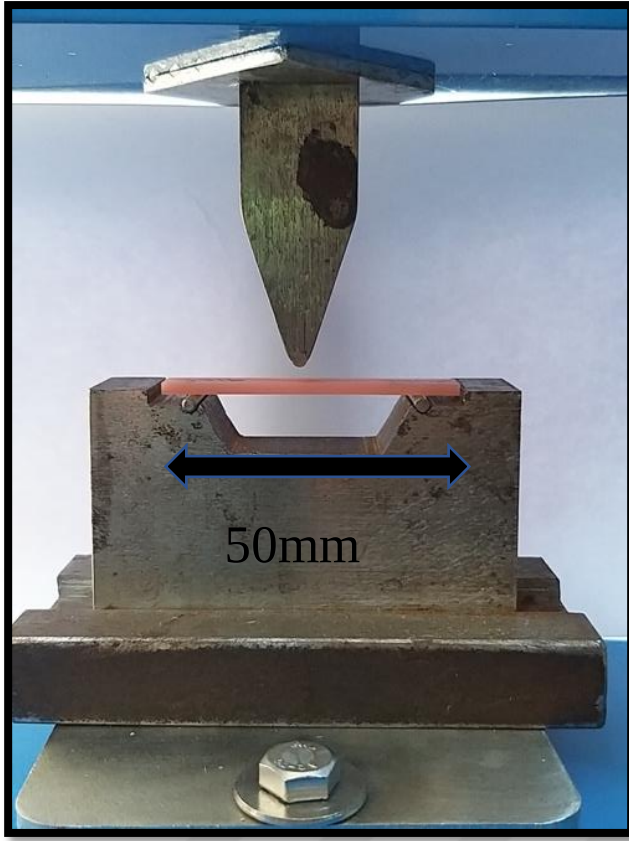
Örneklerde bükülme mukavemeti, gerinim, kırılma yükü, elastik modülü, bükülme değerleri istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır.



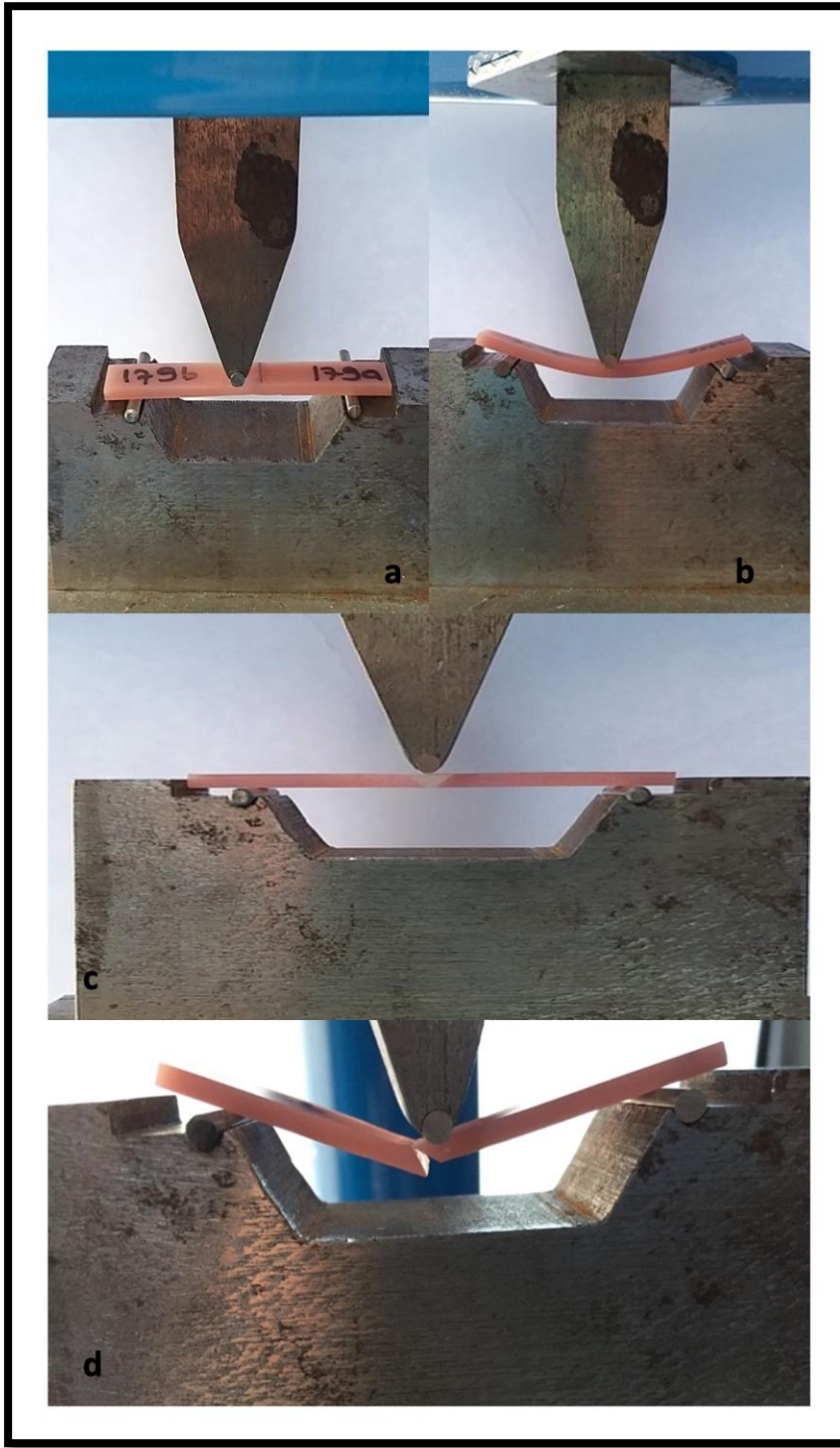
Şekil 3.21 Deneylerde kullanılan universal test cihazı



Şekil 3.22 Örneklerin kırılma değerlerinin kaydedilmesi



Şekil 3.23 Deney düzeneği ve destekler üzerine yerleştirilmiş örneğin kuvvet uygulanmadan önceki görünümü



Şekil 3.24 Deney düzeneğine yük uygulanma aşamaları

- a. Deney düzeneğine yerleştirilen örnek görünümü
- b. Örneğin kırılmadan hemen önceki maksimum bükülmenin görünümü
- c. Tamir bölgesinin merkezinden yük uygulanması
- d. Örneğin kırılma görüntüsü

3.3. İstatistiksel Analiz

Çalışmada ölçümü yapılan tüm değişkenler (kırılma yükü, elastik modülü, bükülme, gerilme, bükülme mukavemeti mukavemeti) için tanımlayıcı istatistikler hesaplanarak "Aritmetik Ortalama (AO) $\pm$ Standart Hata (SH) " şeklinde gösterilmiştir. Değerlendirilen özelliklere kurulan modelde "**Tamir materyali** (O, L) ve "**Protez Kaide Materyali** (P1, P2, P3, H)" temel etkisi ile "**Tamir materyali*Protez Kaide Materyali**" etkileşim terimine yer verilmiştir ve etkisinin incelenmesinde genel doğrusal modelleme tekniğinden yararlanılarak iki yönlü varyans analizi (ANOVA) uygulanmıştır.

İki yönlü varyans analizi sonucunda grup ortalamalarında en az biri diğerlerinden istatistiksel olarak anlamlı bulunduğu durumlarda etkileşimlerin çözümlenmesi için Bonferroni düzeltmesi uygulanarak basit etkiler (simple effects) analizi yapılmıştır.

Verilerin analizi için STATA 16 (StataCorp LP, College Station, TX, USA) paket programından yararlanılmıştır. Verilerin istatistiksel olarak değerlendirilmesinde %95 güvenilirlik düzeyi kullanılmıştır ($P \leq 0.05$).

4. BULGULAR

Çalışmada deney gruplarının kırılma yükü, elastik modülü, bükülme, gerilme, eğilme mukavemeti değerleri incelenmiştir.

4.1. Kırılma Yükü

Deney gruplarının kırılma yükü değerlerinin 2 yönlü varyans analizi ile istatistiksel değerlendirilmesi Tablo 4.1 de sunulmaktadır. Tamir materyali, protez kaidesi ve tamir materyali * protez kaidesi karşılaştırması istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,001$).

Varyasyon Kaynağı	Kareler Toplamı	sd	Kareler Ortalaması	F	P
Tamir Materyali	81836,997	5	16367,399	269,064	<0,001
Protez Kaidesi	2922,914	3	974,305	16,017	<0,001
Tamir Materyali * Protez Kaidesi	4273,137	15	284,876	4,683	<0,001
Hata Terimi	16059,382	264	60,831		
Toplam	533167,824	288			

Tablo 4.1: Deney gruplarının kırılma yükü değerlerinin 2 yönlü varyans analizi ile istatistiksel değerlendirilmesi

KIRILMA YÜKÜ (N)						
Kontrol (intakt)	Kimyasal yolla polimerize olan akrilik reçine ile tamir (O)					Görünür ışıkla polimerize olan reçine ile tamir (L)
	K	O1	O2	O3	O4	L
P1	73,4 ± 0,95 a,A	34,99 ± 3,41 c,A	43,51 ± 1,23 bc,A	43,45 ± 2,57 bc,A	50,54 ± 1,31 b,A	8,51 ± 0,63 d,A
P2	70,32 ± 1,89 a,AB	32,57 ± 3,57 c,A	46,17 ± 2,2 b,A	42,07 ± 2,44 b,A	44,91 ± 1,95 b,A	9,95 ± 0,66 d,A
P3	63,96 ± 2,51 a,B	29,19 ± 4,43 c,A	31,41 ± 2,51 c,B	26,7 ± 2,35 c,B	50 ± 2,27 b,A	10,57 ± 0,83 d,A
H	53,72 ± 1,09 a,C	28,57 ± 2,48 c,A	38,14 ± 2,54 b,AB	40,48 ± 1,92 b,A	43,98 ± 2,49 b,A	8,19 ± 0,6 d,A

a,b,c,d: Aynı satırdaki farklı harfler istatistiksel açıdan anlamlı farklılığı ifade eder ($p \leq 0,05$)

A,B,C: Aynı sütundaki farklı harfler, istatistiksel açıdan anlamlı farklılığı ifade eder ($p \leq 0,05$)

Modelde yer alan terimlere ilişkin P değerleri: Tamir Materyali: $p < 0,001$; Protez Kaide Materyali: $p < 0,001$; Tamir Materyali*Protez Kaide Materyali: $p < 0,001$

Tablo 4.2 Deney gruplarının kırılma yükü değerlerinin $AO \pm SH$ değerleri ve gruplararası ve grup içi istatistiksel karşılaştırması

Deney gruplarının kırılma yükü değerlerinin $AO \pm SH$ değerleri ve gruplar arası ve grup içi istatistiksel karşılaştırması Tablo 4.2 de sunulmaktadır.

Tamir işlemi yapılmadan kırılmamış olarak test edilen P1, P2 ve P3 gruplarına ait örneklerin (P1K, P2K ve P3K) kırılma yükü değerlerinin karşılaştırılmasında P1K ve P2K ile P2K ve P3K gruplarının kırılma yükü değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık yokken ($p > 0.05$); P1K ve P3K gruplarının kırılma yükü değerleri arasındaki farklılık anlamlıdır ($p \leq 0.05$). HK grubuna ait kırılma yükü değerleri P1K, P2K, P3K gruplarına ait kırılma yükü değerlerinden anlamlı olarak düşük bulunmuştur ($p \leq 0.05$) (Tablo 4.1, Tablo 4.2. ve Şekil 4.1).

P1K grubuna ait kırılma yükü değeri kimyasal yolla polimerize olan akrilik reçine ile tamir olan gruplar (P1O1, P1O2, P1O3, P1O4) ve görünür ışıkla polimerize olan grup (P1L) ile kıyaslandığında anlamlı olarak yüksektir ($p \leq 0.05$). P1O2, P1O3 ve P1O4 gruplarına ait kırılma yükü değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p > 0.05$). P1L grubuna ait kırılma yükü değeri P1K, P1O1, P1O2, P1O3, P1O4 gruplarına ait kırılma yükü değerleri ile kıyaslandığında anlamlı olarak düşük değerlere sahiptir ($p \leq 0.05$) (Tablo 4.2 ve Şekil 4.1).

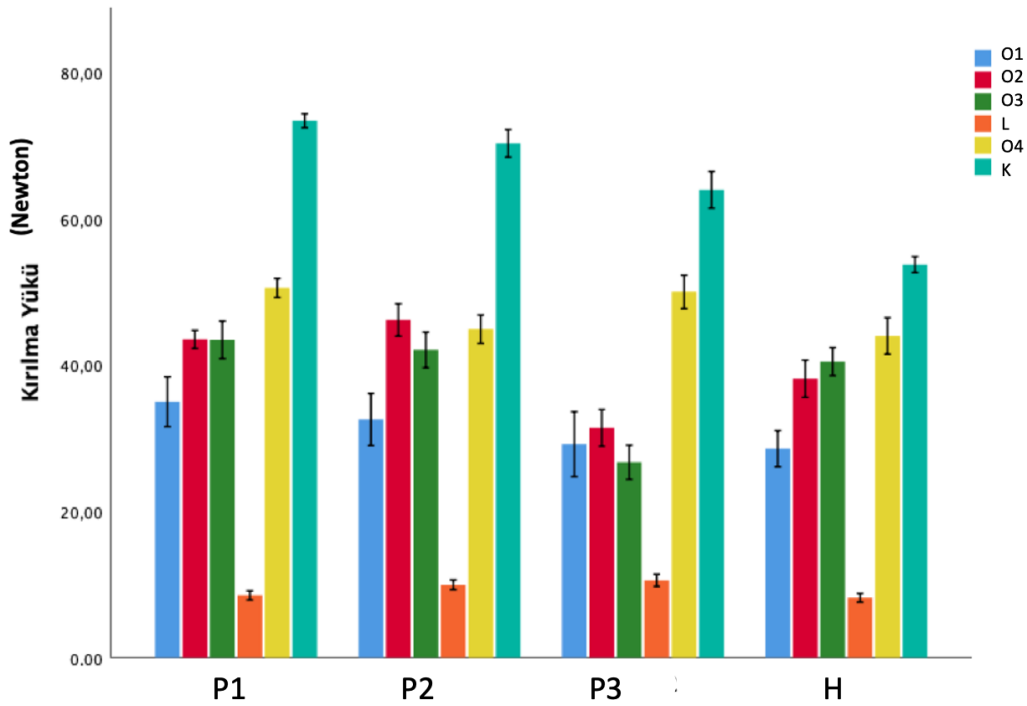
P2K grubuna ait kırılma yükü değeri kimyasal yolla polimerize olan akrilik reçine ile tamir olan gruplar (P2O1, P2O2, P2O3, P2O4) ve görünür ışıkla polimerize olan (P2L) grubuna ait kırılma yükü değerleri ile kıyaslandığında anlamlı olarak yüksek değerlere sahiptir ($p \leq 0.05$). P2O2, P2O3 ve P2O4 gruplarına ait kırılma yükü değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p > 0.05$). P2O1 grubuna ait kırılma yükü değeri P2O2, P2O3 ve P2O4 gruplarına ait kırılma yükü değerlerinden anlamlı olarak düşük değere sahiptir ($p \leq 0.05$). P2L grubuna ait kırılma yükü değeri P2K, P2O1, P2O2, P2O3, P2O4 gruplarına ait kırılma yükü değerleri ile kıyaslandığında anlamlı olarak düşük değerlere sahiptir ($p \leq 0.05$) (Tablo 4.2 ve Şekil 4.1).

P3K grubuna ait kırılma yükü değeri P3O1, P3O2, P3O3, P3O4 ve P3L gruplarına ait kırılma yükü değerleri kıyaslandığında anlamlı olarak yüksek değerlere sahiptir ($p \leq 0.05$). P3O1, P3O2 ve P3O3 gruplarına ait kırılma yükü değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p > 0.05$). P3O4 grubuna ait kırılma yükü değeri P3O1, P3O2 ve P3O3 gruplarına ait kırılma yükü değerlerinden anlamlı olarak yüksek değere sahiptir ($p \leq 0.05$). P3L grubuna ait kırılma yükü değeri P3K, P3O1, P3O2, P3O3, P3O4 gruplarına

ait kırılma yükü değerleri ile kıyaslandığında anlamlı olarak düşük değerlere sahiptir ($p \leq 0.05$) (Tablo 4.2, ve Şekil 4.1).

HK grubuna ait kırılma yükü değeri HO1, HO2, HO3, HO4 ve HL gruplarına ait kırılma yükü değerleri ile kıyaslandığında anlamlı olarak yüksek değerlere sahiptir ($p \leq 0.05$). HO2, HO3 ve HO4 gruplarına ait kırılma yükü değerleri anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p > 0.05$). HO1 grubuna ait kırılma yükü değeri HO2, HO3 ve HO4 gruplarına ait kırılma yükü değerlerinden anlamlı olarak düşük değere sahiptir ($p \leq 0.05$). P2L grubuna ait kırılma yükü değeri P2K, P2O1, P2O2, P2O3, P2O4 grubu ile kıyaslandığında anlamlı olarak düşük değerlere sahiptir ($p \leq 0.05$) (Tablo 4.2, ve Şekil 4.1).

