

T.C.
ORDU ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ



**FARKLI PROTEZ TEMİZLEME
SOLÜSYONLARININ FARKLI TEKNİKLERLE
ÜRETİLEN AKRİLİK KAİDE MATERYALLERİ
İLE YAPAY DİŞLERİN BAĞLANTISINA ETKİSİ**

Elif ÇELİK

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. Doğu Ömür DEDE

ORDU-2023

T.C.
ORDU ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ



**FARKLI PROTEZ TEMİZLEME
SOLÜSYONLARININ FARKLI TEKNİKLERLE
ÜRETİLEN AKRİLİK KAİDE MATERYALLERİ
İLE YAPAY DİŞLERİN BAĞLANTISINA ETKİSİ**

ELİF ÇELİK

TEZ DANIŞMANI
PROF. DR. DOĞU ÖMÜR DEDE

ORDU-2023

T.C.
ORDU ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ

FARKLI PROTEZ TEMİZLEME SOLÜSYONLARININ FARKLI
TEKNİKLERLE ÜRETİLEN AKRİLİK KAİDE MATERYALLERİ İLE
YAPAY DİŞLERİN BAĞLANTISINA ETKİSİ

Dt. Elif Çelik

Tezin Sözlü Savunma Tarihi: 22.05.2023

Jüri Üyesi (Tez Danışmanı) : Prof. Dr. Doğu Ömür DEDE

Jüri Üyesi : Doç. Dr. Cennet Elçin SAĞIRKAYA

Jüri Üyesi : Doç. Dr. Ersan ÇELİK

Dekan : Prof.Dr.Varol Çanakçı

ORDU-2023

TEZ BİLDİRİMİ

Tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu tezin yazılmasında bilimsel ahlak kurallarına uyulduğunu, başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunulduğunu, tezin herhangi bir kısmının bu üniversite veya başka bir üniversitedeki başka bir tez çalışması olarak sunulmadığını beyan ederim.

Elif ÇELİK

TEŞEKKÜR

Tez çalışmama desteğini sunan, uzmanlık sürecim boyunca eğitimime katkıda bulunan ve tecrübelerini benimle paylaşan, tez danışmanım ve değerli hocam Sayın **Prof. Dr. Doğu Ömür DEDE**'ye,

Uzmanlık sürecimin başından sonuna kadar, tecrübelerini büyük bir sabırla bana aktaran, her konuda yardımını ve desteğini sunan, tez çalışmamda büyük katkıları bulunan değerli hocam Sayın **Doç. Dr. Ahmet Serkan KÜÇÜKEKENCİ**'ye,

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan ve bana her zaman şefkatle yaklaşarak doğruyu öğreten değerli hocam Sayın **Doç. Dr. Cennet Elçin SAĞIRKAYA**'ya

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan değerli hocalarım Sayın **Doç. Dr. Ersan ÇELİK**'e ve Sayın **Dr. Öğr. Üyesi Recep TÜRKEN**'e,

Uzmanlık sürecimin her anında yanımda olan **Dt. Selin ACAR**'a,

Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum tüm asistan arkadaşlarıma ve personellerimize,

Yakınımda olamasalarda sevgilerini ve dualarını hiç eksik etmeyen babam **Orhan ÇELİK**'e ve annem **Naciye ÇELİK**'e, desteklerini her zaman hissettiğim canım ablam ve kardeşlerime,

Teşekkür ediyorum...

ÖZET

FARKLI PROTEZ TEMİZLEME SOLÜSYONLARININ FARKLI TEKNİKLERLE ÜRETİLEN AKRİLİK KAİDE MATERYALLERİ İLE YAPAY DİŞLERİN BAĞLANTISINA ETKİSİ

Amaç: Bu tez çalışmasının amacı; farklı üretim yöntemleriyle elde edilmiş protez kaide materyallerinin ve yapay dişlerin, farklı içerikli protez temizleme solüsyonlarına daldırıldıktan sonraki makaslama bağlanma dayanımlarının (MBD) değerlendirilmesidir.

Gereç ve Yöntem: Konvansiyonel, CAD/CAM eksiltmeli ve CAD/CAM eklemeli üretim yöntemleri kullanılarak toplamda 150 adet kaide ve diş örneği elde edilmiştir (n=50). Örnekler, daldırılan temizleme solüsyon gruplarına göre; Distile su (Ds), Corega (Cor), Aktident (Akti), Curaprox (Cur) ve Sodyum hipoklorit (Hipo) olmak üzere göre beş alt gruba ayrılmıştır (n=10). Tüm grupların 180 günlük daldırma periyodu tamamlandıktan sonra örneklerle universal test cihazı ile 1 mm / dk kafa hızında MBD testi uygulanmıştır. MBD testi değerleri megapaskal (MPa) olarak kaydedilmiştir. Elde edilen veriler iki yönlü varyans analizi (ANOVA) ve Bonferroni Çoklu Karşılaştırma Testi ile istatistiksel olarak analiz edilmiştir.

Bulgular: İki yönlü varyans analizi (ANOVA) sonuçlarına göre üretim yöntemi ve temizleme solüsyonu içeriğinin MBD değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı derecede etkili olduğu görülmüştür ($P<,001$). Üretim yöntemi grupları bağlantı değerlerine göre karşılaştırıldığında en yüksek değerler eklemeli üretim grubunda distile su alt grubunda görülürken ($19,45 \pm 1,39$ MPa); en düşük değerler eksiltmeli üretim grubunda distile su alt grubunda ($8,70 \pm 0,70$ MPa) görülmüştür. Solüsyonların etkileri karşılaştırıldığında, en yüksek değerler Akti ($18,51 \pm 0,81$ MPa) ve Cur ($18,11 \pm 0,92$ MPa) solüsyon gruplarında eklemeli üretim yönteminde olduğu görülürken; en düşük değer sodyum hipoklorit solüsyon grubunda ($4,83 \pm 0,50$ MPa) eksiltmeli üretim yönteminde olduğu görülmüştür ($P<,05$).

Sonuç: Üretim yöntemi ve temizleme solüsyonu içeriği kaide rezini-yapay diş arasındaki bağlantıyı etkilemiştir. Kimyasal içerikli temizleme solüsyonu kaide rezini ve yapay dişin üretim yönteminde kullanılacak materyale göre seçilmelidir.