Çalışmada O1, O2, O3, O4, L tamir materyali ile tamir edilen P1, P2, P3, H gruplarının kırılma yükü değerleri K grubu örneklerinden her zaman anlamlı olarak düşük değerlerde gözlenmiştir ($p \leq 0.05$) (Tablo 4.2, ve Şekil 4.1).



Şekil 4.1: Deney gruplarının kırılma yükü değerlerinin karşılaştırılması

4.2. Elastik Modülü

Deney gruplarının elastik modülü değerlerinin 2 yönlü varyans analizi ile istatistiksel değerlendirmesi Tablo 4.3 de sunulmaktadır. Tamir materyali, protez kaidesi

ve tamir materyali * protez kaidesi karşılaştırması istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,001$).

Varyasyon Kaynağı	Kareler Toplamı	sd	Kareler Ortalaması	F	P
Tamir materyali	951,829	5	190,366	15,42	<0,001
Protez Kaidesi	5883,432	3	1961,144	158,861	<0,001
Tamir materyali* Protez Kaidesi	1635,733	15	109,049	8,833	<0,001
Hata Terimi	3259,083	264	12,345		
Toplam	191293,814	288			

Tablo 4.3: Deney gruplarının elastik modülü değerlerinin 2 yönlü varyans analizi ile istatistiksel değerlendirmesi

ELASTİK MODÜLÜ						
	Kontrol (intakt)	Kimyasal yolla polimerize olan akrilik reçine ile tamir (O)				Görünür ışıqla polimerize olan reçine ile tamir (L)
	K	O1	O2	O3	O4	L
P1	17,41 ± 1,07 b,C	24,36 ± 1,38 a,B	23,38 ± 0,8 a,C	25,27 ± 0,72 a,A	25,03 ± 0,48 a,B	23,79 ± 0,87 a,A
P2	23,81 ± 0,42 c,B	28,77 ± 1,47 a,A	33,86 ± 0,98 b,A	25,54 ± 0,51 ac,A	34,6 ± 1,43 b,A	27,41 ± 0,76 ac,A
P3	33,14 ± 0,8 d,A	29,58 ± 0,7 ac,A	29,51 ± 0,91 acd,B	27,18 ± 0,75 ab,A	31,93 ± 0,37 cd,A	24,48 ± 2,32 b,A
H	14,01 ± 0,8 b,C	19,63 ± 0,6 a,C	20,51 ± 0,88 a,C	18,75 ± 0,39 a,B	17,88 ± 0,96 ab,C	19,43 ± 1,56 a,B

a,b,c,d: Aynı satırdaki farklı harfler istatistiksel açıdan anlamlı farklılığı ifade eder ($p\leq 0,05$)

A,B,C: Aynı sütundaki farklı harfler, istatistiksel açıdan anlamlı farklılığı ifade eder ($p\leq 0,05$)

Modelde yer alan terimlere ilişkin P değerleri: Tamir Materyali: $p<0,001$; Protez Kaide Materyali: $p<0,001$; Tamir Materyali*Protez Kaide Materyali: $p<0,001$

Tablo 4.4: Deney gruplarının elastik modülü değerlerinin AO±SH değerleri ve gruplararası ve grup içi istatistiksel karşılaştırması

Deney gruplarının elastik modülü değerlerinin AO±SH değerleri ve gruplararası ve grup içi istatistiksel karşılaştırması Tablo 4.4 de sunulmaktadır.

P3K elastik modülü değerleri P1K, P2K ve PH gruplarına ait grubuna ait elastik modülü değerlerinden anlamlı olarak yüksek değerlere sahiptir ($p\leq 0,05$). P2K grubuna ait elastik modülü değerleri P3K değerlerinden anlamlı olarak düşüktür ($p\leq 0,05$). P1K ve

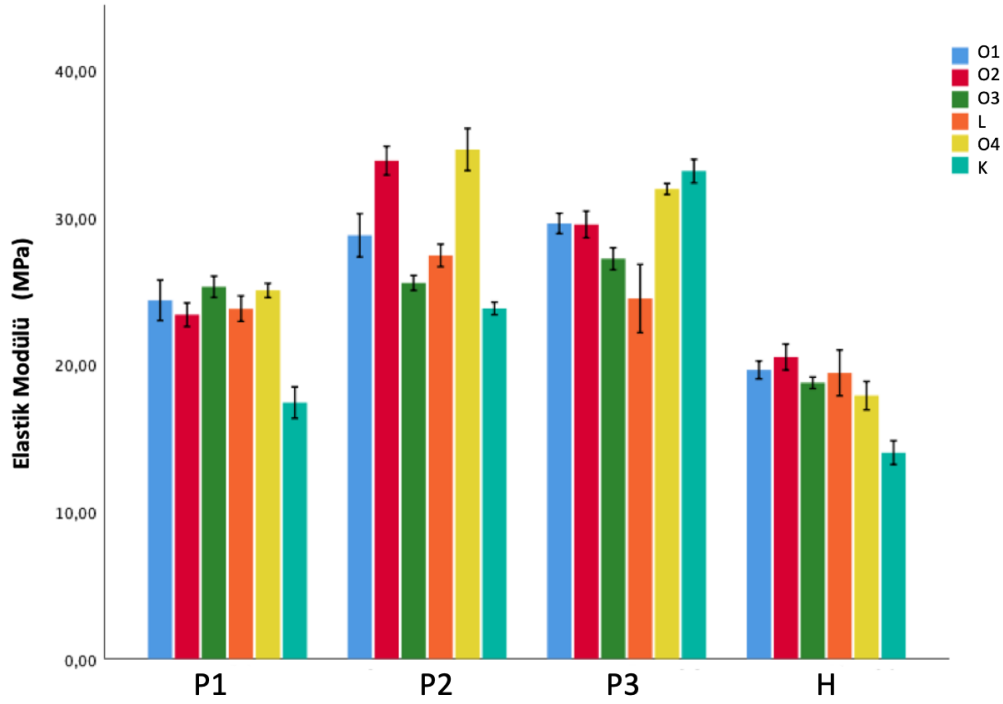
HK gruplarına ait elastik modülü değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Tablo 4.3, Tablo 4.4 ve Şekil 4.2).

P1 grubunda P1O1, P1O2, P1O3, P1O4 ve P1L gruplarına ait elastik modülü değerleri arasında anlamlı olarak farklılık bulunmazken ($p>0.05$), P1K grubuna ait elastik modülü değerleri diğer gruplardan anlamlı olarak düşük değere sahiptir ($p\leq 0.05$) (Tablo 4.4 ve Şekil 4.2).

P2 grubunda P2O1, P2O3 ve P2L gruplarına ait elastik modülü değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$). P2O2 ve P2O4 gruplarına ait elastik modülü değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$). P2K, P2O3 ve P2L gruplarına ait elastik modülü değerleri arasında anlamlı farklılık bulunamıştır ($p\leq 0.05$) (Tablo 4.4 ve Şekil 4.2).

P3 grubunda P3O1, P3O2 ve P3O3 gruplarına ait elastik modülü değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$). P3O2 ve P3O4 gruplarına ait elastik modülü değerleri arasında anlamlı farklılık bulunamıştır ($p>0.05$). P3O3 ve P3L gruplarına ait elastik modülü değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$). P3O1 ve P3O2, P3O4 gruplarına ait elastik modülü değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$). P3O4 ve P3K arasında anlamlı farklılık bulunamıştır ($p\leq 0.05$) (Tablo 4.4 ve Şekil 4.2).

H grubunda HO1, HO2, HO3, HO4 ve HL gruplarına ait elastik modülü değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$). HK ve HO4 gruplarına ait elastik modülü değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4.4 ve Şekil 4.2).



Şekil 4.2: Deney gruplarının elastik modülü değerlerinin karşılaştırması

4.3. Bükülme

Deney gruplarının bükülme değerlerinin 2 yönlü varyans analizi ile istatistiksel değerlendirmesi Tablo 4.5 de sunulmaktadır. Tamir materyali, protez kaidesi ve tamir materyali * protez kaidesi karşılaştırması istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,001$).

Varyasyon Kaynağı	Kareler Toplamı	sd	Kareler Ortalaması	F	P
Tamir materyali	879,132	5	175,826	224,8	<0,001
Protez_Kaidesi	165,736	3	55,245	70,634	<0,001
Tamir materyali * Protez_Kaidesi	117,198	15	7,813	9,99	<0,001
Hata Terimi	206,484	264	0,782		
Toplam	4591,817	288			

Tablo 4.5: Deney gruplarının bükülme değerlerinin 2 yönlü varyans analizi ile istatistiksel değerlendirmesi

BÜKÜLME (mm)						
Kontrol (intakt)	Kimyasal yolla polimerize olan akrilik reçine ile tamir (O)					Görünür ışıkla polimerize olan reçine ile tamir (L)
K	O1	O2	O3	O4	L	
P1	8,82 ± 0,58 a,A	2,94 ± 0,3 b,A	3,76 ± 0,14 bc,A	3,48 ± 0,24 bc,AB	4,06 ± 0,14 c,B	0,73 ± 0,06 d,A
P2	5,95 ± 0,24 a,B	2,26 ± 0,22 b,AB	2,75 ± 0,15 b,B	3,31 ± 0,2 b,B	2,63 ± 0,15 b,C	0,74 ± 0,06 c,A
P3	3,92 ± 0,25 a,C	1,95 ± 0,27 c,B	2,11 ± 0,14 bc,B	1,95 ± 0,15 c,C	3,14 ± 0,15 ab,BC	0,8 ± 0,08 d,A
H	7,89 ± 0,35 a,A	2,92 ± 0,26 d,A	3,9 ± 0,46 cd,A	4,37 ± 0,31 bc,A	5,08 ± 0,37 b,A	0,88 ± 0,07 e,A

a,b,c,d: Aynı satırdaki farklı harfler istatistiksel açıdan anlamlı farklılığı ifade eder ($p \leq 0.05$)

A,B,C: Aynı sütundaki farklı harfler, istatistiksel açıdan anlamlı farklılığı ifade eder ($p \leq 0.05$)

Modelde yer alan terimlere ilişkin P değerleri: Tamir Materyali: $p < 0,001$; Protez Kaide Materyali: $p < 0,001$; Tamir Materyali*Protez Kaide Materyali: $p < 0,001$

Tablo 4.6: Deney gruplarının bükülme değerlerinin $AO \pm SH$ değerleri ve gruplararası ve grup içi istatistiksel karşılaştırması

Deney gruplarının bükülme değerlerinin $AO \pm SH$ değerleri ve gruplararası ve grup içi istatistiksel karşılaştırması Tablo 4.6 de sunulmaktadır.

P1K ve HK gruplarına ait bükülme değerleri arasında anlamlı farklılık gözlenmezken ($p > 0.05$) ve P2K ve P3K gruplarına ait bükülme değerlerinden anlamlı olarak yüksektir ($p \leq 0.05$). P2K grubuna ait bükülme değeri P1K ve PH gruplarına ait bükülme değerlerinden anlamlı olarak düşük değerlere sahiptir ($p \leq 0.05$). P3K, P2K gruplarına ait bükülme değerlerinden anlamlı olarak düşüktür ($p \leq 0.05$) (Tablo 4.5, Tablo 4.6 ve Şekil 4.3).

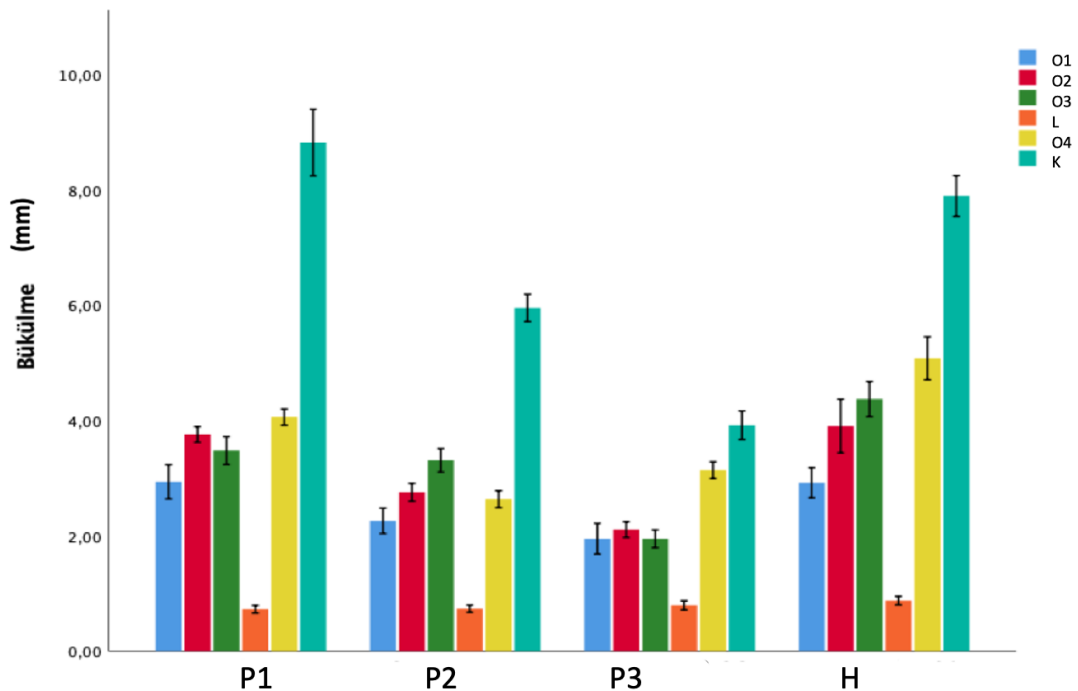
P1 grubunda P1K grubuna ait bükülme değeri P1O1, P1O2, P1O3, P1O4 ve P1L gruplarına ait bükülme değerleri ile kıyaslandığında anlamlı olarak yüksek değerlere sahiptir ($p < 0,001$). P1O1, P1O2 ve P1O3 gruplarına ait bükülme değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p > 0.05$). P1O2, P1O3 ve P1O4 gruplarına ait bükülme değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p > 0.05$). P1L grubuna ait bükülme değeri P1K, P1O1, P1O2, P1O3, P1O4 gruplarına ait bükülme değerleri ile kıyaslandığında anlamlı olarak düşük değerlere sahiptir ($p \leq 0.05$) (Tablo 4.6 ve Şekil 4.3).

P2 grubu için P2K grubuna ait bükülme değeri P2O1, P2O2, P2O3, P2O4 ve P2L gruplarına ait bükülme değerleri ile kıyaslandığında anlamlı olarak yüksek değerlere

sahiptir ($p \leq 0.05$). P2O1, P2O2, P2O3 ve P2O4 gruplarına ait bükülme değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p > 0.05$). P2L grubu P2K, P2O1, P2O2, P2O3, P2O4 gruplarına ait bükülme değerleri ile kıyaslandığında anlamlı olarak düşük değerlere sahiptir ($p \leq 0.05$) (Tablo 4.6 ve Şekil 4.3).

P3 grubunda P3K ve P3O4 gruplarına ait bükülme değerleri P3O1, P3O2, P3O3 ve P3L gruplarına ait bükülme değerleri ile kıyaslandığında anlamlı olarak yüksek değerlere sahiptir ($p \leq 0.05$). P3O2 ve P3O4; P3O1, P3O2 ve P3O3 gruplarına ait bükülme değerleri anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p > 0.05$). P3L grubuna ait bükülme değeri P3K, P3O1, P3O2, P3O3, P3O4 gruplarına ait bükülme değerleri kıyaslandığında anlamlı olarak düşük değerlere sahiptir ($p \leq 0.05$) (Tablo 4.6 ve Şekil 4.3).

H grubu için; HK grubuna ait bükülme değeri HO1, HO2, HO3, HO4 ve HL gruplarına ait bükülme değerleri ile kıyaslandığında anlamlı olarak yüksek değerlere sahiptir ($p \leq 0.05$). HO3 ve HO4; HO2 ve HO3; HO1 ve HO2 gruplarına ait bükülme değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p > 0.05$). HL grubuna ait bükülme değeri HO1, HO2, HO3, HO4 ve HL gruplarına ait bükülme değerleri ile kıyaslandığında anlamlı olarak düşük değerlere sahiptir ($p \leq 0.05$) (Tablo 4.6 ve Şekil 4.3).



Şekil 4.3: Deney gruplarının bükülme değerlerinin karşılaştırması

4.4. Gerinim

Deney gruplarının gerinim değerlerinin 2 yönlü varyans analizi ile istatistiksel değerlendirmesi Tablo 4.7 de sunulmaktadır. Tamir materyali, protez kaidesi ve tamir materyali * protez kaidesi karşılaştırması istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,001$).

Varyasyon Kaynağı	Kareler Toplamı	sd	Kareler Ortalaması	F	P
Tamir materyali	316,488	5	63,298	224,8	<0,001
Protez_Kaidesi	59,665	3	19,888	70,634	<0,001
Tamir materyali * Protez_Kaidesi	42,191	15	2,813	9,99	<0,001
Hata Terimi	74,334	264	0,282		
Toplam	1653,054	288			

Tablo 4.7: Deney gruplarının gerinim değerlerinin 2 yönlü varyans analizi ile istatistiksel değerlendirmesi

	GERİNİM					
	Kontrol (intakt)	Kimyasal yolla polimerize olan akrilik reçine ile tamir (O)				Görünür ışıkla polimerize olan reçine ile tamir (L)
	K	O1	O2	O3	O4	L
P1	5,29 ± 0,35 a,A	1,76 ± 0,18 b,A	2,25 ± 0,08 bc,A	2,09 ± 0,15 bc,AB	2,43 ± 0,08 c,B	0,44 ± 0,04 d,A
P2	3,57 ± 0,14 a,B	1,35 ± 0,13 b,AB	1,65 ± 0,09 bc,B	1,98 ± 0,12 bc,B	1,58 ± 0,09 c,C	0,44 ± 0,04 d,A
P3	2,35 ± 0,15 a,C	1,17 ± 0,16 c,B	1,26 ± 0,08 bc,B	1,17 ± 0,09 c,C	1,88 ± 0,09 ab,BC	0,48 ± 0,05 d,A
H	4,73 ± 0,21 a,A	1,75 ± 0,16 d,A	2,34 ± 0,28 cd,A	2,62 ± 0,18 bc,A	3,05 ± 0,22 b,A	0,53 ± 0,04 e,A

a,b,c,d: Aynı satırdaki farklı harfler istatistiksel açıdan anlamlı farklılığı ifade eder ($p\leq 0,05$)

A,B,C: Aynı sütundaki farklı harfler, istatistiksel açıdan anlamlı farklılığı ifade eder ($p\leq 0,05$)

Modelde yer alan terimlere ilişkin P değerleri: Tamir Materyali: $p<0,001$; Protez Kaide Materyali: $p<0,001$; Tamir Materyali*Protez Kaide Materyali: $p<0,001$

Tablo 4.8: Deney gruplarının gerinim değerlerinin AO±SH değerleri ve gruplararası ve grup içi istatistiksel karşılaştırması

Deney gruplarının gerinim değerlerinin AO±SH değerleri ve gruplararası ve grup içi istatistiksel karşılaştırması Tablo 4.8 de sunulmaktadır.

P1K ve HK gruplarına ait gerinim değerleri arasında anlamlı farklılık gözlenmezken ($p<0,05$) P2K ve P3K gruplarına ait gerinim değerlerinden anlamlı olarak yüksek değerler ölçülmüştür ($p\leq 0,05$). P2K grubuna ait gerinim değerleri P1K ve PH gruplarına ait gerinim değerlerinden anlamlı olarak düşük değerlere sahiptir

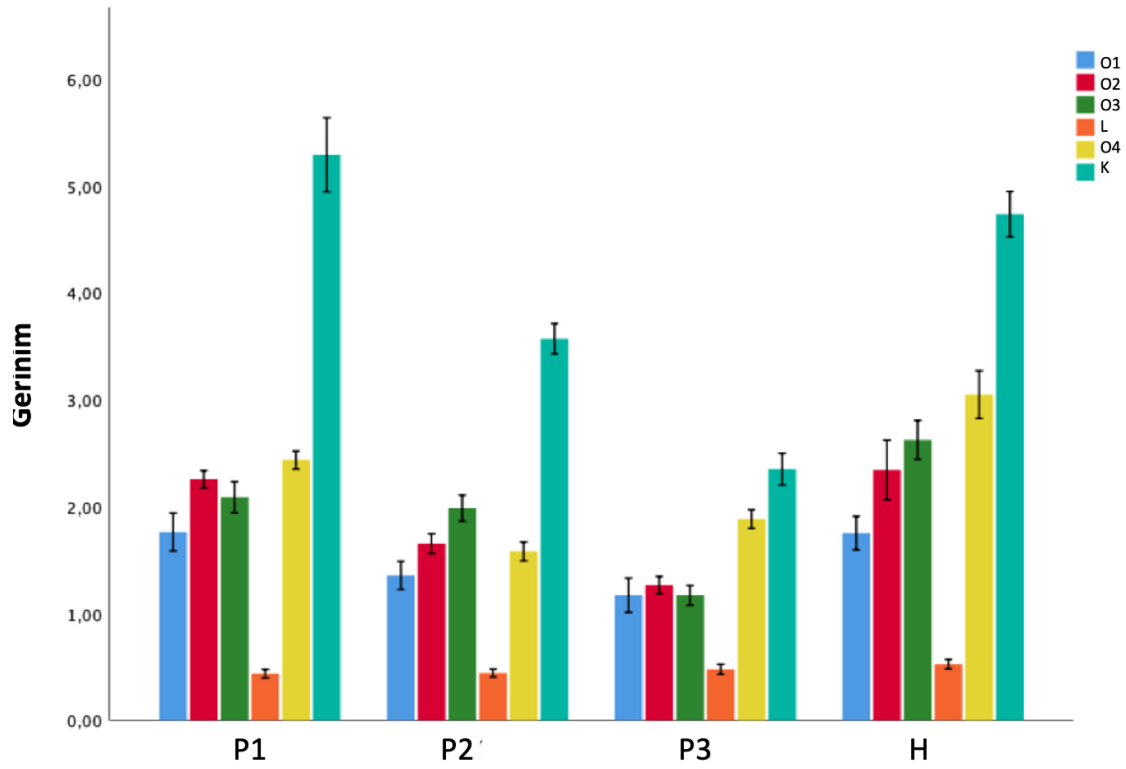
($p < 0,001$). P3K grubuna ait gerinim değeri P2K grubuna ait gerinim değerinden anlamlı olarak düşüktür ($p \leq 0,05$) (Tablo 4.7, Tablo 4.8 ve Şekil 4.4).

P1 grubunda P1K grubuna ait gerinim değerleri P1O1, P1O2, P1O3, P1O4 ve P1L gruplarına ait gerinim değerleri ile kıyaslandığında anlamlı olarak yüksek değerlere sahiptir ($p \leq 0,05$). P1O1, P1O2 ve P1O3 gruplarına ait gerinim değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p > 0,05$). P1O2, P1O3 ve P1O4 gruplarına ait gerinim değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p > 0,05$). P1L grubuna ait gerinim değerleri P1K, P1O1, P1O2, P1O3, P1O4 gruplarına ait gerinim değerleri ile kıyaslandığında anlamlı olarak düşük değerlere sahiptir ($p \leq 0,05$) (Tablo 4.8 ve Şekil 4.4).

P2 grubu için; P2K grubuna ait gerinim değerleri P2O1, P2O2, P2O3, P2O4 ve P2L gruplarına ait gerinim değerleri ile kıyaslandığında anlamlı olarak yüksek değerlere sahiptir ($p \leq 0,05$). P2O1, P2O2 ve P2O3 arasında ve P2O2, P2O3 ve P2O4 arasında gerinim değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p \leq 0,05$). P2L grubuna ait gerinim değerleri P2K, P2O1, P2O2, P2O3, P2O4 gruplarına ait gerinim değerleri ile kıyaslandığında anlamlı olarak düşük değerlere sahiptir ($p \leq 0,05$) (Tablo 4.8 ve Şekil 4.4).

P3 grubunda P3K grubuna ait gerinim değerleri P3O1, P3O2, P3O3, P3O4 ve P3L gruplarına ait gerinim değerleri ile kıyaslandığında anlamlı olarak yüksek değerlere sahiptir ($p \leq 0,05$). P3O2 ve P3O4 grupları arasında ve P3O1, P3O2 ve P3O3 gruplarına ait gerinim değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p > 0,05$). P3L grubuna ait gerinim değerleri P3K, P3O1, P3O2, P3O3, P3O4 gruplarına ait gerinim değerleri ile kıyaslandığında anlamlı olarak düşük değerlere sahiptir ($p \leq 0,05$) (Tablo 4.8 ve Şekil 4.4).

H grubu için HK grubuna ait gerinim değerleri HO1, HO2, HO3, HO4 ve HL gruplarına ait gerinim değerleri ile kıyaslandığında anlamlı olarak yüksek değerlere sahiptir ($p \leq 0,05$). HO3 ve HO4 grupları; HO2 ve HO3 grupları ve HO1 ve HO2 grupları arasında gerinim değerlerinde anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p > 0,05$). P2L grubuna ait gerilme değerleri P2K, P2O1, P2O2, P2O3, P2O4 gruplarına ait gerinim değerleri kıyaslandığında anlamlı olarak düşük değerlere sahiptir ($p \leq 0,05$) (Tablo 4.8 ve Şekil 4.4).



Şekil 4.4: Deney gruplarının gerinim değerlerinin karşılaştırması

4.5. Bükülme Mukavemeti

Deney gruplarının bükülme mukavemeti değerlerinin 2 yönlü varyans analizi ile istatistiksel değerlendirmesi Tablo 4.9 da sunulmaktadır. Tamir materyali, protez kaidesi ve tamir materyali * protez kaidesi karşılaştırması istatistiksel olarak anlamlıdır ($p < 0,001$).

Varyasyon Kaynağı	Kareler Toplamı	sd	Kareler Ortalaması	F	P
Tamir materyali	117845,276	5	23569,055	269,06	<0,001
Protez_Kaidesi	4208,996	3	1402,999	16,017	<0,001
Tamir materyali * Protez_Kaidesi	6153,317	15	410,221	4,683	<0,001
Hata Terimi	23125,509	264	87,597		
Toplam	767761,666	288			

Tablo 4.9: Deney gruplarının bükülme mukavemeti değerlerinin 2 yönlü varyans analizi ile istatistiksel değerlendirmesi

BÜKÜLME MUKAVEMETİ (MPa)						
Kontrol (intakt)	Kimyasal yolla akrilik reçine ile tamir (O)				Görünür ışıkla polimerize olan reçine ile tamir (L)	
K	O1	O2	O3	O4	L	
P1	88,08 ± 1,14 a,A	41,99 ± 4,09 c,A	52,22 ± 1,48 bc,A	52,14 ± 3,08 bc,A	60,65 ± 1,57 b,A	10,22 ± 0,75 d,A
P2	84,38 ± 2,27 a,AB	39,08 ± 4,28 c,A	55,4 ± 2,64 b,A	50,49 ± 2,92 b,A	53,89 ± 2,34 b,A	11,94 ± 0,8 d,A
P3	76,75 ± 3,02 a,B	35,03 ± 5,32 c,A	37,69 ± 3,01 c,B	32,04 ± 2,81 c,B	60 ± 2,72 b,A	12,68 ± 1 d,A
H	64,47 ± 1,31 a,C	34,28 ± 2,97 c,A	45,77 ± 3,05 b,AB	48,57 ± 2,3 b,A	52,78 ± 2,98 b,A	9,82 ± 0,71 d,A

a,b,c,d: Aynı satırdaki farklı harfler istatistiksel açıdan anlamlı farklılığı ifade eder ($p \leq 0.05$)

A,B,C: Aynı sütundaki farklı harfler, istatistiksel açıdan anlamlı farklılığı ifade eder ($p \leq 0.05$)

Modelde yer alan terimlere ilişkin P değerleri: Tamir Materyali: $p < 0,001$; Protez Kaide Materyali: $p < 0,001$; Tamir Materyali*Protez Kaide Materyali: $p < 0,001$

Tablo 4.10: Deney gruplarının bükülme mukavemeti değerlerinin $AO \pm SH$ değerleri ve gruplararası ve grup içi istatistiksel karşılaştırması

Deney gruplarının bükülme mukavemeti değerlerinin $AO \pm SH$ değerleri ve gruplararası ve grup içi istatistiksel karşılaştırması Tablo 4.10 de sunulmaktadır.

P1K ve P2K; P2K ve P3K gruplarına ait bükülme mukavemeti değerleri arasında anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p > 0.05$). HK grubuna ait bükülme mukavemeti değeri P1K, P2K, P3K gruplarına ait bükülme mukavemeti değerleri anlamlı olarak daha düşük değerlere sahiptir ($p \leq 0.05$) (Tablo 4.9, Tablo 4.10 ve Şekil 4.5).

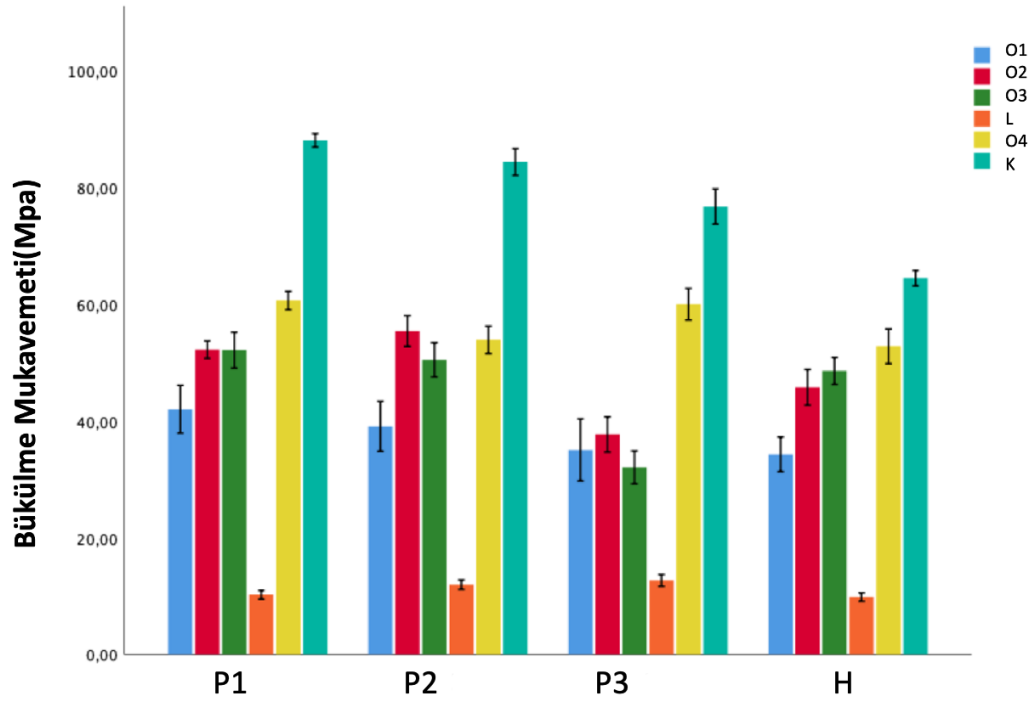
P1 grubu için; P1K grubuna ait bükülme mukavemeti değeri grubu P1O1, P1O2, P1O3, P1O4 ve P1L gruplarına ait bükülme mukavemeti değerleri ile kıyaslandığında anlamlı olarak yüksek değerlere sahiptir ($p \leq 0.05$). P1O2, P1O3 ve P1O4 grupları arasında ve P1O1, P1O2 ve P1O3 grupları arasında bükülme mukavemeti değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p > 0.05$). P1L grubuna ait bükülme mukavemeti değeri P1K, P1O1, P1O2, P1O3, P1O4 gruplarına ait bükülme mukavemeti değerleri ile kıyaslandığında anlamlı olarak düşük değerlere sahiptir ($p \leq 0.05$) (Tablo 4.10 ve Şekil 4.5).

P2 grubu için; P2K grubuna ait bükülme mukavemeti değeri P2O1, P2O2, P2O3, P2O4 ve P2L gruplarına ait bükülme mukavemeti değerleri ile kıyaslandığında anlamlı olarak yüksek değerlere sahiptir ($p \leq 0.05$). P2O2, P2O3 ve P2O4 gruplarına ait bükülme mukavemeti değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p > 0.05$). P2O1 grubuna

ait bükülme mukavemeti değeri P2O2, P2O3 ve P2O4 gruplarına ait bükülme mukavemeti değerlerinden anlamlı olarak düşük değere sahiptir ($p \leq 0.05$). P2L grubuna ait bükülme mukavemeti değeri P2K, P2O1, P2O2, P2O3, P2O4 gruplarına ait bükülme mukavemeti değerlerinden anlamlı olarak düşük değerlere sahiptir ($p \leq 0.05$) (Tablo 4.10 ve Şekil 4.5).

P3 grubu için; P3K grubuna ait bükülme mukavemeti değeri P3O1, P3O2, P3O3, P3O4 ve P3L gruplarına ait bükülme mukavemeti değerlerinden ile kıyaslandığında anlamlı olarak yüksek değerlere sahiptir ($p \leq 0.05$). P3O1, P3O2 ve P3O3 gruplarına ait bükülme mukavemeti değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p > 0.05$). P3O4 grubuna ait bükülme mukavemeti değeri P3O1, P3O2 ve P3O3 gruplarına ait bükülme mukavemeti değerlerinden anlamlı olarak yüksek değere sahiptir ($p \leq 0.05$). P3L grubuna ait bükülme mukavemeti değeri P3K, P3O1, P3O2, P3O3, P3O4 gruplarına ait bükülme mukavemeti değerlerinden anlamlı olarak düşük değerlere sahiptir ($p \leq 0.05$) (Tablo 4.10 ve Şekil 4.5).