Anahtar Kelimeler: Akrilik Rezin, CAD/CAM, Eklemeli Üretim, Eksiltmeli Üretim, Makaslama Bağlantı Dayanımı, Yapay Diş

ABSTRACT

The Effect of Different Cleaning Solutions on the Bonding Strength of Artificial Teeth with Acrylic Base Produced with Different Techniques

Aim: The aim of the present study is to evaluate the shear bond strength (SBS) of denture base materials and artificial teeth obtained by different manufacturing methods after immersion in a denture cleaning solutions with different contents.

Material and Method: A total of 150 bases and artificial tooth samples were prepared using conventional, subtractive and additive manufacturing methods (n=50). Samples were divided into five subgroups according to the immersed cleaning solution groups; Distilled water (Ds), Corega (Cor), Aktident (Akti), Curaprox (Cur), and Sodium hypochlorite (Hipo) (n=10). After the 180-day immersion period of all groups was completed, the SBS test was applied to the samples with a universal test device at a crosshead speed of 1 mm/min. Shear bond strength data were recorded as megapascal (MPa) and statistically analyzed with a two-way ANOVA and the Bonferroni Multiple Comparison Test.

Results: According to the results of the two-way analysis of variance (ANOVA), the manufacturing method and the content of the cleaning solution were found to be a significant effect on SBS values ($P<.001$). When the manufacturing method groups are compared according to SBS values, the highest values were observed in the additive manufacturing groups distilled water subgroup (19.45 ± 1.39 MPa); the lowest values were observed in the subtractive manufacturing groups distilled water subgroup (8.70 ± 0.70 MPa). When the effects of the solutions were compared, the highest values were observed in the Akti (18.51 ± 0.81 MPa) and Cur (18.11 ± 0.92 MPa) solution groups in the additive manufacturing method; the lowest value was observed in the Hipo solution group (4.83 ± 0.50 MPa) in the subtractive manufacturing method ($P<.05$).

Conclusion: The manufacturing method and cleaning solution content affected the SBS between the base resin and artificial tooth. The chemical-containing cleaning solution should be selected according to the base resin and the artificial tooth material to be used in the manufacturing method.

Key Words: Acrylic Resin, Additive Manufacturing, Artificial Teeth, CAD/CAM, Shear Bond Strength, Subtractive Manufacturing.

İÇİNDEKİLER

TEZ BİLDİRİMİ.....	i
TEŞEKKÜR	ii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	6
2.1. Polimerler.....	6
2.2. İlave Polimerizasyon	7
2.3. Kondenzasyon Polimerizasyonu	9
2.4. Protez Kaidelerinin Tanımı, Tarihçesi ve CAD/CAM ile Üretilen Hareketli Protezlerinin Gelişimi	10
2.4.1. İdeal Protez Kaidesi Materyali Özellikleri.....	12
2.4.2. Protez Kaide Materyalleri ve Sınıflandırılması	14
2.4.3. ISO 1567 Standardına Göre Yapılan Sınıflandırma	14
2.4.4. Polimerizasyon Tipine Göre Yapılan Sınıflandırma	15
2.5. Polimerizasyon Tipine Göre Akrilik Rezinler	16
2.5.1. Isı ile Polimerize Olan Akrilik Rezinler	16
2.5.2. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Akrilik Rezinler	19
2.5.3. Mikrodalga Enerjisi ile Polimerize Olan Akrilik Rezinler.....	20
2.5.4. Görünür Işıkla Polimerize Olan Akrilik Rezinler.....	22
2.5.5. Prepolimerize Akrilik Rezinler	24
2.6. Protez Kaide Materyallerinin Yapay Dişlerle Bağlantısında Görülen Mekanik Sorunlar	25
2.7. Protez Hijyeni ve Temizleme Yöntemleri.....	26
2.7.1. Mekanik Yöntemler	28
2.7.2. Kimyasal Yöntemler	30
2.7.3. Kimyasal ve Mekanik Yöntemin Beraber Kullanılması (Kombine Yöntem).....	35
2.8. CAD/CAM Teknolojisi	36
2.8.1. CAD/CAM Sistemlerinin Tanımı ve Tarihçesi	36
2.8.2. CAD/CAM Sistemlerinin Endikasyon Alanları.....	38
2.8.3. CAD/CAM Sistemlerin Bileşenleri	41
2.9. CAM Sistemleri	42
2.9.1. Eksiltmeli Üretim.....	42
2.9.2. Eklemeli Üretim.....	43

2.10. Mekanik Test Yöntemleri	47
2.10.1. Kesme Testleri.....	48
2.10.2. Çekme Testleri	49
3. GEREÇ VE YÖNTEM	50
3.1. Test Örneklerinin Hazırlanması	53
3.1.1. Isı ile Polimerize Olan Akrilik Örneklerin Hazırlanması	53
3.1.2. Eksiltmeli CAD/CAM Üretim Yöntemiyle Akrilik Örneklerin Hazırlanması.....	58
3.1.3. Eklemeli CAD/CAM Üretim Yöntemiyle Akrilik Örneklerin Hazırlanması	65
3.2. Örneklerin Protez Temizleme Solüsyonlarında Bekletilmesi	69
3.2.1. Örneklerin Corega Temizleme Solüsyonunda Bekletilmesi	69
3.2.2. Örneklerin Aktident Temizleme Solüsyonunda Bekletilmesi.....	69
3.2.3. Örneklerin Curaprox Temizleme Solüsyonunda Bekletilmesi	70
3.2.4. Örneklerin Sodyum Hipoklorit Temizleme Solüsyonunda Bekletilmesi.....	70
3.3. Örneklerin Otopolimerizan Akriliğe Gömülmesi	72
3.4. Örneklerin Makaslama Bağlantı Dayanımı Ölçümleri.....	73
3.5. Stereomikroskop ile Başarısızlık Tipi Analizi	74
4. BULGULAR	76
4.1. Makaslama Bağlantı Dayanımı (MBD) Testi Bulguları	76
4.2. Örneklerin Başarısızlık Tipi Analizi Bulguları	82
5. TARTIŞMA	85
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	102
7. KAYNAKLAR	103
8. ÖZGEÇMİŞ.....	131