H grubunda HK grubuna ait bükülme mukavemeti değeri HO1, HO2, HO3, HO4 ve HL gruplarına ait bükülme mukavemeti değerleri ile kıyaslandığında anlamlı olarak yüksek değerlere sahiptir ($p \leq 0.05$). HO2, HO3 ve HO4 gruplarına ait bükülme mukavemeti değerleri arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p > 0.05$). HO1 grubu HO2, HO3 ve HO4 gruplarına ait bükülme mukavemeti değerlerinden anlamlı olarak düşük değere sahiptir ($p \leq 0.05$). P2L grubuna ait bükülme mukavemeti değeri P2K, P2O1, P2O2, P2O3, P2O4 gruplarına ait bükülme mukavemeti değerleri ile kıyaslandığında anlamlı olarak düşük değerlere sahiptir ($p \leq 0.05$) (Tablo 4.10 ve Şekil 4.5).



Şekil 4.5: Deney gruplarının bükülme mukavemeti değerlerinin karşılaştırması

5. TARTIŞMA

Hareketli protezlerin yapımında CAD/CAM tekniğinin kullanımı son birkaç yılda kullanıma sunulmuş olmasına rağmen popülaritesi protetik diş tedavisi pratiğinde giderek artan en güncel ve modern yaklaşımlardan biridir.

Son yıllarda yapılan çalışmalar tam protez yapımında da CAD/CAM tekniğinin kullanılmaya başlandığını ve uygulamaların giderek popüler hale geldiğini göstermektedir. Bu teknikle üretilen protezler; hastaların randevu sayısını azaltması, prepolimerize bloklar kullanıldığı için polimerizasyon büzülmesi olmadan daha iyi bir uyum göstermesi, mikroorganizma barınmasını azaltması, hasta ve hekim için maliyeti azaltması, komplikasyon olduğunda hızlıca tekrar protez üretilmesine imkan vermesi, dijital ortamda verilerin saklanması imkanı sağlaması, hasta ve hekim memnuniyetinin yüksek olması, standardizasyon ve kalite kontrolün daha iyi sağlanması gibi avantajlara sahiptir^{2-4,8-11}. CAD/CAM tekniği kullanılarak hazırlanan tam protezlerde kaide materyallerinin araştırılması ve üretimi de bu nedenle bilimsel literatürde halen en popüler konular arasında yer almaktadır.

CAD/CAM tekniği ile hazırlanan protezlerde en önemli avantajlardan biri veriler dijital bir ortamda saklandığından protez kırıkları veya kaybı durumunda, dijital üretim süreci, prova seanslarına ihtiyaç duymadan duplikat protezlerin üretimini sağlayabilmektedir¹³⁶. CAD/CAM sistemlerinde kullanılan materyallerin fiziksel, kimyasal ve biyolojik yapısı ile ilgili araştırmaların¹⁹⁻³⁹ sayısı gün geçtikçe artsa da CAD/CAM tekniği ile hazırlanan protez kaide materyallerinin tamiri ile ilgili bir çalışmaya henüz rastlanılmamıştır. Yeni protezin üretimine kadar hastanın protezinin kısa sürede tamir edilerek estetik ve fonksiyonun hızla kazandırılması gibi esas amaçlardan dolayı ve hastanın tedaviye ve yeni yapılan proteze hemen ulaşamaması ve yeni bir protezin maliyeti gibi diğer faktörler göz önünde bulundurulduğunda dijital olarak hazırlanmış olan bir protezin tamiri geleneksel yöntemle hazırlanan bir protezin tamiri ile aynı seviyede önem taşımaktadır. Günümüze kadar literatürde CAD/CAM tekniği ile hazırlanan protezlerinin tamir özelliklerini inceleyen bir çalışmaya rastlanmamış olması nedeniyle bu tez çalışmasının konusu planlanmıştır.

Çalışmada belirtilen protez kaidesinde ölçülen bükülme mukavemeti, gerinim, kırılma yükü, bükülme modülü ve bükülme değerlerinden elde edilen değerler ile tamir şekli arasında bir fark yoktur sıfır hipotezi kısmi olarak reddedilmiştir.

Tam protezlerin üretimi; ölçü işlemi ile başlayan, hekimin artistik ve teknik bilgisini gerektiren, hastanın yüzü ve dişleri ve dişetleri arasında harmoni sağlanması gereken bir çok basamaklı bir işlemdir. CAD/CAM teknolojisinin tam protez üretiminde kullanımı daha zor olabilmektedir². Saponaro ve ark.¹⁸³ CAD/CAM tekniği ile üretilen tam protez ve konvansiyonel yolla elde edilen tam protezlerin klinik performanslarını karşılaştırdıkları retrospektif çalışmalarında firma tarafından belirtilen 2 seansta protez tesliminin gerçekleştiği belirtilen protokolü değerlendirmişlerdir. Protez teslimi sonrası hastanın çeşitli düzenleme ve komplikasyonlar için kaç kez ve hangi işlemler için geldiği kaydedilmiştir. Bu gruba dahil edilen 31 hastaya 2 seansta protez teslim edilmiştir ancak geriye kalan 17 hastada bazı komplikasyonlar nedeni ile ek randevulara ihtiyaç duyulmuştur. 5 hastaya konvansiyonel yolla yeni protezler yapılmıştır. Protez hastaya teslim edildikten sonraki randevu sayısı 2.08 olarak bulunmuştur. Sonuç olarak protez yapımı için gerekli olan randevu sayısı firmanın iddia ettiği gibi 2 değil, 2.39 olarak tespit edilmiştir. En sık görülen komplikasyonlar; retansiyonun az olması, dikey boyutun yanlış tespit edilmesi ve sentrik ilişkinin yanlış kaydedilmesidir.

PMMA kullanılan polimerizasyon yöntemlerinde monomerin polimere dönüşüm tamamlanmamıştır ve polimerde belirli bir miktarda artık monomer, özellikle de MMA vardır^{64,97}. Protez kaidesinde yer alan artık monomerin su emilimi, sertlik^{81,93}, boyutsal stabilite⁹⁶, bükülme mukavemeti, biyouyumluluk^{63,96,99} gibi birçok özellik üzerinde olumsuz etkileri olduğu bildirilmiştir.

Otopolimerizan akriliklerde görülen artık monomer miktarını azaltmak için mikrodalga enerjisi uygulamak⁸⁸, 65°C'de bekletmek¹⁷³ gibi ilave polimerizasyon döngüleri önerilmiştir.

Görünür ışık ile polimerize olan akrilik reçinelerin protez kaidesi olarak kullanımı, kabul edilebilir güç ve boyutsal stabilite sergilemesi açısından değil, aynı zamanda manipülasyon kolaylığına ve olağan protez ekipmanlarının azalmasına ek olarak serbest monomerin salınımı olmadan nispeten tam polimerizasyonları olduğu için^{15,109,112,115–117,169} araştırmacılar tarafından desteklenmiştir.

Çalışmamızda CAD/CAM tekniği ile tam protez yapımında kullanılan üç farklı kaide materyali ve ısı ile polimerize olan akrilik tamir özellikleri açısından değerlendirilmiştir. En önemli özelliklerinden biri zaman açısından avantaj olan bu teknikte tamir aşaması için de hastanın zaman kaybetmemesi için otopolimerizan akrilik kullanılmıştır. Laboratuvar aşamalarının uzun olması nedeni ile ısı ile polimerize olan akrilik tercih edilmemiştir. UDMA esaslı olsa da polimerizasyon kısa sürede tamamlandığı için görünür ışık ile tamir yöntemi seçilmiştir. CAD/CAM tekniği ile protez üretimi de görünür ışık ile polimerizasyon kullanılarak tamir etme de ilave ekipman gerektirse de süre açısından avantajlı yöntemlerdir. Ancak otopolimerizan akrilik kullanımında fiziksel özelliklerini etkilediği için sadece^{80,167} otopolimerizan akrilik kullanımı yanında akrilik polimerizasyonu sonrası ilave işlemler uygulanması da planlanmıştır. Mikrodalga enerjisi uygulamak, basınçlı tencerede bekletmek ve sıcak suda bekletmek gibi çok ısı ile polimerizasyondan daha az zaman gerektiren yöntemler tercih edilmiştir.

Ali ve ark.¹⁰⁷ ısı ile polimerize olan, görünür ışık ile polimerize olan ve otopolimerizan akrilik olmak üzere üç farklı şekilde polimerize olan kaide materyalini sertlik, bükülme mukavemeti, elastik modülü gibi mekanik özellikler açısından incelemiş ve görünür ışık ile polimerize olan grubun diğer örneklerle göre anlamlı olarak yüksek değerler gösterdiğini belirtmişlerdir.

Diaz ve ark.¹⁰⁸ dört farklı PMMA esaslı ve görünür ışık ile polimerize olan UDMA esaslı protez akrilik kaidelerini karşılaştırmış ve sonuç olarak görünür ışık ile polimerize olan grup hem statik, hem de yükleme sonrası gruplarda diğer tüm PMMA reçinelerden daha yüksek bükülme mukavemeti göstermiştir. Çalışmadaki tüm akrilik reçineler kendi içerisinde değerlendirildiğinde statik veya dinamik testlerden sonra birbirlerinden istatistiksel olarak çok farklı değerler göstermişlerdir. Görünür ışık ile polimerize olan grup diğer PMMA esaslı reçinelerden daha gevrek bir davranış göstermiştir. Elastik limitte veya çok yakın değerlerde kırılmış olup, kırılmadan önce plastik deformasyon göstermemiş veya çok az plastik deformasyon sonrasında kırılmıştır.

Machado ve ark.¹¹¹ görünür ışık ile polimerize olan iki farklı akrilik reçine ile PMMA esaslı akrilik reçineyi (high impact) bükülme mukavemeti açısından değerlendirmişler ve görünür ışık ile polimerize olan akriliklerden biri en yüksek değeri

gösterirken, onu PMMA izlemiş ve diğer görünür ışık ile polimerize olan grup da en düşük değerleri göstermiştir.

Machodo ve ark.¹¹⁰ görünür ışık ile polimerize olan ve yüksek dayanımlı akrilik reçinelerin termal siklus öncesi ve sonrası bükülme mukavemeti ve darbe dayanımını incelemişler ve görünür ışık ile polimerize olan grupta daha yüksek değerler bulmuşlardır. Her iki grupta da termal siklus sonrası daha düşük değerler ölçmüşlerdir.

Mumcu ve ark.¹¹² ısı ile polimerize olan, görünür ışık ile polimerize olan ve otopolimerizan akriliklerin bükülme mukavemeti değerlerini incelemiş ve görünür ışıkla polimerize olan grubun en yüksek değerleri gösterdiğini belirtmişlerdir.

Çalışmamızdan elde edilen bulgulara göre CAD/CAM tekniğine uygun olarak üretilen prepolimerize akrilik reçine bloklar (P1, P2, P3), geleneksel olarak muflalama yöntemiyle hazırlanan ısı ile polimerize olan akrilik reçineye (kontrol) göre anlamlı olarak yüksek kırılma yükü değerleri göstermiştir (Tablo 4.2 ve Şekil 4.1). Bununla birlikte CAD/CAM akrilik reçine bloklar arasında da saptanan anlamlı farklılıklar yine de ısı ile polimerize olan gruptan anlamlı olarak yüksek değerler göstermiştir. Bu bulgu CAD/CAM yöntemi için hazırlanan blokların prepolimerize yapıda olması ve geleneksel olarak muflalama yöntemiyle hazırlanan ısı ile polimerize olan akrilik reçineye göre daha az artık monomer içermesine bağlı olabilir. Çalışmamızda kullanılan CAD/CAM akrilikleri olan P1,P2,P3 elastik modülü açısından değerlendirildiğinde gruplar arası anlamlı farklılık bulunmuş olup sonuçlar $P3 > P2 > P1$ şeklinde ölçülmüştür (Tablo 4.4 ve Şekil 4.2). Isı ile polimerize olan akrilik reçine olan H grubu ile P1 arasında anlamlı farklılık bulunmamıştır.

Çalışmamızda kırılma yükünün CAD/CAM tekniğinde kullanılan akriliklerin üç grubunun da ısı ile polimerize olan gruptan yüksek çıkması fiziksel özelliklerinin daha iyi olduğunu gösteren^{3,9,11,19,24,26,28,32,33,35,38,123,132,134,184-194} çalışmalar ile örtüşmektedir. Ancak yine de protezler belli bir noktada kırıldığı için bu durumda tamirin hangi materyalle hangi şekilde yapılacağı önem taşımaktadır. Geleneksel yöntemde protez ısı ile kalıplama tekniği ile elde edilirken CAD/CAM tekniği kullanılarak protez üretildiğinde daha yüksek ısı basınç altında üretilen prepolimerize bloklardan kazınır. Aradaki polimerizasyon farkı^{80,167} ve prepolimerize olmamış artık monomerin varlığı fiziksel özellikler üzerinde de etki yaratmış olabilir.

Elastik modülü, elastik limitler içinde bir materyalin sertliğini ifade eder. Materyalin özelliğinden bağımsızdır ve ısı işlemler yapılarak değiştirilemez^{67,75}. Gerilimin gerilmeye bölünmesiyle elde edilen bu değer N/mm², MPa ve GPa ile ifade edilir. Bu bağlar güçlü olduğunda materyalin rijitliği ve elastik modül değerleri artar. Çalışmamızda da CAD/CAM tekniği ile kullanılan akriliklerde bu değerler yüksek çıkmıştır.

Protez kırıkları protetik diş hekimliğinde sık karşılaşılan bir problem olarak ortaya çıkmaktadır^{145,162,163}. Oluşan kırıklar; üretim sırasında yapılan hatalar, uyumlu olmayan oklüzyon, kaide uyumunun ve adaptasyonunun bozulması, kullanım süresince kaide reçinesi üzerinde oluşan stresler, ağız dışında protezin uğrayabileceği kazalar sonucunda meydana gelmektedir^{145,161}. Bu gibi kırık durumlarında hasta için yeni bir protez yapmak maliyetli ve zaman alacağı için, uygun yöntemler kullanılarak protezlerin tamir edilmesi gerekmektedir. Fakat tamir edilmiş protezlerin yeterli mekanik dayanımı göstermesi ve uygulanacak tamir yönteminin ucuz ve kolay uygulanabilir olması gerekmektedir^{104,163}.

CAD/CAM tekniği ile üretilen protezlerde hastaya ait verilerin saklanarak aynı protezin üretilmesi üretilmesi bir seçenek olsa da üretim için gerekli malzeme ücreti de bir maliyet doğurmaktadır. Bu yüzden tamir etmek konvansiyonel methodda olduğu gibi iyi bir seçenek olabilir. Yeni yeni kullanılmaya başlayan bu teknikte materyalin özellikleri ile ilgili çalışmalar hızla yapılsa da komplikasyonların gösterildiği çalışmalar sınırlıdır. Protezini kıran bir hastaya yeni bir protez üretmek iyi bir yol olsa da dişler ve oklüzyon ile herhangi bir sorunu olmayan ve yeni yapılmış protezini kaza nedeniyle kıran bir hasta tekrar aynı ücreti ödemek istemeyebilir. Bu durumda geleneksel yöntemde olduğu gibi protezi tamir etmek hastanın beklentileri açısından uygun bir seçenek olarak düşünülebilir. Ancak henüz bu konuda çalışma yapılmamıştır.

Protez tamirinin ana hedefi tamir materyali ile protez kaidesi arasında orjinal mukavemetini geri kazandıran uzun süreli bağlanma mukavemeti elde etmektir. Tamir sonrası protez kaidesinin orjinal mukavemetini geri kazanmak için polimerizasyon esnasında ilave sikluslar ve farklı materyaller kullanılması düşünülmüş ve bunların mekanik değerler üzerindeki etkisi değerlendirilmiştir.

Protez kaidelerinde tamir işleminin başarısında tamir edilecek yüzeylerin hazırlığı ve tasarımı büyük önem taşımaktadır. Kırık iki parça arasına hangi şeklin verileceği tamir

başarısı açısından önem taşımaktadır. Kırık kenarlar tamir öncesi daha iyi bir bağlantı sağlamak için çeşitli şekillerde hazırlanabilir. Beyli ve von Fraunhofer¹⁴¹ yaptıkları çalışmada kenarları bıçak kenarı, tersine bıçak kenarı, yuvarlak, tersine basamak, düz basamak, tersine düz basamak ve eğimli basamak şeklinde hazırlamış ve bu kenar hazırlıkları içinde tersine bıçak kenarı, yuvarlak, tersine basamak ,düz basamak ve eğimli basamak olmak üzere beş tanesinin kullanılabileceğini göstermişlerdir. Ward ve ark.¹⁴⁹ yaptıkları çalışmada düz, yuvarlatılmış ve 45° açılı yüzeyleri tamir etmiş ve transvers mukavemeti değerlendirmişlerdir. Düz tamir yüzeyi, yuvarlatılmış ve 45° açılı yüzeye göre düşük transvers mukavemeti değerleri göstermiştir. Düz yüzeyli tamirlerde kırıklar genellikle tamir materyali ve tamir edilen yüzey arasında gerçekleşen adeziv tipli kırılmalar iken, yuvarlatılmış ve 45° açılı yüzeylerde tamir materyalinin kendi bünyesinde oluşan koheziv kırıklar olarak gözlenmiştir. Yuvarlatılmış ve 45° açılı yüzeyler arasında transvers mukavemet açısından anlamlı farklılık bulunmasa da açılı yüzeyi hazırlamak daha kolay olduğu için klinik olarak 45° açılı yüzeyin tercih edilebileceğinden bahsetmişlerdir. Araştırmacılar 45° açılı ve yuvarlatılmış tamir yüzeyinin ara yüzey bağlantı alanını arttırdığını ve ara yüzey gerilim modelini zarar verici gerilmelerden daha çok kayma gerilimine doğru kaydırıldığını bildirerek 45° açılı tamir yüzeylerinin kullanımını önermişlerdir. Bununla birlikte literatürde tamir kenarlarını düz¹⁴⁹, tersine basamak¹⁹⁵, düz basamak¹⁹⁵, yuvarlatılmış¹⁴⁹ oluşturan çalışmalarda mevcuttur. Mahajan ve ark.¹⁵³ tamir yüzeyinin bükülme mukavemeti üzerine etkisini incelemiş ve düz , yuvarlatılmış ve basamak şeklinde tamir yüzeyleri oluşturmuş ve yuvarlatılmış yüzeylerin daha yüksek değerler gösterdiğini bulmuşlardır. Vasthare ve ark.¹⁹⁵ farklı tamir yüzeyi tasarımı ve yüzey uygulamaları oluşturdukları yüzeylerde glass fiber ile güçlendirme yaparak tamir etmiş, örnekleri bükülme mukameti açısından değerlendirmiş ve 45° açılı basamak oluşturdıkları grubun, düz basamak oluşturulmuş gruptan daha yüksek değerler gösterdiğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda kırık yüzeyi taklit etmek açısından 45° açılı tamir yüzeyi kullanılmıştır. Yüzey hazırlığının daha kolay olması ve olumsuz stresleri daha iyi dağıtması gibi nedenlerden dolayı 45° açılı tamir yüzeyinin kullanımına karar verilmiştir. Kırık yüzeyin farklı kenar hazırlıkları tamirin kırılma dayanımını etkilediği için farklı kenar tasarımları kullanılarak çalışmalar yapılabilir ^{149,153}. Ancak daha önce daha başarılı bulunmuş yöntemlerden birinin tercih edilmesinin sonuçları olumlu etkileyeceği düşüncesiyle çalışmamızda bu tür bir marjin tasarımını tercih ettik. Farklı tasarımlar farklı sonuçlar verebilir.

Protez kaidelerinde tamir işleminin başarısında tamir edilecek yüzeyler arasındaki aralık önemli rol oynamaktadır^{12,15,88,157,162,169,196-198}. Önceki yıllarda yapılan deneysel çalışmalarda tamir yüzeyleri arasında genellikle 1,5 ile 3 mm^{12,15,88,157,162,169,196-198} arasında tamir aralığı oluşturulmuş olsa da iki yüzey arasında 10 mm ye ¹⁶⁹ kadar tamir aralığının incelendiği çalışmalar mevcuttur. Beyli ve von Fraunhofer ¹⁴¹, tamir yüzeyleri arasındaki maksimum mesafe 3 mm olduğunda polimerizasyon kontraksiyon seviyesindeki düşüşle tamir materyali ile protez kaide materyali arasındaki renk farklılıklarının azaldığını bildirmişlerdir. Çalışmamızda tamir yüzeyi oluşturulan örnekler arasında 2mm tamir aralığı oluşturulmuştur. Farklı tamir aralıklarının incelendiği çalışmalar olsa da 3mm den yüksek tamir aralığının estetiği bozacağından¹⁴¹ bu değerler arasında tamir aralığı seçilmiştir. Ancak tamir aralığının 2mm den az oluşturulması frez kalınlığı düşüldüğünde uygulama açısından zorluk oluşturacağından 2 mm aralık oluşturulmuştur. Tamir aralığının değışmesi sonuçlar üzerinde değışiklik oluşturabilecek bir faktör olabilir.

Protez kaide kırıklarının tamirinde ısı ile polimerize¹⁶, otopolimerizan¹⁷ ve görünür ışık¹⁵ ile polimerize olan akrilik reçineler kullanılmaktadır. Akrilik reçinelerin mekanik ve kimyasal özellikleri polimerizasyon sırasındaki sıcaklık yükseldikçe iyileşir ¹⁸. Tamir bölgesinin tamir edilmemiş kaide materyaline göre mukavemeti ısı ile polimerize olan akrilikte %75^{150,152,164} ile %80 arasında bulunurken¹⁷, otopolimerizan akrilikte bu oran %60 ile % 69 arasında^{16,196} gözlenmiştir. Bazı araştırmacılar otopolimerizan akriliklerin ısı ile polimerize olan akrilik reçinelere oranla daha düşük bükülme mukavemeti^{116,196,199} gösterdiğini bulsa da bazı çalışmalar benzer¹⁶⁴ bükülme mukavemeti gösterdiğini bulmuştur. Otopolimerizan akrilikler kısa sürede uygulanabilmeleri, ucuz olmaları ve kullanımlarının kolay olmasından dolayı genellikle tamir işlemleri sırasında tercih edilirler ¹²⁻¹⁸. Görünür ışık ile tamir yapımı kolaydır ve ekstra ekipman gerektirmez²⁰⁰. Çalışmamızda klinikte kısa sürede ve ekstra ekipman gerektirmeden basit ve pratik şekilde protez kaidesinin tamirine olanak sağlayan otopolimerizan akrilik ve görünür ışıkla polimerize olan akrilik reçine tamir materyalleri kullanılmıştır. Çalışmamızda artık monomer miktarını azaltmak için polimerizasyon sonrası ısıl işlemler uygulanmış, mikrodalga enerjisi uygulanmış ve PMMA içermeyen UDMA esaslı görünür ışık ile polimerize olan akrilik reçine tamir için kullanılmıştır. Görünür ışık ile polimerize olan akrilik reçineler genellikle kırıldıklarında otopolimerizan

akrilik ile veya yine gönürür ışık ile polimerize olan akrilik reçine ile tamir edilmiştir.Tamir materyali olarak çok sık kullanılmasa da polimerizasyon zamanı açısından avantaj oluşturacağından çalışmamızda kullanılmıştır.Bu konuda henüz bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Pfeiffer ve ark.²⁰¹ hipoalerjenik kaide materyallerinin tamir sonrası bükülme mukavemetlerini ve elastik modülünü incelemişlerdir.Bunun için içlerinde görünür ışık ile polimerize olan akrilik reçelerin de olduğu farklı polimerizasyon yöntemleri ile polimerize olan grupları ısı ile polimerize olan akrilik reçine ve otopolimerizan akrilik reçine ile tamir edip tamir öncesi ve sonrası değerleri kıyaslamışlar ve görünür ışık ile polimerize olan grubun tamir öncesi ve sonrasında standartlara uygun olduğunu belirtmişlerdir.

Rached ve ark.¹⁶⁴ otopolimerizan, ısı ile polimerize olan ve mikrodalga ile polimerize olan akrilik ile tamir ettikleri ve 10mm tamir aralığı oluşturdukları örneklerde bükülme mukavemetini incelemişler ve mikrodalga enerjisi ile tamir edilen grupta anlamlı olarak yüksek değerler bulmuşlar ve otopolimerizan akrilik ile tamir ile ısı ile polimerizasyon ile tamir arasında anlamlı fark bulamamışlar ve adeziv kırıklara daha sık rastlamışlardır.

Bural ve ark.¹⁵⁵ nın çalışmalarında ısı ile polimerize olan akrilik reçinenin tamirinde otopolimerizan akrilik reçine ile tamir edilen gruplarda mekanik özelliklerin görünür ışıkla polimerize olan gruplara göre daha üstün olduğu ve tamir yüzeyine aseton uygulanmasının mekanik özelliklere olumlu bir katkısı olmadığını bildirmişlerdir.

Alkurt ve ark.¹⁵⁹ yaptığı çalışmada ısı ile polimerize olan akriliklerde tamir akriliğinin ve yüzey uygulamalarının tamir dayanımına etkileri incelenmiştir.3 mm tamir aralığı oluşturulan örnekler ısı ile polimerize olan, otopolimerizan ve ısı ile polimerize olan akrilik reçine ile tamir edilmiştir.Sonuç olarak ısı ile polimerizasyon ile tamir edilen grup diğer gruplardan yüksek değerler göstermiştir.Yüzeye yapılan uygulamalar ısı ile polimerize olan gruba MMA uygulaması dışındaki gruplarda tamir haricinde bükülme mukavemetini arttırmıştır. Sonuç olarak, tamir reçinesi tamir yüzeyine nüfuz eder ve yapışmayı geliştirir. Kimyasal yüzey işlemlerinde ölçülen artmış bükülme mukavemeti, pitlere ve boşluklara monomer infiltrasyonundan kaynaklanıyor olabilir.

Bural ve ark.¹⁶⁷ ısı işlem içeren ilave polimerizasyon döngüsü uygulanan PMMA esaslı otopolimerizan akrilik reçinelerde artık monomer ve dönüşüm derecesi ve in vitro sitotoksikite üzerindeki etkilerini inceledikleri çalışmada 60°C de 30 dakika bekletilmesinin monomerin polimere dönüşüm oranını arttırdığını ve artık monomer miktarını azaltabileceğini ve bu sebeple klinikte uygulanmasının basit ve pratik olarak önerilebileceğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda otopolimerizan akrilik reçine ile tamir işleminden sonra benzer şekilde ısı işlem içeren ilave polimerizasyon döngüsü uygulaması yapılarak CAD/CAM protez kaide akrilik reçinelerinin tamiri sonrasındaki mekanik özelliklerinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Tamir çalışmaları değerlendirildiğinde bağlantı açısından önemli olan bir diğer nokta da tamir edilecek yüzeye tamir materyali yerleştirilmeden önce herhangi bir ajan uygulanıp uygulanmayacağıdır. Tamir yüzeyine aseton^{16,155,164,202,203}, metilen klorit^{113,204,205}, mma^{149,151,160,203}, lazer^{113,159,205} gibi çeşitli uygulamalar yapılarak bağlantının artması için uygulamalar yapılmış ve değerlendirilmiştir.

Vallittu ve ark.¹⁵¹ tamir yüzeylerinin MMA ile 180 sn ısıtılmasının PMMA yüzeyindeki çözümler nedeni ile otopolimerizan akriliğin bu yüzeye daha iyi tutunduğu ve tamir sırasında mukavemet açısından artış gösterdiğini belirtmiştir. Çalışmamızda tamir yüzeyine sadece 180 sn MMA uygulanmıştır. Monomer likidinin polimer yüzeyinde yaptığı pürüzlendirme nedeniyle bağlantı yüzeyini ve dolayısıyla mekanik özellikleri arttırdığı için önerilen bu uygulama süresinin CAD/CAM tekniğine uygun protez kaide materyalleri için tekrar gözden geçirilmesi bilimsel açıdan katkı sağlayabilir. Prepolimerize yapıdaki bu materyallerin basınç altında üretilmiş olması nedeniyle yüzeyde bağlantı için yeterli pürüzlendirme daha farklı sürelerde sağlanabilir. Bu nedenle alternatif yüzey uygulamalarının denenmesi ile klinik uygulamaya katkı sağlayabilecek alternatif yöntemlerin geliştirilmesi ileriki çalışmaların konusu olabilir.

Çalışmamızda kullanılan CAD/CAM tekniğine uygun protez kaide materyalleri otopolimerizan akrilik reçine ile tamir edildiğinde intakt durumuna göre kıyaslandığında ortalama mekanik değerler P1 grubunda yaklaşık %48, P2 grubunda %46, P3 grubunda %32 oranında olmuştur. Isı ile polimerize olan grupta aynı materyal ile tamir işlemi ile kırılma yükü değeri %53 oranına düşmüştür. P1 akriliğinin tamir sonrası sonrası intakt gruba göre %48 olan mekanik test değerleri, ısı uygulandığında ve basınçlı tencerede bekletildiğinde yaklaşık %59, mikrodalga enerjisi uygulandığında ise %69 saptanarak

ilave polimerizasyon döngüsü uygulamanın mekanik değerleri arttırdığını açıkça göstermektedir. Benzer şekilde P2 grubunda tamir sonrası sonrası intakt gruba göre %46 olan ortalama mekanik değer, ısı uygulandığında yaklaşık %66, basınçlı tencerede bekletildiğinde %60 ve mikrodalga enerjisi uygulandığında %64 olarak artış göstermiştir. P3 grubunda sadece otopolimerizan akrilik ile tamir sonrası sonrası intakt gruba göre %45 olan mekanik değer ilave olarak ısı uygulandığında yaklaşık %49, basınçlı tencerede bekletildiğinde %43 ve mikrodalga enerjisi uygulandığında %78 olarak artmıştır. Isı ile polimerize olan akriliğin tamir sonrası sonrası intakt gruba göre %53 olan mekanik test değerleri, ısı uygulandığında yaklaşık %63, basınçlı tencerede bekletildiğinde %75 ve mikrodalga enerjisi uygulandığında %82 olarak artmıştır. Çalışmamızda kullanılan üç farklı tipte CAD/CAM akriliği de ısı ile polimerize olan akrilik gibi otopolimerizan akrilik ile tamir edildiğinde mekanik özellikleri düşmüş, ancak ilave polimerizasyon döngüsü olarak sıcak suda bekletme, basınçlı tencerede bekletme ve mikrodalga enerjisi uygulama gibi klinikte kısa sürede uygulanabilen ve kolay uygulamalar ile mekanik değerler artmıştır. Polyzois ve ark.¹² yaptığı çalışmada ısı ile polimerize olan akrilik reçineyi otopolimerizan akrilik reçineyle tamir etmiş, tamir sonrasında mikrodalga enerjisi uygulamış ve ısı ile polimerize olan akrilik ile tamir etmişlerdir. İntakt örneklerle göre tamir edildikten sonra kırılma değerleri yaklaşık %75 oranında azalmış olup mikrodalga uygulanması örneklerdeki kırılma yükü değerini %22 oranında arttırmıştır. Çalışmamızda da tamir edilen tüm grupların intakt örneklerden düşük kırılma yükü değerleri göstermesi, örnek boyutlarımızın aynı olması, 37°C de 48 saat örneklerin bekletilmesi, mikrodalga enerjisi uygulamanın kırılma yükü üzerinden baz alınarak mekanik değerler incelendiğinde özellikleri olumlu yönde etkilemesi bu çalışma ile ortak noktalarımızdır. Çalışmamızda 45° olan tamir yüzey tasarımı bu çalışmada düz olarak uygulanmıştır. Yunus ve ark.⁸⁸ mikrodalga enerjisinin tamir materyalinin bükülme mukavemeti ve artık monomer seviyeleri üzerindeki etkisini incelediği çalışmada, mikrodalga enerjisi uygulama, otopolimerizan akrilik ile tamir, basınçlı tencerede bekletme uygulanmış ve üç grup arasında en düşük artık monomer ve yüksek bükülme mukavemeti gösteren grubun mikrodalga enerjisi uygulanan grup olduğu belirtmiştir. Çalışmamızda mikrodalga enerjisi ve ısı uygulama, basınçlı tencerede bekletme yapılmış bu değerler geleneksel otopolimerizan akrilik ile tamirden yüksek değerler göstermiştir. Sonuçlardaki farklılığın nedeni örnek boyutları ve tasarımındaki farklılıklar, mikrodalga enerjisi ve basınçlı tencerede bekletme prosedürlerindeki farklılıklar olabilir. Polyzois ve

ark.¹² yaptığı çalışmada ısı ile polimerize olan akrilik reçineyi otopolimerizan akrilikle tamir etmiş, tamir sonrasında mikrodalga enerjisi uygulamış ve ısı ile polimerize olan akrilik ile tamir etmişlerdir. İntakt örneklerle göre tamir edildikten sonra kırılma değerleri yaklaşık %75 oranında azalmış olup mikrodalga uygulanması örneklerdeki kırılma yükü değerini %22 oranında arttırmıştır. Çalışmamızda da tamir edilen tüm grupların intakt örneklerden düşük kırılma yükü değerleri göstermesi, örnek boyutlarımızın aynı olması, 37°C de 48 saat örneklerin bekletilmesi, mikrodalga enerjisi uygulamanın kırılma yükü üzerinden baz alınarak mekanik değerler incelendiğinde özellikleri olumlu yönde etkilemesi bu çalışma ile ortak noktalarımızdır. Çalışmamızda 45° olan tamir yüzey tasarımı bu çalışmada düz olarak uygulanmıştır. Yunus ve ark.⁸⁸ mikrodalga enerjisinin tamir materyalinin bükülme mukavemeti ve artık monomer seviyeleri üzerindeki etkisini incelediği çalışmada, mikrodalga enerjisi uygulama, otopolimerizan akrilik ile tamir, basınçlı tencerede bekletme uygulanmış ve üç grup arasında en düşük artık monomer ve yüksek bükülme mukavemeti gösteren grubun mikrodalga enerjisi uygulanan grup olduğu belirtmiştir. Çalışmamızda mikrodalga enerjisi ve ısı uygulama, basınçlı tencerede bekletme yapılmış bu değerler geleneksel otopolimerizan akrilik ile tamirden yüksek değerler göstermiştir. Sonuçlardaki farklılığın nedeni örnek boyutları ve tasarımındaki farklılıklar, mikrodalga enerjisi ve basınçlı tencerede bekletme prosedürlerindeki farklılıklar olabilir. Çalışmamızda kullanılan CAD/CAM tekniğine uygun protez kaide materyalleri otopolimerizan akrilik ile tamir edildiğinde ($41,99 \pm 4,09\text{MPa}$, $39,08 \pm 4,28\text{MPa}$, $35,03 \pm 5,32\text{MPa}$) ve ısı ile polimerize olan akrilik reçine otopolimerizan akrilik ile tamir edildiğinde ($34,28 \pm 2,97\text{MPa}$) benzer değerler göstermiştir. Tamir materyali olarak otopolimerizan akrilik yerine görünür ışık ile polimerize olan akrilik reçine tercih edildiğinde ise; değerler düşse de CAD/CAM tekniğine uygun protez kaide materyalleri ($10,22 \pm 0,75\text{MPa}$, $11,94 \pm 0,8\text{MPa}$, $12,68 \pm 1\text{MPa}$) ile ısı ile polimerize olan akrilik reçine ($9,82 \pm 0,71\text{MPa}$) yine benzer değerler göstermiştir. Kaide materyalinden bağımsız olarak tamir materyali olarak kullanılan materyalin tamir yapılan örneklerde bükülme mukavemeti gibi mekanik özellikleri belirleyen ana faktör olduğu açıkça görülmektedir. Pfeiffer ve ark.'nın²⁰¹ hipoalerjenik 7 farklı protez kaidesinin tamir özelliklerini karşılaştırdığı çalışmada, çalışmamızda da kullanılan aynı üreticiye ait görünür ışık ile polimerize olan akrilik reçinenin tamiri ile bükülme mukavemeti incelenmiştir. Yapılan bu çalışmada ısı ile polimerize olan akrilik reçine otopolimerizan akrilik reçine ile tamir edildiğinde çalışmamızdaki gibi bükülme mukavemeti değerleri