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 2.1: Konvansiyonel restorasyon üretim teknikleri ile CAD/CAM uygulamalarının karşılaştırılması (Ersu ve ark., 2008)	39
Tablo 2.2: 3B Baskı Yöntemleri; SLA: Stereolitografi, DLP: Dijital Işık İşleme, SLS: Seçici Lazer Sinterleme, FFM: Erimiş Flament Üretimi, FDM: Erimiş Biriktirme Modellemesi, LOM: Lamine Nesne Üretimi.	44
Tablo 3.1. Tez çalışmasına ait akış şeması.	50
Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan materyaller, ticari isim, kimyasal içerik ve üretici firmaları.	51
Tablo 3.4. Çalışmada kullanılan temizleme solüsyonları	68
Tablo 4.1. Değişkenlere ait Levene's homojenite test sonuçları	76
Tablo 4.2. İki yönlü varyans analizi (ANOVA) testine göre değişkenlerin değerlendirilmesi.	76
Tablo 4.3. Gruplar için örnek sayısı (n), ortalama (Ort) MBD değeri, standart sapma (Ss), ve % 95 güven aralığındaki en düşük ve en yüksek MBD değerleri (MPa).	77
Tablo 4.4. Test gruplarına ait Bonferroni Çoklu Karşılaştırma Testi bulguları	78
Tablo 4.5. Temizleme solüsyonlarının konvansiyonel grubun MBD değerlerine ait sütun grafiği	79
Tablo 4.6. Temizleme solüsyonlarının eksiltmeli üretim grubunun MBD değerlerine ait sütun grafiği	80
Tablo 4.7. Temizleme solüsyonlarının eklemeli üretim grubunun MBD değerlerine ait sütun grafiği	81
Tablo 4.8. Konvansiyonel grubun başarısızlık tipi analizine ait sütun grafiği	83
Tablo 4.9. Eksiltmeli üretim grubunun başarısızlık tipi analizine ait sütun grafiği	83
Tablo 4.10. Eklemeli üretim grubunun başarısızlık tipi analizine ait sütun grafiği	84

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1: Polimerlerin fiziksel yapıları (Anusavice ve ark., 2012).....	7
Şekil 2.2: İlave tip polimerizasyon başlangıç aşaması örneği	8
Şekil 2.3 : Eksiltmeli ve eklemeli üretim	42

RESİMLER DİZİNİ

Resim 3.1. Akrilik diş örnekleri için tepim boşluğu elde edilmesi (A) tepim boşluklarına separatör solüsyonun sürülmesi (B)	53
Resim 3.2. Hazırlanan akriliğin ışık geçirmeyen kapta hazırlanarak bekletilmesi (A) ve hazırlanmış tepim boşlukları (B)	54
Resim 3.3. Muflanın preslenmesi	54
Resim 3.4. Akrilik rezinin polimerize edilmesi	55
Resim 3.5. Akrilik diş örneklerinin çap (A) ve yüksekliklerinin (B) ölçülmesi.....	55
Resim 3.6. Akrilik kaide örneklerin mufla içerisindeki tepim boşluklarının oluşturulması için mum kalıpların muflaya alınması (A) mum kalıpların merkezine diş örneklerinin yerleştirilmesi (B)	56
Resim 3.7. Muflaların mum atımı için cihazına yerleştirilmesi	57
Resim 3.8. Muflaların mum atımı için cihazda bekletilmesi (A) akril tepimi için elde edilen tepim boşluklarının elde edilmesi (B)	57
Resim 3.9. Kullanılan prepolimerize rezin blok	59
Resim 3.10. Prepolimerize rezin bloktan 2 mm kalınlıktaki plakaların elde edilmesi	59
Resim 3.11. Akrilik kaide örneklerinin uzunluk-genişlik (A) ve kalınlıklarının (B) ölçülmesi	60
Resim 3.12. Üretimi yapılacak örneklerin tasarımı (A) tasarımın baskı esnasında 0° açıda durmasını sağlayacak destek yapılar (B)	61
Resim 3.13. Silindir örnekler için prepolimerize blokun cihaza yerleştirilmesi (A) silindir örneklerin eldesi (B)	61
Resim 3.14. Akrilik diş örneklerinin çap (A) ve yüksekliklerinin (B) ölçülmesi.....	62
Resim 3.15. Elde edilen kaide ve diş örneklerinin cama sabitlenmesi	62
Resim 3.16. Camın mum plakalar ile sarılarak silikon ile doldurulması (A) Silikon kalıpların elde edilmesi (B)	63
Resim 3.17. Kumlama cihazı (A) ile örneklerin yüzeylerinin kumlanması (B)	63
Resim 3.18. Monomerin polimere ilave edilmesi (A) elde edilen karışımın enjektörle çekilmesi (B)	64
Resim 3.19. Basınçlı Polimerizasyon Ünitesi	64
Resim 3.20. Örneklerin tasarımının horizontal (A) ve vertikal (B) görüntüsü.....	65
Resim 3.21. 3B yazıcı	66
Resim 3.22. Fotopolimerize rezin kaide (A) ve diş (B) materyali.....	66
Resim 3.23. Örneklerin Form Wash cihazında (A) yıkanması (B)	67
Resim 3.24. Form Cure cihazı	68
Tablo 3.25. Corega temizleyici tablet	69
Resim 3.26. Aktident temizleyici tablet	70
Resim 3.27. Curaprox temizleyici solüsyon	70
Resim 3.28. Sodyum hipoklorit solüsyonu.....	71
Resim 3.29. Örneklerin protez temizleme solüsyonlarında (A) bekletilmesi (B)	72

Resim 3.30. Deney grubu örneklerinin hazırlanması	73
Resim 3.31. Örneklerin MBD değerlerinin test edilmesi	74
Resim 3.32. Örneklerin adeziv (A) koheziv (B) ve karışık (C) kırılma görüntüleri .	75

SİMGE VE KISALTMALAR DİZİNİ

ark.: Arkadaşları

CAD: Bilgisayar Destekli Tasarım

CAM: Bilgisayar Destekli Yazılım

PMMA: Polimetilmetakrilat

UDMA: Üretan dimetakrilat

DMPT: Di-metil para-toluidin

MMA: Metil metakrilat

EGDMA: Etilen glikol dimetakrilat

4-META: 4-metakriloksietil trimellitat anhidrit

HEMA: Hidroksietilmetakrilat

NaOCl: Sodyum Hipoklorit

EDTA: Etilen diamin tetra asetik asit

PEKK: Polieterketonketon

%: Yüzde

MPa: Megapascal

gr: Gram

ml: Mililitre

Kcal: Kilokalori

nm: nanometre

3B: Üç Boyutlu

LL: Lazer Litografi

CNC: Bilgisayar Destekli Nümerik Kontrol

Pa: Pascal

m: Metre

N: Newton

°C: Santigrat derece

atm: Atmosferik Hava Basıncı

µm: Mikrometre

mm: Milimetre

MHz: Megahertz

dk: Dakika

s: Saniye

W: Watt

F: Kuvvet

A: Alan

IPA: İzopropil Alkol

MBD: Makaslama Bağlantı Dayanımı

CBCT: Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi

Ort.: Ortalama

SS: Standart Sapma

ISO: Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu (International Organization of Standardization)