düşmüştür. Görünür ışık ile polimerize olan akrilik reçine örnekler görünür ışık ile polimerize olan tamir materyali ile tamir edildiğinde bükülme mukavemeti değerleri düşmüştür. Her iki grupta da düşüş yaşansa da ISO 1567 ye göre 65 MPa olan değerlerin üstünde değerler elde edilmiştir. Çalışmamızda bu değerlerden düşük değerler elde edilmesinin sebebi kullanılan örneklerin boyutları olabilir. Çalışmamızda ısı ile polimerize olan akrilik reçine ve CAD/CAM kaide materyalleri görünür ışık polimerize olan tamir materyalleri ile tamir edilirken, bu çalışmada görünür ışık ile polimerize olan akrilik reçine yine aynı materyal ile tamir edilmiştir. Bu yönüyle çalışmamızdan farklıdır. Ali ve ark.¹⁰⁷ görünür ışık ile polimerize olan akrilik, ısı ile polimerize olan akrilik ve otopolimerizan akrilik reçinelerin bükülme mukavemetini değerlendirmiş ve en yüksek değerleri görünür ışık ile polimerize olan grupta ölçmüşlerdir. Çalışmamızdakinden farklı tamir aralığı kullanılmış olsa da intakt örneklerle benzer boyutlarda örnekler hazırlanmıştır. Çalışmamızda en düşük bükülme mukavemeti görünür ışık ile polimerize olan grupta ölçülürken, bu çalışmada en yüksek değerler görünür ışık ile polimerize olan grupta ölçülmüştür. Çalışmamızda materyal intakt olarak değerlendirilmemiş olup sadece tamir materyali olarak kullanılmıştır. Bu nedenle verilerin karşılaştırılması mümkün olmamaktadır. Çalışmamızda kullanılan görünür ışık ile polimerize olan akrilik reçinenin mekanik özelliklerini değerlendiren diğer çalışmalarda¹⁰⁸⁻¹¹¹ da bükülme mukavemeti ve kırılma yükü açısından yüksek değerler bulunmuştur. Materyal tek başına üstün mekanik değerler verse de PMMA esaslı bir materyal ile bağlanması çalışmamızda bulunan düşük değerlerin sebebi olabilir. Çilingir ve ark.²⁰⁶ görünür ışık ile polimerize olan akrilik reçine ile hazırladıkları örnekleri görünür ışık ile ve otopolimerizan akrilik reçine ile tamir etmiş ve mekanik özelliklerini değerlendirmişlerdir. Görünür ışık ile polimerize olan akrilik reçine ile tamir edilince intakt gruba göre bükülme mukavemeti düşmüştür. Otopolimerizan akrilik ile tamir edilince intakt gruba göre düşük değerler ölçülse de alternatif bir tamir materyali olarak önerilmiştir. Çalışmamızda daha düşük bükülme mukavemeti değerleri ölçülmesinin sebebi örnek boyutlarındaki farklılık olabilir. Çalışmamızda ısı ile polimerize olan akrilik reçine görünür ışık ile tamir edilirken, bu çalışmada görünür ışık ile polimerize olan akrilik reçine otopolimerizan akrilik ile tamir edilmiştir. Her iki çalışmada da UDMA esaslı materyal ile PMMA esaslı materyalin tamiri gerçekleştirilse de çalışma tasarımı farklıdır.

İlave polimerizasyon döngülerinin uygulanması otopolimerizan akrilik reçinede polimerizasyon derecelerini arttırarak, artık monomer miktarını azaltmaktadır. Mikrodalga enerjisi uygulamak, basınçlı tencerede bekletmek, polimerizasyon sonrası ısı uygulamak gibi yöntemler basınçla kalıplama tekniği kullanılarak ve ısı ile polimerize olan protez kaide materyallerinde bu amaçla klinik olarak kullanılabilen yöntemlerdir. Çalışmamızda ısı ile polimerize olan akrilikte ve CAD/CAM tekniği için kullanılan akriliklerde otopolimerizan akrilik ile tamir sonrası ilave polimerizasyon döngüsü uygulanması mekanik değerleri arttırmıştır.

CAD/CAM tekniğine uygun protez kaide materyallerinin tamir özelliklerini inceleyen bilimsel çalışma henüz literatürde bulunmadığından karşılaştırma yapmak için daha çok veriye ihtiyaç duyulmaktadır ve CAD/CAM tekniği ile tam protez yapımında kullanılan materyallerin hem tamir öncesi hem de tamir sonrası mekanik özelliklerinin ileriki bilimsel çalışmalarda incelenmesi uygun olabilir. Bununla birlikte farklı otopolimerizan akrilik reçinelerin kullanımının yanısıra görünür ışık ile polimerize akriliklerin protez kaidesi ile bağlantı yüzeyinin geliştirilerek incelenmesi uygun olabilir. Bir materyalin veya tekniğin klinik kullanımdaki başarısını tahmin etmede in vitro çalışmaların sınırlı olduğu unutulmamalıdır. Karmaşık bir protez tasarımı yerine basit bir dikdörtgen şekilli numunenin kullanılması ve ayrıca daha uzun süre su emilimi veya termal döngü olmaması bu çalışmanın sınırlamalarıdır.

Başarılı bir tamir işlemi gerçekleştirildiği takdirde protez kırığının tekrar gerçekleşmemesi gerekmektedir. Bu nedenle çalışmamızda incelenen gruplarda ve tamir edilmemiş örneklerle göre mekanik özelliklerin en fazla geri kazanıldığı tamir yöntemlerinin ileriki çalışmalarda uzun dönemli kullanımı simüle eden termal döngü ve yaşlandırma uygulanarak tamir başarısını inceleyen daha kapsamlı çalışmaların gerçekleştirilmesi uygun olabilir. Hastanın dijital verilerine ulaşımın kolay ve maliyetin uygun olduğu durumlarda CAD/CAM tekniği ile protezin kısa süre içerisinde yeniden yapılması hasta yararına daha avantajlı olabileceği gibi protezin yeniden yapılması sürecinde ve/veya protez yapılana kadar geçen süreç içerisinde klinikte basit ve pratik yöntemlerle hızlı bir tamir işleminin gerçekleştirilmesi gerekliliği geleneksel yöntemlerle yapılan protezlerle aynı temele dayanmaktadır.

Sonuç olarak;

CAD/CAM tekniği ile hazırlanan protez kaide materyallerinin tamir özelliklerinin geleneksel basınçla kalıplama tekniği ile hazırlanan protez kaide materyalleri ile karşılaştırıldığı bu *in vitro* çalışmanın protokolü ve sınırları dahilinde otopolimerizan ve görünür ışık ile polimerize olan akrilik reçine ile tamir işleminden sonra elde edilen bulgulara dayanarak aşağıdaki sonuçlar çıkarılabilir:

1. CAD/CAM tekniğine uygun olarak üretilen protez kaide materyallerinde üretici firmaya bağlı olarak farklı mekanik özellikler gösterebilmektedir.
2. CAD/CAM tekniğine uygun olarak üretilen protez kaide materyalleri basınçla kalıplama tekniği kullanılarak ve ısı ile polimerize olan protez kaide materyaline göre üstün mekanik özellikler göstermiştir.
3. Geleneksel olarak basınçla kalıplama tekniği kullanılarak ve ısı ile polimerize olan protez kaide materyaline benzer olarak CAD/CAM tekniği ile hazırlanan protez kaide materyallerinin otopolimerizan akrilik reçine ile tamirinde de mekanik özellikler %50-70 oranında geri kazandırılabilir.
4. Otopolimerizan akrilik reçine ile yapılan tamirlerde klinik koşullar altında pratik olarak uygulanabilen ilave polimerizasyon döngüleri CAD/CAM tekniği ile hazırlanan protez kaide materyallerinde de mekanik özellikleri olumlu olarak etkileyebilmektedir.
5. Görünür ışık ile polimerize olan akrilik reçine ile tamir işlemi hem geleneksel hem de CAD/CAM tekniği için kullanılan protez kaide materyalleri için zayıf mekanik özellikler gösterdiği için klinikte protez kaidesi kırığının tekrarı ihtimali yüksek olabileceğinden dolayı kullanım açısından tavsiye edilmez.
6. Geleneksel yöntemle hazırlanan protez kaidelerinde olduğu gibi CAD/CAM tekniği ile hazırlanan protez kaideleri tamir edildiğinde kırılmamış durumundaki mekanik özelliklerini aynı şekilde gösteremediğinden yeniden üretim yapmanın kırığın tekrarlama riski göz önünde bulundurulduğunda daha güvenli bir yöntem olabileceği söylenebilir.

KAYNAKLAR

1. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: Current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater.* 2009;28(1):44-56.
2. Bidra AS, Taylor TD, Agar JR. Computer-aided technology for fabricating complete dentures: Systematic review of historical background, current status, and future perspectives. *J Prosthet Dent.* 2013;109(6):361-366.
3. Infante L, Yilmaz B, McGlumphy E, Finger I. Fabricating complete dentures with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dent.* 2014;11(5):351-355.
4. Ergün G. Konvansiyonel ve İmplant Üstü Protezlerde Kullanılan Kaide Materyallerinde Güncel Gelişmeler. *Türkiye Klinikleri J Prosthodont Special Topics.* 2016;2(3):35-44.
5. Çelik G, Üsümez A, Sarı T. Bilgisayar destekli diş hekimliği ve güncel CAD/CAM sistemleri. *Cumhur Dent. I JI.* 2013;16(1):74-82.
6. Hämmerle CHF, Cordaro L, van Assche N, et al. Digital technologies to support planning, treatment, and fabrication processes and outcome assessments in implant dentistry. Summary and consensus statements. The 4th EAO consensus conference 2015. *Clinl Oral Imp Res.* 2015;11(1):97-101.
7. Baroudi K, Ibraheem SN. Assessment of Chair-side Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing Restorations: A Review of the Literature. *J Int Oral Health.* 2015;7(4):96-104.
8. Fernandez MA, Nimmo A, Behar-Horenstein LS. Digital Denture Fabrication in Pre- and Postdoctoral Education: A Survey of U.S. Dental Schools. *J Prosthet Dent.* 2016;25(1):83-90.
9. Janeva NM, Kovacevska G, Elencevski S, Panchevska S, Mijoska A, Lazarevska B. Advantages of cad/cam versus conventional complete dentures-a review. *Maced J Med Scen.* 2018;6(8):1498-1502.
10. Unkovskiy A, Wahl E, Zander AT, Huettig F, Spintzyk S. Intraoral scanning to fabricate complete dentures with functional borders: A proof-of-concept case report. *BMC Oral Health.* 2019;19(1):46.

11. Han W, Li Y, Zhang Y, et al. Design and fabrication of complete dentures using CAD/CAM Technology. *Medicine U S*. 2017;96(1):1-8.
12. Polyzois GL, Tarantili PA, Frangou MJ, Andreopoulos AG. Fracture force, deflection at fracture, and toughness of repaired denture resin subjected to microwave polymerization or reinforced with wire or glass fiber. *J Prosthet Dent*. 2001;86(6):613-619.
13. Zappini G, Kammann A, Wachter W. Comparison of fracture tests of denture base materials. *J Prosthet Dent*. 2003;90(6):578-585.
14. Ng ETL, Tan LHH, Chew BSH, Thean HPY. Shear bond strength of microwaveable acrylic resin for denture repair. *J Oral Rehab*. 2004;31(8):798-802.
15. Stipho HD, Talic YF. Repair of denture base resins with visible light-polymerized relined material: Effect on tensile and shear bond strengths. *J Oral Rehab*. 2001;86(2):143-148.
16. Rached RN, Del-Bel Cury AA. Heat-cured acrylic resin repaired with microwave-cured one: Bond strength and surface texture. *J Oral Rehab*. 2001;28(4):370-375.
17. Leong A, Grant AA, Prosthetics D. transverse strength of repairs in polymethyl methacrylate. *Aust Dent J*. 1971;16(4):232-234.
18. Foo SH, Lindquist TJ, Aquilino SA, Schneider RL, Williamson DL, Boyer DB. Effect of polyaramid fiber reinforcement on the strength of 3 denture base polymethyl methacrylate resins. *J Prosthet Dent*. 2001;10(3):148-153.
19. Srinivasan M, Schimmel M, Naharro M, O' Neill C, McKenna G, Müller F. CAD/CAM milled removable complete dentures: time and cost estimation study. *J Dent*. 2019;80:75-79.
20. Steinmassl P-A, Klaunzer F, Steinmassl O, Dumfahrt H, Grunert I. Evaluation of Currently Available CAD/CAM Denture Systems. *Int J Prosth*. 2017;30(2):116-122.
21. Goodacre BJ, Goodacre CJ, Baba NZ, Kattadiyil MT. Comparison of denture tooth movement between CAD-CAM and conventional fabrication techniques. *J Prosthet Dent*. 2018;119(1):108-115.

22. Srinivasan M, Cantin Y, Mehl A, Gjengedal H, Müller F, Schimmel M. CAD/CAM milled removable complete dentures: an in vitro evaluation of trueness. *Clinic Oral Inv.* 2017;21(6):2007-2019.
23. Kalberer N, Mehl A, Schimmel M, Müller F, Srinivasan M. CAD-CAM milled versus rapidly prototyped (3D-printed) complete dentures: An in vitro evaluation of trueness. *J Prosthet Dent.* 2019;121(4):637-643.
24. Steinmassl O, Dumfahrt H, Grunert I, Steinmassl PA. CAD/CAM produces dentures with improved fit. . *Clinic Oral Inv.* 2018;22(8):2829-2835.
25. McLaughlin JB, Ramos V, Dickinson DP. Comparison of Fit of Dentures Fabricated by Traditional Techniques Versus CAD/CAM Technology. *J Prosth.* 2019;28(4):428-435.
26. Hwang HJ, Lee SJ, Park EJ, Yoon HI. Assessment of the trueness and tissue surface adaptation of CAD-CAM maxillary denture bases manufactured using digital light processing. *J Prosthet Dent.* 2019;121(1):110-117.
27. Wiedemair V, Mayr S, Wimmer DS, et al. Novel Molecular Spectroscopic Multimethod Approach for Monitoring Water Absorption/Desorption Kinetics of CAD/CAM Poly(Methyl Methacrylate) *Prosthodontics.* 2017;71(7):1600-1612.
28. Al-Dwairi ZN, Tahboub KY, Baba NZ, Goodacre CJ, Özcan M. A Comparison of the Surface Properties of CAD/CAM and Conventional Polymethylmethacrylate (PMMA). *J Prosthet Dent.* 2019;28(4):452-457.
29. Alp G, Johnston WM, Yilmaz B. Optical properties and surface roughness of prepolymerized poly(methyl methacrylate) denture base materials. *J Prosthet Dent.* 2019;121(2):347-352.
30. Murat S, Alp G, Alatalı C, Uzun M. In Vitro Evaluation of Adhesion of *Candida albicans* on CAD/CAM PMMA-Based Polymers. *J Prosthet Dent.* 2019;28(2):873-879.
31. Rahma Alammari M. The influence of polishing techniques on pre-polymerized CAD\CAM acrylic resin denture bases. *Electronic Physician.* 2017;9(10):5452-5458.