1. GİRİŞ

Fonksiyonel, estetik ve fonetik problemlere neden olan doğal dişlerin kaybı kişiyi psikolojik anlamda da etkilemektedir. (Günday ve ark., 2009). Diş kayıpları; sabit bölümlü, hareketli bölümlü veya tam protezler yardımıyla yıllardır tedavi edilmektedir. Osteointegrasyonun gelişmesiyle birlikte implant destekli protezler günümüzde popüler hale gelmiştir. Ancak, implant uygulamasının uygun olmadığı veya kontrendike olduğu durumlarda geleneksel protetik yaklaşımlar hala güncelliğini korumaktadır. (Diz ve ark., 2013; Barão ve ark., 2015). Dişlerin bir kısmını veya tamamını ve bunlarla ilgili olan yapıları içeren, sadece kemik ve mukoza tarafından desteklenen ağız içinde çeşitli yollarla tutuculuğu sağlanan takıp çıkarılabilir aygıtlar hareketli protez olarak ifade edilir. Bu protezlerin en büyük özelliği dişlerle beraber yumuşak dokuların da eksikliğini tamamlamasıdır. Protez kaidesi, hareketli protezlerin yapay dişlerinin yerleştirildiği ve destek dokuları örten taban kısmına verilen isimdir. Farklı bir ifadeyle protez kaidesi ölçü yüzeyi olarak adlandırılan dokuların yüzeyini örten kısımdır (Yavuzylmaz ve ark., 2003). Hareketli protez kullanan hastalarda çiğneme sırasında oluşan basınç kaide plağı sayesinde mukozaya ve çene kemiğine iletilmektedir (Çalikkocaoğlu, 2010). Polimetil metakrilat (PMMA) esaslı akrilik rezinler 70 yıla yakın bir süredir konvansiyonel hareketli protezlerin yapımında kaide materyali olarak kullanılmaktadır. Isı ile polimerize olan akrilik rezin, otopolimerizan akrilik rezin, görünür ışıqla polimerize olan akrilik rezin ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezinler gibi polimerizasyon tipine göre çeşitli akrilik rezin tipleri bulunmaktadır. Protetik diş tedavisi uygulamalarının hedefleri arasında, konvansiyonel yöntemle üretilmiş hareketli protezlerin üretim sürecinden kaynaklanan dezavantajları en aza indirmek ve PMMA materyalini daha iyi bir materyal haline getirip mevcut özelliklerini geliştirebilmek yer almaktadır. Son yıllarda yapılan çalışmalar hareketli protez yapımında da bilgisayar destekli tasarım ile bilgisayar destekli üretim (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, mikroorganizmaların tutunmasını azaltması, hasta ve hekim için daha ekonomik olması, komplikasyonlara karşı daha hızlı çözümler üretilebilmesi, dijital olarak veri kaydı tutulması imkanını sağlaması, hasta ve hekim memnuniyetinin yüksek olması, standardizasyon ve kalite kontrolün daha iyi gerçekleştirilebilmesi gibi avantajlara sahiptir (Bidra ve ark., 2013; Infante ve ark., 2014; Ergün, 2016; Fernandez ve ark., 2016; Han ve ark., 2017; Janeva ve ark., 2018; Unkovskiy ve ark., 2019). Son yıllarda, dijital hareketli protezlerin diş hekimliği alanına süratli bir şekilde entegre olmasıyla, dijital iş akışında hareketli protez üretimi için günden güne daha fazla sayıda yeni teknik ve klinik protokol geliştirilmiştir (Schweigera ve ark., 2018; Millet ve ark., 2020; Srinivasan ve ark., 2020). Hareketli protezlerin üretiminde, CAD/CAM teknolojisinin kullanıma girmesiyle konvansiyonel üretim süreçlerinde karşılaşılan olumsuzlukların ve hareketli protezlerin üretim süreciyle ilgili zahmetli üretim süreçlerinin en aza indirgenmesi amaçlanmaktadır. Dijital hareketli protezler, eksiltmeli (kazıma) üretim veya eklemeli (katmanlı) üretim olarak iki farklı yöntemle elde edilebilir (Fang ve ark., 2018). Eksiltmeli üretim hazır bir bloktan kazınarak elde edilen üretim şeklidir (Kattadiyil ve ark., 2013; Alghazzawi, 2016). Eklemeli üretim, materyal israfını azaltırken katman katman üretim yöntemi aracılığıyla birden fazla karmaşık yapıdaki protez eş zamanlı olarak elde edilebilir (Chen ve ark., 2016; Osman ve ark., 2017). Eklemeli üretim veya Üç Boyutlu Baskı (3B), diş hekimliğinde popüler hale gelmiştir (Van Noort, 2012). Eklemeli üretim yöntemlerinden bir olan hazne (VAT) fotopolimerizasyonunda, bir haznedeki sıvı fotopolimerin polimerizasyonunu sağlamak amacıyla ultraviyole lazer, güçlü ışık projeksiyonu veya LCD panel kullanılır. Üretimi yapılacak olay nesnenin polimerizasyonu katmanlı bir şekilde tamamlanmış olur (Gao ve ark., 2015). Katmanlardan her birinin kalınlığı, hazne (VAT) fotopolimerizasyonu yapan değişik 3B yazıcılar için 20- 150 µm arasında değerler alabilir (Stansbury ve Idacavage, 2016). Sıvı Kristal Ekran (LCD) ve Dijital ışık işleme (DLP), çözünürlüğünün yüksek olması, üretim hızının yüksekliği ve ekonomik olmasından dolayı diş hekimliği uygulamaları için gelecek vaadeden 3B baskı teknolojilerindendir (Revilla-León ve Özcan, 2019). Bir 3B yazıcıdaki LCD panel yoluyla ulaşan veya

DLP projektör yoluyla ulaşan ışık, ışığa duyarlı materyalin polimerizasyonunu gerçekleştirmek için her katmanda ihtiyaç duyulan enerjiyi elde eder (Ruyter ve Øysæd, 1982; Dos Santos ve ark., 2008). PMMA çoğu zaman estetik, kabul edilebilir boyutsal stabilite, su emiliminin düşük olması, suda çözünürlüğünün az olması, yapım ve laboratuvar işlemlerinin daha az zahmet gerektirmesi gibi pek çok avantaja sahiptir. CAD/CAM teknolojisinde kullanılan rezin esaslı materyaller, kimyasal yapı, fiziko-mekanik özellikler ve polimerizasyon reaksiyonları yönünden konvansiyonel PMMA içerikli materyallerden farklılıklar göstermektedir. Bu polimerler, yüksek sıcaklık ve basınç altında standart endüstriyel koşullarda elde edildiği için, düşük artık monomer ve yüksek derecede çapraz bağlantı özelliklerine sahiptirler. Bu özellikleri sayesinde, geleneksel alternatifleriyle karşılaştırıldığında, daha üstün biyo-hijyenik ve mekanik özellikler gösterirler (Ayman, 2017; Srinivasan ve ark., 2018; Al-Dwairi ve ark., 2020). Akrilik hareketli protezler laboratuvar ortamında veya ağız içinde birçok farklı sebepten kaynaklı olarak kontamine olabilmektedir. Hareketli protezlerin kullanıldığı süre boyunca protezle ilişkili dokuların sağlığı ve devamlılığı büyük önem arz etmektedir. Bundan dolayı protezlerin temizliği ve hijyen koşullarına uygun olması bu bağlamda çok büyük önem taşımaktadır. Protez ölçü yüzeyinde bakteriyel plak, gıda artıkları ve tartar birikimi protez stomatitinin meydana gelmesine neden olan birincil sebeplerdendir. Bu birikimlerin olduğu protezlerde candida albicans gibi mantarların da görüldüğü birçok araştırmada belirtilmiştir. Farklı araştırmalar, protez kullanan popülasyonun çoğunluğunun protezleri yeterli düzeyde temiz tutmada başarısız olduğunu sunmuştur (Helöe, 1973; Ritchie ve ark., 1979; Schou ve ark., 1987). Bundan dolayı iyi bir protez hijyeni sağlamak ve hijyenin devamlılığını sürdürmek, protez stomatitinin oluşumunun önlenmesinde önemlidir (Nalbant ve ark., 1994; Kulak-Ozkan ve ark., 2002). Protezlerin temizlenmesinde hastalara genellikle mekanik ve kimyasal olmak üzere iki önemli yöntem önerilir. Protezlerin temizliği bu iki yöntemin birlikte kullanılması ile de yapılabilir (Shay, 2000). Protezleri fırçalamak, ultrasonik cihazların kullanımı ve mikrodalga fırınların kullanımı mekanik temizleme yöntemlerindendir. Kimyasal içerikli protez temizleme ajanları ise temel bileşenlerine ve etki mekanizmalarına göre ayrılır; alkali peroksitler, alkali hipokloritler, sulandırılmış asitler, dezenfektanlar ve enzimler olarak alt başlıklarla gruplandırılırlar (Felipucci ve ark.,

2011a). Protez yüzeyinde birikmiş plakların uzaklaştırılmasında mekanik temizlemenin mikrobiyolojik olarak etki derecesinin yetersiz olmasından kaynaklı, özellikle geriatrik popülasyonda temizleme işlemini pratikleştirmek amacıyla kimyasal temizleme yöntemleri de yaygın bir şekilde önerilmektedir ve protezlerin kimyasal yöntemlerle temizleme işlemleri protezin solüsyona daldırılması ya da temizleme solüsyonlarının bir fırça yardımıyla proteze uygulanmasıyla gerçekleştirilmektedir. Fakat protezlerin mikrobiyolojik temizliği yapılırken, kimyasal temizleme ajanlarının protezlerde fiziksel, kimyasal veya mekanik sorunlar yaratmaması gerekir (Bayraktar ve ark., 1998). Teorik anlamda bir protez, kullanım süresi boyunca defalarca protez temizleme ajanlarına maruz kalacağı için, temizleyici maddelerin plakları uzaklaştırma etki gücünün yüksek olmasının yanında, protez materyaline zararlı etkiler oluşturup oluşturumaması da önemli ve üzerinde durulması gereken bir husustur (Çalikkocaoğlu, 2010). Tam veya kısmi hareketli bir protezin protez tabanından bir dişin ayrılması, daha sonra tamir gerektiren en yaygın klinik durumdur (Pero ve ark., 2016). Yapılan araştırmalara göre tüm protez tamirlerinin %30'u prefabrike dişlerin kaideden ayrılmasından kaynaklanmaktadır (Marra ve ark., 2009; Chittaranjan ve ark., 2013; Madhav ve ark., 2013). Protez kaide rezini ve yapay dişler yapı olarak farklılık gösterir ve ayrı ayrı üretilebilir. Ayrılmış üretim süreçleri, özellikle hareketli bir protezde diş eksikliğine yol açabilecek temel faktörlerden biri olarak kabul edilir (Akin ve ark., 2014; Neppelenbroek ve ark., 2016). Protez kaide materyalleri ile yapay dişler arasındaki bağlantı kuvvetine ilişkin bulgular değişkenlik göstermektedir (Infante ve ark., 2014). Dijital teknikler, bir blokta protez kaidesinin üretilmesine izin verir, yapay dişler veya eklemeli veya eksiltmeli üretim ile elde edilen dişler uygun bir adeziv ile yapıştırılır. Geleneksel yaklaşım da ise soğuk veya sıcak polimerizasyon kullanarak yapıştırılır (Choi ve ark., 2020). Dijital olarak üretilen protez kaidesi akrilikleri ile farklı yöntemlerle elde edilen yapay dişler arasındaki bağlantı kuvvetine ilişkin literatür bulguları azdır. Makaslama bağlanma dayanımı (MBD) testi, protez kaidesi akrilikleri ve yapay dişler arasındaki bağ gücünü analiz etmek için en yaygın kullanılan test yöntemidir (Sirisha ve ark., 2014; Gharebagh ve ark., 2019).