32. Steinmassl PA, Wiedemair V, Huck C, et al. Do CAD/CAM dentures really release less monomer than conventional dentures? *Clin Oral Invest.* 2017;21(5):1697-1705.
33. Steinmassl O, Dumfahrt H, Grunert I, Steinmassl PA. Influence of CAD/CAM fabrication on denture surface properties. *J Oral Rehab.* 2018;45(5):406-413.
34. Ahmed Shinawi L. Effect of denture cleaning on abrasion resistance and surface topography of polymerized CAD CAM acrylic resin denture base. *Electronic physician.* 2017;9(5):4281-4288.
35. Steinmassl O, Offermanns V, Stöckl W, Dumfahrt H, Grunert I, Steinmassl PA. In vitro analysis of the fracture resistance of CAD/CAM denture base resins. *Materials.* 2018;11(3):401.
36. Al-Dwairi ZN, Tahboub KY, Baba NZ, Goodacre CJ. A Comparison of the Flexural and Impact Strengths and Flexural Modulus of CAD/CAM and Conventional Heat-Cured Polymethyl Methacrylate (PMMA). *J Prosthet Dent.* 2018;29(4):341-349.
37. Alp G, Murat S, Yilmaz B. Comparison of Flexural Strength of Different CAD/CAM PMMA-Based Polymers. *J Prosthet Dent.* 2019;28(2):491-495.
38. Ayman A-D. 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.* 2017;9(7):4766-4772.
39. Srinivasan M, Gjengedal H, Cattani-Lorente M, et al. CAD/CAM milled complete removable dental prostheses: An in vitro evaluation of biocompatibility, mechanical properties, and surface roughness. *Dentl Mater. J.* 2018;37(4):526-533.
40. Ulusoy, Mutahhar Aydın K. *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler.* Ankara Üniversitesi Yayınları; 2005.
41. Çalikkocaoğlu S. *Dişsiz Hastaların Protetik Tedavisi: Klasik Tam Protezler.* Quintessence; 2010. <https://books.google.com.tr/books?id=VCRjMwEACAAJ>.
42. Yavuzylmaz, Hüsnü Ulusoy, Mutahhar Kedici, Sema Kansu G. *Protetik Diş Tedavisi Sözlüğü.*; 2003.

43. Akgün S, Bakar Ç, Budakoğlu İİ. Dünya’da ve Türkiye’de yaşlı nüfus eğilimleri, sorunları ve iyileştirme önerileri. *Turk J Geriat.* 2004;7(2):105-110.
44. Babaoğlu M. Yaşlı Tüketiciler Pazarı Ve Taraflara Öneriler. Hacettepe Üniversitesi Geriatrik Bilimler Araştırma ve Uygulama Merkezi yayınları. Published online 2007;139-148.http://www.gebam.hacettepe.edu.tr/yaslilik_kaliteli_yasam_son
45. Gökalp PS, Bahar P, Doğan G, Tekçiçek DM. Erişkin ve Yaşlılarda Ağız-Diş Sağlığı Profili The Oral Health Profile of Adults and Elderly. *Oral Health.* 2007;31(4):11-18.
46. Bural C, Sülün T, Şakar O. Tam Dişsizliğin ve Tam protezlerin geleceği hakkında neler söylenebilir? *Diş Hek. Klinik D.* 2008;25: 148-151.
47. Nazliel HE, Hersek N, Ozbek M, Karaagaoglu E. Oral health status in a group of the elderly population residing at home. *Gerodontology.* 2012;29(2):761-767.
48. Unluer S, Gökalp S. Oral health status of the elderly in a residential home in Turkey. *Gerontology.* 2007 ;24(1):22-29.
49. Rueggeberg FA. From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. *J Prosthet Dent.* 2002;87(4):364-79.
50. Moriyama N, Hasegawa M. The history of the characteristic Japanese wooden denture. *Bulletin of the history of dentistry.* 1987;35(1):9-16.
51. Ladha K, Verma M. 19th century denture base materials revisited. *J hist dent.* 2011;59(1):1-11.
52. Sears VH. Developments in the denture field during the past half century. *J Prosthet Dent.* 1958;8(1):61-67.
53. Yapp C. Developments in prosthetic dentistry in the nineteenth century. *Bul hist dent.* 1987;35(1):43-51.
54. Murray MD, Darvell BW. The evolution of the complete denture base. Theories of complete denture retention — A review. Part 1. *Aust Dent J.* 1993;38(5):389-93.
55. Craig RG. Prosthetic Applications of Polymers. *Restorative Dental Materials.* 10. baskı. Mosby-Yearbook; 1997.

56. Filho J, Butignon E .Flexural strength of acrylic resin repairs processed by different methods: water bath, microwave energy and chemical polymerization. *J Appl Oral Sci.* 2011;19(3):249-53.
57. Khindria SK, Mittal S, Sukhija U. Evolution of denture base materials. *J Indian Prosth Society.* 2009;9(2):64-69.
58. Tandon R, Gupta S, Agarwal SK. Denture Base Materials: From Past to Future. *Indian J Dent Sciences.* 2010;2(2):33-39.
59. Gungor H, Gundogdu M, Yesil Duymus Z. Investigation of the effect of different polishing techniques on the surface roughness of denture base and repair materials. *J Prosthet Dent.* 2014;112(5):1271-7.
60. Kenneth Anusavice, Chiayi Shen H.,çalık Ralph Rawl. Philips' Science of Dental Materials. 2003rd ed.; 2003.
61. Azzarri MJ, Cortizo MS, Alessandrini JL. Effect of the curing conditions on the properties of an acrylic denture base resin microwave-polymerised. *J Dent.* 2003;31(7):463-8.
62. Clerck JD. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses. *J Prosthet Dent.* 1987;57(5):650-658.
63. Jorge JH, Giampaolo ET, Machado AL, Vergani CE. Cytotoxicity of denture base acrylic resins: A literature review. *J Prosthet Dent.* 2003;90(2):190-3.
64. Lee SY, Lai YL, Hsu TS. Influence of polymerization conditions on monomer elution and microhardness of autopolymerized polymethyl methacrylate resin. *European J Oral Sci.* 2002;110(2):179-83.
65. Braden M, Clarke RL, Parker S, Nicholson J. Polymeric Dental Materials.; 1997.
66. Powers J, Sakaguchi R. Polymers and Polymerization. In: Craig's Restorative Dental Materials. 12nd Ed. USA: Mosby Publishers; 2006.
67. Van Noort R, Barbour M. Introduction to Dental Materials - E-Book.; 2013.

68. Özden S, Demir H. Polieter eter keton (peek) diş hekimliğinde yükselen materyal. *Necmettin Erbakan Üniv Diş Hek D.* 2020;2(2):76-85.
69. Harrison A, Huggett R. Effect of the curing cycle on residual monomer levels of acrylic resin denture base polymers. *J Dent.* 1992;20(6):370-4.
70. Jagger DC, Jagger RG, Allen SM, Harrison A. An investigation into the transverse and impact strength of “high strength” denture base acrylic resins. *J Oral Rehab.* 2002;29(3):263-7.
71. Lai CP, Tsai MH, Chen M, Chang HS, Tay HH. Morphology and properties of denture acrylic resins cured by microwave energy and conventional water bath. *Dent Mater.* 2004;20(2):133-41.
72. Sakaguchi RL, Powers JM. Craig’s Restorative Dental Materials. 13. ed. Elsevier Mosby; 2011.
73. Duffus JH. International Union of Pure and Applied Chemistry. In: Encyclopedia of Toxicology: Third Edition. ; 2014.
74. Lung CYK, Darvell BW. Methyl methacrylate monomer-polymer equilibrium in solid polymer. *Dent Mater.* 2007;23(1):88-94.
75. McCabe J. Applied Dental Materials. 7th Ed. London: Blackwell Scientific Publications; 1990.
76. Çalikkocaoğlu S. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi (Metal Olmayan Maddeler).; 2000.
77. Bafle M, Graser GN, Myers ML, Li ekh. Porosity of denture resin cured by microwave energy. *J Prosthet Dent.* 1991;66(2):269-74.
78. Woelfel JB. Processing complete dentures. Dental Clinics of North America. Journal of Oral Rehabilitation.1977;12(3):263-278.
79. Honorez P, Catalan A, Angnes U, Grimonster J. The effect of three processing cycles on some physical and chemical properties of a heat-cured acrylic resin. *J Prosthet Dent.* 1989;61(4):510-517.

80. Bartoloni JA, Murchison DF, Wofford DT, Sarkar NK. Degree of conversion in denture base materials for varied polymerization techniques. *J Oral Rehab.* 2000;27(6):488-93.
81. Jagger RG. Effect of the curing cycle on some properties of a polymethylmethacrylate denture base material. *J Oral Rehab.* 1978;5(2):151-7.
82. Wallace PW, Graser GN, Myers ML, Proskin HM. Dimensional accuracy of denture resin cured by microwave energy. *J Prosthet Dent.* 1991;66(3):403-8.
83. Yannikakis S, Zissis A, Polyzois G, Andreopoulos A. Evaluation of porosity in microwave-processed acrylic resin using a photographic method. *J Prosthet Dent.* 2002 ;87(6):613-9.
84. Jorge JH, Giampaolo ET, Vergani CE, Machado AL, Pavarina AC, Carlos IZ. Biocompatibility of denture base acrylic resins evaluated in culture of L929 cells. Effect of polymerisation cycle and post-polymerisation treatments. *Gerodontology.* 2007;24(1):52-7.
85. Ilbay SG, Güvener S, Alkumru HN. Processing dentures using a microwave technique. *J Oral Rehab.* 1994;21(1):103-109.
86. Bayraktar G, Guvener B, Bural C, Uresin Y. Influence of polymerization method, curing process, and length of time of storage in water on the residual methyl methacrylate content in dental acrylic resins. *J Biomed Mater Res- Part B Applied Biomaterials.* 2006;76(2):340-5.
87. Ogawa T, Hasegawa A. Effect of curing environment on mechanical properties and polymerizing behaviour of methyl-methacrylate autopolymerizing resin. *J Oral Rehab.* 2005;32(3):221-6.
88. Yunus N, Harrison A, Huggett R. Effect of microwave irradiation on the flexural strength and residual monomer levels of an acrylic resin repair material. *J Oral Rehab.* 1994;21(6):641-648.
89. Vallittu PK, Miettinen V, Alakuijala P. Residual monomer content and its release into water from denture base materials. *Dent Mater.* 1995;11(6):338-42.
90. Lamb DJ, Ellis B, Priestley D. The effects of process variables on levels of residual monomer in autopolymerizing dental acrylic resin. *J Dent.* 1983;11(1):80-8.

91. Baker S, Walker DM. The Release of Residual Monomeric Methyl Methacrylate from Acrylic Appliances in the Human Mouth: An Assay for Monomer in Saliva. *J Dent Res*. 1988;67(10):1295-9.
92. Fletcher AM, Purnaveja S, Amin WM, Ritchie GM, Moradians S, Dodd AW. The Level of Residual Monomer in Self-curing Denture-base Materials. *J Dent Res*. 1983;62(2):118-20.
93. Jerolimov V, Huggett R, Brooks SC, Bates JF. The effect of variations in the polymer/monomer mixing ratios on residual monomer levels and flexural properties of denture base materials. *Quintessence of Dent Techn*. Jul-Aug 1985;9(7):431-4.
94. Kalıpçılar B, Karaagaçlıoğlu L, Hasanreisoglu U. Evaluation of the level of residual monomer in acrylic denture base materials having different polymerization properties. *J Oral Rehab*. 1991;18(5):399-401.
95. Kedjarune U, Charoenworraluk N, Koontongkaew S. Release of methyl methacrylate from heat-cured and autopolymerized resins: Cytotoxicity testing related to residual monomer. *Aust Dent J*. 1999;44(1):25-30.
96. Stafford GD, Brooks SC. The loss of residual monomer from acrylic orthodontic resins. *Dent Mater*. 1985;1(4):135-138.
97. Vallittu PK, Ruyter IE, Buykuilmaz S. Effect of polymerization temperature and time on the residual monomer content of denture base polymers. *European J Oral Scie*. 1998, 106(1):588-593.
98. Shim JS, Watts DC. Residual monomer concentrations in denture-base acrylic resin after an additional, soft-liner, heat-cure cycle. *Dent Mater*. 1999;15(4):296-300.
99. Tsuchiya H, Hoshino Y, Tajima K, Takagi N. Leaching and cytotoxicity of formaldehyde and methyl methacrylate from acrylic resin denture base materials. *J Prosthet Dent*. 1994;71(6):618-24.
100. Blagojevic V, Murphy VM. Microwave polymerization of denture base materials. A comparative study. *J Oral Rehab*. 2001;26(10):804-808.

101. Vergani CE, Seo RS, Pavarina AC, Reis JMDSN. Flexural strength of autopolymerizing denture reline resins with microwave postpolymerization treatment. *J Prosthet Dent.* 2005 Jun;93(6):577-83.
102. Compagnoni MA, Barbosa DB, de Souza RF, Pero AC. The effect of polymerization cycles on porosity of microwave-processed denture base resin. *J Prosthet Dent.* 2004 Mar;91(3):281-5.
103. Urban VM, Machado AL, Oliveira R v., Vergani CE, Pavarina AC, Cass QB. Residual monomer of reline acrylic resins. Effect of water-bath and microwave post-polymerization treatments. *Dent Mater.* 2006, 23(3):363-368.
104. Seo R, Nappelenbroek K, Arroli J. Factors affecting the strength of denture repair. *J Prosthet Dent.* 2007;16(4):302-10.
105. Diwan R, Combe EC, Grant AA. The use of microwave energy to cure denture acrylic resins. *Clin Mater.* 1993;12(2):117-20.
106. Nishii M. Curing of denture base resins with microwave irradiation: with particular reference to heat-curing resins. *J Osaka Dent Univ.* 1968;2(1):23-40.
107. Ali IL, Yunus N, Abu-Hassan MI. Hardness, flexural strength, and flexural modulus comparisons of three differently cured denture base systems. *J Prosthet Dent.* 2008 Oct;17(7):545-9.
108. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Shaul KL, Laffoon JE, Qian F. Flexural and fatigue strengths of denture base resin. *J Prosthet Dent.* 2008;100(1):47-51.
109. Fletcher-Stark ML, Chung KH, Rubenstein JE, Raigrodski AJ, Mancl LA. Shear Bond Strength of Denture Teeth to Heat- and Light-Polymerized Denture Base Resin. *J Prosthet Dent.* 2011;20(1):52-9.
110. MacHado AL, Puckett AD, Breeding LC, Wady AF, Vergani CE. Effect of thermocycling on the flexural and impact strength of urethane-based and high-impact denture base resins. *Gerodontology.* 2012;29(2):e318-23.
111. Machado C, Sanchez E, Azer SS, Uribe JM. Comparative study of the transverse strength of three denture base materials. *J Dent.* 2007;35(12):930-3.

112. Mumcu E, Cilingir A, Gencel B, Sülün T. Flexural properties of a light-cure and a self-cure denture base materials compared to conventional alternatives. *J Adv Prosth.* 2011;3(39):136-139.
113. Özkömür A EO, Tam A, Kirik P, et al. Repair strength of hypoallergenic denture base materials. *J Prosthet Dent.* 2015;32(1):249-256.
114. Akin H, Tugut F, Guney U, Kirmali O, Akar T. Tensile bond strength of silicone-based soft denture liner to two chemically different denture base resins after various surface treatments. *Lasers in Med Sci.* 2013 Jan;28(1):119-23.
115. Ogle RE, Sorensen SE, Lewis EA. A new visible light-cured resin system applied to removable prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 1986 Oct;56(4):497-506.
116. Faot F, da Silva WJ, da Rosa RS, del Bel Cury AA, Garcia RCMR. Strength of denture base resins repaired with auto- and visible light-polymerized materials. *J Prosth.* 2009;18(6):496-502.
117. Sadamori S, Siswomihardjo W, Kameda K, Saito A, Hamada T. Dimensional changes of relined denture bases with heat-cured, microwave-activated, autopolymerizing, and visible light-cured resins. A laboratory study. *Aust Dent J.* 1995;40(5):322-6.
118. Jakob R F. The traditional therapeutic paradigm: complete denture therapy. *J Prosthet Dent.* 1998, 79(1):6-13.
119. Maeda Y, Minoura M, Tsutsumi S, Okada M, Nokubi T. Maeda Y, Minoura M, Tsutsumi S, Okada M, N. T. et al. A CAD/CAM system for removable denture. Part I: fabrication of complete dentures *Int J Prosthodont.* 1994;7(1):17-21.
120. Kawahata N, Ono H, Nishi Y, Hamano T, Nagaoka E. Trial of duplication procedure for complete dentures by CAD/CAM. *J Oral Rehab.* 1997;24(7):540-8.
121. Busch M, Kordass B. Concept and development of a computerized positioning of prosthetic teeth for complete dentures. *Int J Comp Dent.* 2006;9(2):113-20.
122. Sun Y, Lü P, Wang Y. Study on CAD&RP for removable complete denture. *Comp Meth Prog Biomed.* 2009 ;93(3):266-72.