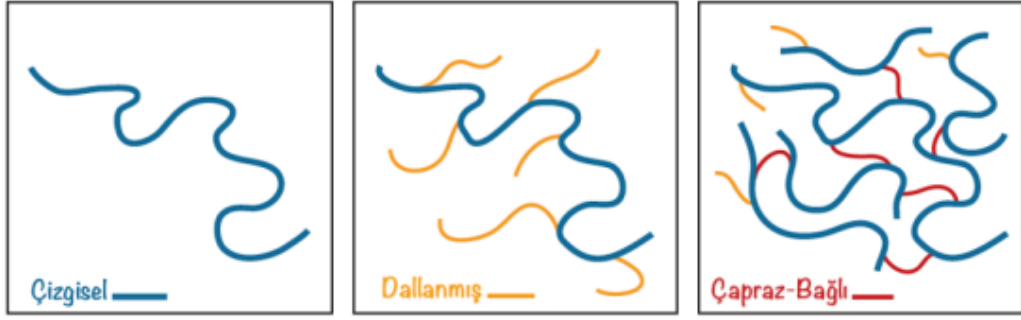
Bu çalışmanın amacı; farklı üretim yöntemleriyle elde edilmiş protez kaide materyallerinin ve yapay dişlerin farklı içerikli protez temizleme solüsyonunda

bekletildikten sonraki makaslama bağlanma dayanımlarının değerlendirilmesidir. Sıfır hipotezlerimiz (i) farklı üretim yöntemleriyle elde edilmiş kaide ve dişler arasındaki makaslama bağlanma dayanımına farklı içerikli protez temizleme solüsyonlarının etki etmeyeceği ve (ii) üretim yöntemleri arasında fark yaratmayacağı yönündedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Polimerler

Polimerler, birden fazla yapının bir araya gelmesiyle oluşan molekül anlamını taşır. Latince'de poli: çok, mer: parça olarak isimlendirilir. Tek bir molekülü ifade eden mer, polimeri oluşturan tekrar eden kompleks olmayan kimyasal yapıdır ve genelde materyal ismini mer kısmından alır (Craig ve ark., 1975; O'Brien, 2002b; Powers ve Wataha, 2008; Anusavice ve ark., 2012). Polimerler, düşük moleküler ağırlıklı monomerlerin kimyasal bir reaksiyon ile çok yüksek moleküler ağırlıklı uzun zincirli makromolekülleri meydana getirmesiyle oluşur. Polimerleri meydana getiren monomerler aynı türlerden oluşuyor ise homopolimer, farklı türlerden oluşuyor ise heteropolimer olarak isimlendirilir. İki farklı türde monomer bir polimeri meydana getiriyorsa buna “kopolimer”, üç farklı türde monomer bir polimeri meydana getiriyorsa “terpolimer” olarak isimlendirilir. Diş hekimliği uygulamalarında kullanıma sunulan polimerler genellikle homopolimerlerdir. Şekillendirilip kalıplanabilmeleri ve polimerizasyonları tamamlandığında katı bir hale dönüştürülebilmelerinden dolayı monomer rezinler diş hekimliğinde sık tercih edilir (O'Brien, 2002b; Anusavice ve ark., 2012). Polimerler, molekülleri arasında kovalent bağlar, polimer zincirleri arasında ise Van der Waals bağları vasıtasıyla bir arada kalırlar. Akrilik protez kaide materyalleri polimer yapı gösterip, farklı tiplerde polimerizasyon gerçekleştirebilirler (O'Brien, 2002b; Anusavice ve ark., 2012; Van Noort ve Barbour, 2014). Polimer zincirleri “doğrusal” ve “dallanmış” yapıda olabilir. Dallanmış yapı gösteren polimerler esas zincire yan dal olarak bağlanmış diğer zincirlerle oluşur. Bu yan dallar başka bir ana zincire bağlanarak “çapraz bağlı” polimerleri meydana getirirler (O'Brien, 2002b).



Şekil 2.1: Polimerlerin fiziksel yapıları (Anusavice ve ark., 2012)

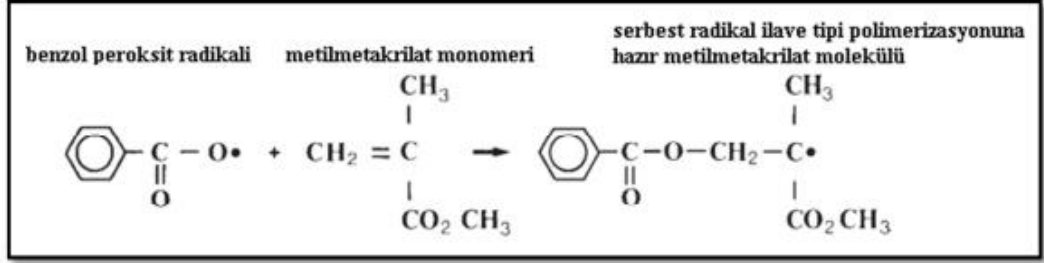
Polimerizasyon ve Polimerizasyon Yöntemleri

Polimerizasyon, monomerlerden polimerlerin meydana geldiği kimyasal reaksiyona verilen isimdir. Monomerin komşu bir monomere bağlantı kurmasına izin vermek için açılan ortak bir çift bağa ihtiyaç vardır. Bu iki yolla gerçekleşebilir: ilave (katılma) ve kondenzasyon polimerizasyonu (O'Brien, 2002b; Anusavice ve ark., 2012).

2.2. İlave Polimerizasyon

Kimyasal değişiklik olmadan benzer kimyasal yapıdaki çift bağ içeren doymamış moleküllerin bir araya gelerek, yüksek molekül ağırlıklı makromolekülü oluşturduğu reaksiyondur. Bir monomerin aktif hale gelebilmesi iki karbon atomu arasındaki çift bağın açılmasıyla gerçekleşir. Çift bağın açıldığı monomer diğer monomer ile reaksiyonu başlatır ve enerjisini diğer moleküle aktarır. Böylece çift bağların zincir reaksiyonu başlayarak ilerler. Bu reaksiyon basit bir reaksiyon olmasına karşın kontrolü sağlamak zordur. Reaksiyonlar ekzotermiktir ve yüksek düzeyde ısı açığa çıkarır (Anusavice ve ark., 2012). Diş hekimliği uygulamalarında, genellikle ilave polimerizasyon ile polimerize olan rezinler kullanılır ve protez kaide materyali olarak kullanılan polimerler serbest köklerin açığa çıkması ile ilave tip polimerizasyon yaparlar bu reaksiyonlarda yan ürün oluşumu da görülmez.

Reaksiyon dört aşamada gerçekleşir (Anusavice ve ark., 2012; Van Noort ve Barbour, 2014).



Şekil 2.2: İlave tip polimerizasyon başlangıç aşaması örneği

- Başlangıç (İndüksiyon) Aşaması
- Yayılma (İlerleme) Aşaması
- Zincir Transferi Aşaması
- Sonlanma (Terminasyon) Aşaması

Başlangıç (indüksiyon) aşaması, serbest radikallerin oluştuğu aşamadır. Serbest radikal olarak adlandırılan moleküller, polimer zincirlerinin büyümesini sağlar. Azo bileşikleri ya da organik peroksitler bu reaksiyonlarda başlatıcı olarak kullanılır. Benzoyl peroksit en yaygın kullanılan başlatıcıdır. Reaksiyon; ısı, ışık, kimyasal veya herhangi bir dış uyarıcıyla peroksit bağlarının kırılarak serbest radikallerin meydana gelmesi ve bunların monomerler ile reaksiyon göstermesiyle başlar (Braden ve ark., 2012).

Yayılma aşamasında, indüksiyon aşamasında oluşmuş serbest radikaller metil metakrilat ile reaksiyona girer ve yeni serbest kökler oluştururlar. Reaksiyon yayılır ve ilerler. Zincirler uzunluk olarak da büyüme göstermektedir (Anusavice ve ark., 2012; Van Noort ve Barbour, 2014).

Zincir transferi aşaması, bu aşamada büyüyen çemberin aktif radikali diğer bir moleküle aktarılır ve bunun sonucunda bir sonraki büyüme için yeni bir radikal

meydana gelir. Monomer molekülünün, büyüyen bir makromolekül tarafından aktivasyonu sağlanabilir, bu durumda sonlanma reaksiyonu makromolekülde gerçekleşmektedir. Sonuç olarak büyüme için yeni bir çekirdek meydana gelir. Benzer mekanizmayla daha önceden polimerizasyon reaksiyonu sonlanmış bir zincir, reaktif edilebilir ve büyümenin devamlılığı sağlanabilir (Anusavice ve ark., 2012).

Sonlanma (Terminasyon) aşamasında, iki büyük zincirin radikalleri arasında kovalent bağlar meydana gelir. Reaksiyon, monomer moleküller polimerlere dönüşüncüye kadar ilerler. Reaksiyon sonucunda bir miktar artık monomer kalır ve ölü polimer zincirleri meydana gelir. Bu ölü zincirlerden polimerizasyonun devam etmesi mümkün olmaz. Hidrokinon, oksijen ve öjenol gibi bazı kimyasallar raf ömrünü uzatmak amacıyla düşük miktarlarda monomerin içerisine ilave edilir (Craig ve Gibbons, 1961; Anusavice ve ark., 2012; Van Noort ve Barbour, 2014).

İlave tip polimerizasyon üç şekilde gelişir: (Anusavice, 2003; Braden ve ark., 2012)

- Serbest köklerin oluşturduğu polimerizasyon
- Halka açılma polimerizasyonu
- İyonik polimerizasyon

2.3. Kondenzasyon Polimerizasyonu

İki molekülün reaksiyona girmesiyle daha büyük üçüncü molekülün oluştuğu polimerizasyon türüdür. Kondenzasyon reaksiyonu, ilave tip polimerizasyon reaksiyonundan farklı şekilde su, alkol, amonyak ve halojen asitleri gibi küçük moleküllü yan ürünler meydana getirir. Bu polimerizasyon işlemi bir kondenzasyon reaksiyonu ile ilerler, polimerin moleküler ağırlığı devamlı bir şekilde artar ve polimerizasyon reaksiyonu sonucunda çok büyük değerlere ulaşır. Kondenzasyon polimerizasyonu ile polimer oluşumu yavaş ilerler, moleküller büyük bir boyuta ulaştığında hareketliliklerinin ve sayılarının azalmasıyla süreç yavaş yavaş sonlanır.

Diş hekimliği uygulamalarında kullanılan polisülfid ve silikon ölçü materyallerinin polimerizasyonu, kondenzasyon polimerizasyonu ile meydana gelir (Zaimoğlu ve ark., 1993; Çalikkocaoğlu, 2000; Anusavice ve ark., 2012).

2.4. Protez Kaidelerinin Tanımı, Tarihçesi ve CAD/CAM ile Üretilen Hareketli Protezlerinin Gelişimi

Protez kaidesi, protezin sert damağa bakan yüzeyi ile temasta olan ve dişlerin bulunmadığı protezin taban bölümüdür.

1839'da Dr. Charles Goodyear, doğal kauçuğu sülfürle birleştirerek 'Vulkanit' olarak isimlendirilen vulkanize kauçuğu bulmuştur. İlk vulkanit protez kaidesinin eldesi 1853 yılında gerçekleşmiştir. Kalıplanma özellikleri ve şekillendirilmesi kompleks olamayan termoplastik bir materyal olması, ağız sıvıları ile reaksiyon göstermemesi ve çözünürlüğünün olmaması, çiğneme kuvvetlerine dayanıklılık göstermesi gibi avantajlara sahip olmasına rağmen, estetik yeterliliğinin olmaması nedeniyle dezavantajlıdır.

1869'da vulkanite alternatif olarak geliştirilmiş 'selüloit' daha ucuz ve daha doğal bir rengi olmasına rağmen fiziksel ve renk stabilizasyonunun olmaması, kötü kokması gibi dezavantajlarından dolayı 'selüloit'in kullanımı bitmiştir. Vulkanit 1891 yılına kadar en çok kullanılan protez kaide materyali olmuştur (McCabe, 1999; O'Brien, 2002b; Rueggeberg, 2002)

1910 ile 1950 yılları arası, 'Termoplastik dönem' şeklinde isimlendirilebilir. Sonraki yıllarda polimer teknolojisi ilerlemiş ve çapraz bağlı polimerler üretilmiştir. Polistiren, polivinil akrilik, poliamid ve epoksi rezin bunlardan bazılarıdır (O'Brien, 2002b; Rueggeberg, 2002).