123. Kanazawa M, Inokoshi M, Minakuchi S, Ohbayashi N. Trial of a CAD/CAM system for fabricating complete dentures. *Dent Mater J*. 2011;30(1):93-6.
124. Goodacre CJ, Garbacea A, Naylor WP, Daher T, Marchack CB, Lowry J. CAD/CAM fabricated complete dentures: Concepts and clinical methods of obtaining required morphological data. *J Prosthet Dent*. 2012;107(1):34-46.
125. Arnold C, Hey J, Schweyen R, Setz JM. Accuracy of CAD-CAM-fabricated removable partial dentures. *J Prosthet Dent*. 2018;119(4):586-592.
126. Verena H, Narendra P. Comparative evaluation of the effect of palatal vault configuration on dimensional changes in complete denture during processing as well as after water immersion. *Indian journal of dental research : official publication of Indian Soc Dent Res*. 2004;15(2):62-5.
127. Lechner SK, Lautenschlager EP. Processing changes in maxillary complete dentures. *J Prosthet Dent*. 1984;52(1):20-4.
128. Lechner SK, Thomas GA. Changes caused by processing complete mandibular dentures. *J Prosthet Dent*. 1994 ;72(6):606-13.
129. Polyzois GL, Karkazis HC, Zissis AJ, Demetriou PP. Dimensional stability of dentures processed in boilable acrylic resins: A comparative study. *J Prosthet Dent*. 1987 ;57(5):639-47.
130. Artopoulos A, Juszczak AS, Rodriguez JM, Clark RKF, Radford DR. Three-dimensional processing deformation of three denture base materials. *J Prosthet Dent*. 2013;110(6):481-7.
131. Goodacre BJ, Goodacre CJ, Baba NZ, Kattadiyil MT. Comparison of denture base adaptation between CAD-CAM and conventional fabrication techniques. *J Prosthet Dent*. 2016;116(2):249-256.
132. Einarsdottir ER, Geminiani A, Chochlidakis K, Feng C, Tsigarida A, Ercoli C. Dimensional stability of double-processed complete denture bases fabricated with compression molding, injection molding, and CAD-CAM subtraction milling. *J Prosthet Dent*. 2020;124(1):116-121.
133. Infante L, Yilmaz B, McGlumphy E, Finger I. Fabricating complete dentures with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dent*.. 2014;111(5):351-355.

134. Kattadiyil MT, Goodacre CJ, Baba NZ. CAD/CAM complete dentures: a review of two commercial fabrication systems. *J California Dent Assoc.* 2013;41(6):407-16.
135. Kattadiyil MT, Jekki R, Goodacre CJ, Baba NZ. Comparison of treatment outcomes in digital and conventional complete removable dental prosthesis fabrications in a predoctoral setting. *J Prosthet Dent.* 2015;114(6):818-25.
136. Steinmassl P-A, Klaunzer F, Steinmassl O, Dumfahrt H, Grunert I. Evaluation of Currently Available CAD/CAM Denture Systems. *Int J Prosth.* 2017;30(2):116-122.
137. Steinmassl PA, Steinmassl O, Kraus G, Dumfahrt H, Grunert I. Shortcomings of prosthodontic rehabilitation of patients living in long-term care facilities. *J Oral Rehab.* 2016;43(4):286-90.
138. Goodacre CJ, Garbacea A, Naylor WP, Daher T, Marchack CB, Lowry J. CAD/CAM fabricated complete dentures: Concepts and clinical methods of obtaining required morphological data. *J Prosthet Dent.* 2012;107(1):34-46.
139. Infante L, Yilmaz B, McGlumphy E, Finger I. Fabricating complete dentures with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dent.* 2014;111(5):351-5.
140. Stephens A P, Midline fracture of complete dentures. *Miss Dent Assoc J.* 1979;35(3):28-9.
141. Beyli MS, von Fraunhofer JA. Repair of fractured acrylic resin. *J Prosthet Dent.* 1980;44(5):497-503.
142. Hargreaves AS. The prevalence of fractured dentures. A survey. *British Dent J.* 1969;126(10):451-5.
143. Schneider. Diagnosing functional complete denture fractures. *J Prosthet Dent.* 1985;54(6):809-14.
144. Farmer JB. Preventive prosthodontics: Maxillary denture fracture. *J Prost Dent.* 1983;50(2):172-5.
145. Beyli MS, von Fraunhofer JA. An analysis of causes of fracture of acrylic resin dentures. *J Prost Dent.* 1981;46(3):238-41.

146. Steinmassl O, Offermanns V, Stöckl W, Dumfahrt H, Grunert I, Steinmassl PA. In vitro analysis of the fracture resistance of CAD/CAM denture base resins. 2018;11(3):401.
147. Huggett R, Harrison A. Denture fracture--a survey. *Brit Dent J*. 1994;176(9):342-5.
148. Gad MM, Rahoma A, Abualsaud R, Al-Thobity AM, Fouda SM. Effect of Repair Gap Width on the Strength of Denture Repair: An In Vitro Comparative Study. *J Prosth*. 2019;28(6):684-691.
149. John E. Ward, DDS, MSD, a Peter C. Moon, PhD, b Robert A. Levine, DDS,” and Carol L. Behrendt, BS Ms. Effect of repair surface design, repair material, and processing method on the transverse strength of repaired acrylic denture resin. *J Prosthet Dent*. 1992;67(6):815-820.
150. Vojdani M, Rezaei S, Zareeian L. Effect of chemical surface treatments and repair material on transverse strength of repaired acrylic denture resin. *Indian J Dent Res*. 2008;19(1):2-5.
151. Vallittu, Pekka K, Veijo P.Lassila RL. Wetting the repair surface with methyl methacrylate affects the transverse strength of repaired heat-polymerized resin. *J Prosthet Dent*. 1994;72(6):639-643.
152. Ellakwa AE, El-Sheikh AM. Effect of chemical disinfectants and repair materials on the transverse strength of repaired heat-polymerized acrylic resin. *J Prost*. 2006;15(5):300-305.
153. Mahajan H, Chandu GS, Mishra SK. An in vitro study of the effect of design of repair surface on the transverse strength of repaired acrylic resin using autopolymerizing resin. *Niger J Clin Prac*. 2014;17(1):38-42.
154. Golbidi F, Pozveh MA. Flexural Strength of Polymethyl Methacrylate Repaired with Fiberglass. *J Dent*. 2017;14(4):231-236.
155. Bural C, Gülsen B. Effect of post-polymerization heat-treatments on degree of conversion, leaching residual MMA and in vitro cytotoxicity of autopolymerizing acrylic repair resin. *Dent Mater*. 2011;27(11):1135-1143.

156. Vojdani M, Rezaei S ZL. Effect of chemical surface treatments and repair material on transverse strength of repaired acrylic denture resin. *Ind J Dent Res*. 2008;19(1):2-5.
157. Stipho HD, Stipho AS. Effectiveness and durability of repaired acrylic resin joints. *J Prosthet Dent*. 1987;58(2):249-53.
158. Gundogdu M, Yanikoglu N, Bayindir F, Ciftci H. Effect of repair resin type and surface treatment on the repair strength of polyamide denture base resin. *Dental Mater. J*. 2015;34(4):485-489.
159. Alkurt M, Yeşil Duymuş Z, Gundogdu M. Effect of repair resin type and surface treatment on the repair strength of heat-polymerized denture base resin. *J Prosthet Dent*. 2014;111(1):71-8.
160. Rahoma A, Abualsaud R, Al-Thobity AM, et al. Impact of different surface treatments and repair material reinforcement on the flexural strength of repaired PMMA denture base material. *Dent Mater J*. 2020;39(3):471-482.
161. Paula Pereira R, Delfino CS, Butignon LE, Vaz MAK, Arioli-Filho JN. Influence of surface treatments on the flexural strength of denture base repair. *Gerodontology*. 2012;29(2):234-8.
162. Minami H, Suzuki S, Kurashige H, Minesaki Y, Tanaka T. Flexural strengths of denture base resin repaired with autopolymerizing resin and reinforcements after thermocycle stressing. *J Prosthet Dent*. 2005;14(1):12-8.
163. Heidari B, Firouz F, Izadi A, Ahmadvand S, Radan P. Flexural Strength of Cold and Heat Cure Acrylic Resins Reinforced with Different Materials. *J Dent*. 2015;12(5):316-23.
164. Rached RN, Powers JM, del Bel Cury AA. Repair strength of autopolymerizing, microwave, and conventional heat-polymerized acrylic resins *J Prosthet Dent*. 2004;92(1):79-82.
165. John J, Gangadhar SA, Shah I. Flexural strength of heat-polymerized polymethyl methacrylate denture resin reinforced with glass, aramid, or nylon fibers. *J Prosthet Dent*. 2001;86(4):424-7.

166. Yadav NS, Khare S, Mishra SK, Vyas R, Mahajan H, Chitumalla R. In-vitro Evaluation of Transverse Strength of Repaired Heat Cured Denture Base Resins without Surface Treatment and with Chemical and Mechanical Surface Treatment. *Journal of international oral health. J Intern Oral Health* 2015;7(8):89-92.
167. Bural C, Aktaş E, Deniz G, Ünlüçerçi Y, Kizilcan N, Bayraktar G. Effect of post-polymerization heat-treatments on degree of conversion, leaching residual MMA and in vitro cytotoxicity of autopolymerizing acrylic repair resin. *Dentl Mater.* 2011;27(11):1135-1143.
168. Alkurt M, Yeşil Duymuş Z, Gundogdu M. Effect of repair resin type and surface treatment on the repair strength of heat-polymerized denture base resin. *J Prosthet Dent.* 2014;111(1):71-8.
169. Lewinstein I, Zeltser C, Mayer CM, Tal Y. Transverse bond strength of repaired acrylic resin strips and temperature rise of dentures relined with VLC reline resin. *J Prosthet Dent.* 1995;74(4):392-399.
170. Phoenix RD. Denture Base Materials. 1996 Jan;40(1):113-20.
171. Paffenbarger GC. "Guide to Dental Materials and Devices": a historical review. *J Amer.Dent. Assoc.* 1972 Jun;84(6):1333-5.
172. Murakami N, Wakabayashi N, Matsushima R, Kishida A, Igarashi Y. Effect of high-pressure polymerization on mechanical properties of PMMA denture base resin. *J Mech. Beh. Biomed Mater.* 2013;20:98-104.
173. Nunes De Mello JA, Olmedo Braun K, Nunes Rached R, del Bel Cury AA. Reducing the negative effects of chemical polishing in acrylic resins by use of an additional cycle of polymerization. *J Prosthet Dent.* 2003;89(6):598-602.
174. Lassila LVJ, Vallittu PK. Denture base polymer Allident Sinomer®: Mechanical properties, water sorption and release of residual compounds. *J Oral Rehab.* 2001 Jul;28(7):607-13.
175. Vallittu PK. The effect of surface treatment of denture acrylic resin on the residual monomer content and its release into water. *Acta Odont Scan.* 1996;54(3):188-92.
176. ISO 1567-2:1999 Dentistry-Denture base polymers.1999;02(3):27

177. ISO 20795 ISO 20795-1:2013Dentistry-Base polymers Part 1: Denture base polymers. 2003;03(2):35.
178. Swaney AC, Paffenbarger GC, Caul HJ, Sweeney WT. American Dental Association specification No. 12 for denture base resin: second revision. *J Amer. Dent Ass.* (1939). 1953;46(1):54-66.
179. Co E, Dougherty E, Co LDC, et al. Revised American Dental Association specification no. 12 for denture base polymers. *J Amer. Dent Ass.* 1975;90(2):451-458.
180. Pacquet W, Benoit A, Hatège-Kimana C, Wulfman C. Mechanical Properties of CAD/CAM Denture Base Resins. *Int J Prost.* 2018;32(1):104-106.
181. Chand P, Patel C, Sing B Mechanical properties of denture base resins: an evaluation. *Indian J Dent Res.* 2011;22(1):180.
182. Nagai E, Otani K, Satoh Y, Suzuki S. Repair of denture base resin using woven metal and glass fiber: Effect of methylene chloride pretreatment. *J Prosthet Dent.* 2001;85(5):496-500.
183. Saponaro PC, Yilmaz B, Heshmati RH, McGlumphy EA. Clinical performance of CAD-CAM-fabricated complete dentures: A cross-sectional study. *J Prosthet Dent.* 2016;116(3):431-5.
184. Aguirre BC, Chen JH, Kontogiorgos ED, Murchison DF, Nagy WW. Flexural strength of denture base acrylic resins processed by conventional and CAD-CAM methods. *J Prosthet Dent.* 2020;123(4):641-646.
185. Yilmaz B, Azak AN, Alp G, Ekşi H. Use of CAD-CAM technology for the fabrication of complete dentures: An alternative technique. *J Prosthet Dent.* 2017;118(2):140-143.
186. Yilmaz B, Alp G, Seidt J, Johnston WM, Vitter R, McGlumphy EA. Fracture analysis of CAD-CAM high-density polymers used for interim implant-supported fixed, cantilevered prostheses. *J Prosthet Dent.* 2018;120(1):79-84.
187. Dayan Ç. Farklı Dezenfeksiyon Yöntemlerinin CAD / CAM ve Konvansiyonel Akrilik Rezinlerin Yüzey Sertliğine Etkisi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Der.* 2019;29(3):468-473.

188. Baba NZ, Goodacre CJ, Kattadiyil MT. CAD/CAM Removable Prosthodontics. *Clin App Digit. Dent Tech.* 2015;107-138.
189. Baba NZ, Alrumaih HS, Goodacre BJ, Goodacre CJ. Current techniques in CAD/CAM denture fabrication. *Gen Dent.* 2016;64(6):23-28.
190. Badawy R, El-Mowafy O, Tam L. Flexural Properties of Chairside CAD/CAM Materials. *Dent and Med Pro.* 2016; 53(2):230-235.
191. Pacquet W, Benoit A, Hatège-Kimana C, Wulfman C. Mechanical Properties of CAD/CAM Denture Base Resins. *Int J Prosth.* 2018;32(1).
192. McLaughlin JB, Ramos V. Complete denture fabrication with CAD/CAM record bases. *J Prosthet Dent.* 2015;114(4):493-7.
193. Baba NZ. Materials and Processes for CAD/CAM Complete Denture Fabrication. *Cur Oral Health Rep.* 2016;3:203-208.
194. Janeva NM, Kovacevska G, Elencevski S, Panchevska S, Mijoska A, Lazarevska B. Advantages of cad/cam versus conventional complete dentures-a review. *Maced J Med Scen.* 2018;6(8):1498-1502.
195. Vasthare A, Shetty S, Kamalakanth Shenoy K, Shetty M, Parveen K, Shetty R. Effect of different edge profile, surface treatment, and glass fiber reinforcement on the transverse strength of denture base resin repaired with autopolymerizing acrylic resin: An In vitro study. *J Interdis Dent.* 2017;7(1):31.
196. Berge M. Bending strength of intact and repaired denture base resins. *Acta Odont Scan.* 1983;41(3):187-191.
197. Polyzois GL, Andreopoulos AG, Lagouvardos PE. Acrylic resin denture repair with adhesive resin and metal wires: Effects on strength parameters. *J Prosthet Dent.* 1996;75(4):381-387.
198. Moradians S, Fletcher AM, Amin WM, Ritchie GM, Purnaveja J, Dodd AW. Some mechanical properties including the repair strength of two self-curing acrylic resins. *J Dent.* 1982;10(4):271-280.
199. Ruyter IE, Svendsen SA. Flexural properties of denture base polymers. *J Prosthet Dent.* 1980;43(1):95-104.

200. Peyton FA DAnthony. Evaluation of denture processed by different techniques. *J Prosthet Dent*. 1963;13:269-282.
201. Pfeiffer P, An N, Schmager P. Repair strength of hypoallergenic denture base materials. *J Prosthet Dent*. 2008 Oct;100(4):292-301.
202. Sarac YS, Sarac D, Kulunk T, Kulunk S. The effect of chemical surface treatments of different denture base resins on the shear bond strength of denture repair. *J Prosthet Dent*. 2005;94(3):259-66.
203. Naji GAH. Influence of Various Chemical Surface Treatments, Repair Materials, and Techniques on Transverse Strength of Thermoplastic Nylon Denture Base. *Int J Dent*. 2020;56(2):50
204. Ateş SM, Çağlar İ, Mehmet F, Süleyman F, Duymuş ZY. Farklı mekanik yüzey işlemleri ile tamir edilen akrilik kaide rezininin transvers dayanımı. *Acta Odont Tur.* 2018;35(2):49
205. Korkmaz, F. M., Bağış, B., Ayaz, E. A., Turgut, S., Ateş, S. M., & Tuzumer T. Lazer uygulamalarının protez kaide tamirinin dayanımına etkisi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*. 2014;24(1):74-80.
206. Cilingir A, Bilhan H, Geckili O, Sulun T, Bozdog E, Sunbuloglu E. In vitro comparison of two different materials for the repair of urethan dimethacrylate denture bases. *J AdvProst*.5(4):396-401

HAM VERİLER

FORMLAR

ETİK KURUL KARARI

PATENT HAKKI İZİNİ

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

CAD/CAM TEKNİĞİ İLE HAZIRLANAN PROTEZ KAİDE MATERYALLERİNİN TAMİR ÖZELLİKLERİNİN GELENEKSEL KAİDE MATERYALLERİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI

ORJİNALLİK RAPORU

% 10	% 9	% 4	% 4
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	nek.istanbul.edu.tr:4444 İnternet Kaynağı	% 1
2	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	% 1
3	burkonturizm.com İnternet Kaynağı	% 1
4	www.tvjd2017.org İnternet Kaynağı	% 1
5	www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	% 1
6	dergipark.gov.tr İnternet Kaynağı	% 1
7	acikarsiv.ankara.edu.tr İnternet Kaynağı	% 1
8	Submitted to Canakkale Onsekiz Mart University Öğrenci Ödevi	<% 1