1936 yılında, PMMA protez kaide materyali olarak, 'Vernonite' adıyla piyasaya sürülmüştür. Uzun yıllardır PMMA, en yaygın şekilde kullanılmış protez kaide materyali olmuştur (McCabe, 1999; Rueggeberg, 2002; Craig ve ark., 2004).

Son yıllarda akrilik kaide materyallerine cam, karbon, polipropilen, polietilen lifler ve kauçuk gibi materyalin mekanik özelliklerini iyileştiren katkı materyalleri ilave edilerek; “güçlendirilmiş akrilik rezinler” geliştirilmiştir (Vuorinen ve ark., 2008).

En güncel yöntemlerden biri de protez kaide polimerlerine antifungal, antiseptik ilaçlar ve metal nanopartiküller ilave ederek antimikrobiyal özelliklere sahip polimerler geliştirmektir (Wady ve ark., 2012; Silva ve ark., 2013; Mahross ve Baroudi, 2015).

Maeda ve ark. (Maeda ve ark., 1994) 1994 yılında, görünür ışıkla polimerize olan akrilik rezinden tam protez üretmek için bilgisayar destekli hızlı prototipleme teknolojisinin kullanımına dair ilk çalışmayı yayınlamışlardır. Bu araştırmacılar, 3B lazer tarayıcılar ve kameralar ile silikon ölçüyü taramış ve 3B lazer lithografi (LL) yöntemiyle ışıkla polimerize olan akrilik rezinden kaide üreterek, daha sonra diş rengindeki kompozit rezinden üretilmiş yapay dişlerle bağlantısını gerçekleştirerek tam protez yapımını başarmışlardır.

Kawahata ve ark. (Kawahata ve ark., 1997) 1997 yılında hastanın kendi protezini taradıktan ve dijital olarak kopyaladıktan sonra CNC (Bilgisayar Destekli Nümerik Kontrol) freze cihazında model yapım mumu kullanılarak protezin bir kopyasının yapımını gerçekleştirmişlerdir.

Taranmış dişsiz modellerden elde edilen anatomik ölçülerin ortalama değerlerini elde ederek Busch ve Kordass (Busch ve Kordass, 2006) ilk defa; özel bilgisayar yazılımları ile yapay diş diziminin uygulanabilmesi hakkında incelemelerde bulunmuşlardır.

Sun ve ark. (Sun ve ark., 2009) yaptıkları çalışmada yeni bir teknik sunmuşlardır. Dişsiz modelleri ve oklüzal şablonları taramış ve bu taramalarla elde edilen verileri kullanabilecekleri, sanal diş dizimi ve muflalamanın yapılabildiği yeni bir yazılım geliştirmişlerdir. Elde edilen bu sanal muflalar 3B baskı yöntemiyle üretilmiş ve yapay dişler mufladaki yerlerine yerleştirildikten sonra protez geleneksel yöntemle üretilmiştir.

2010 yılında, Wu ve ark. (Wu ve ark., 2010) CAD/CAM teknolojisi ile lazer hızlı prototipleme yöntemini birlikte kullanarak tam protezler için titanyum kaidelerin de elde edilebileceğini söylemişlerdir. İlerleyen zamanlarda, birçok araştırmacı diş dizimlerinin dijital olarak hazırlanabilmesi, tam protezlerin görüntü verilerinin alınmasında Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi (CBCT)'nin kullanılması ve üretim aşamasında ise CNC frezeleme ve 3B teknolojilerinin kullanılabileceği ile ilgili araştırmalarıyla bu alanın gelişmesine birçok katkı sağlamışlardır.

Kanazawa ve ark. (Kanazawa ve ark., 2011), hastanın mevcut tam protezinin 3B CBCT taramalarını kullanıp, mukoza yüzeylerini ve çeneler arası ilişkiyi tespit etmişler ve 3B CAD yazılımı ile tasarladıkları sanal protezleri, CNC cihazında frezeleyip yapay dişleri kaide plağıyla birleştirmişlerdir.

2012'de Goodacre ve ark., (Goodacre ve ark., 2012) 3 eksenli bir freze makinesi kullanılarak üretilmiş bir dijital tam protez kullanıcısı olan hastanın tedavisine yönelik ilk klinik raporu literatüre sunmuşlardır. Kullanılan protezde akrilik dişler, frezeleme sırasında oluşturulmuş yapay diş soketlerine manuel olarak birleştirilmiştir. Kazıma yöntemiyle üretilen protez kaidesinde, dişler arasındaki papillaların bulunmaması ve belirgin frez izleri gibi dezavantajları bulunmasına karşın, bu klinik uygulama kabul görmüştür. Araştırmacılar buna ek olarak, 5 eksenli freze makinesi ve daha küçük kazıma aletleri kullanılarak prepolimerize PMMA bloktan üretilmiş, klinik olarak kullanıma uygun başka dijital tam protez örnekleri de sunmuşlardır. Bu protezlerde de yapay dişler, kaideyle manuel olarak birleştirilmiş ve dijital tam protezler klinik olarak kullanıma sunulmuştur.

2.4.1. İdeal Protez Kaidesi Materyali Özellikleri

Çiğneme kuvvetleri karşısında yeterli dirence sahip olmalıdır.

Isı geçirgenliği dokularla uyum göstermelidir.

Ağız sıvıları veya ağız dışında temas ettiği sıvılar sebebiyle boyutsal ve kimyasal olarak stabil olmalıdır.

Tat ve koku özellikleri rahatsızlık verici olmamalıdır.

Doku ile uyumluluğu olmalı, intraoral dokulara toksikojenik ve irrite edici etkiler göstermemelidir.

Rengi doğala yakınlık göstermeli ve stabil olmalıdır.

Plastik, metal ve porselen ile bağlantısı kabul edilebilir olmalıdır.

Üretimi ve tamiri zor olmamalıdır.

Bir parçası veya bütünüyle yutulduğunda röntgende tespit edilebilmesi için radyoopaklık özelliği barındırmalıdır.

Maliyeti ucuz olmalıdır.

Kolay cilalanmalıdır.

Elastik modülüsü yüksek olmalıdır.

Tekrarlayan kuvvetler karşısında çarpma, yorgunluk ve aşınma direnci yüksek olmalı ve kabul edilebilir esnekliğe sahip olmalıdır.

Düşük yoğunluklu olmalıdır.

Temizliği kolay gerçekleştirilebilmelidir.

Artık monomer içeriği düşük olmalıdır.

Uzun raf ömrüne sahip olmalıdır.

Mikroorganizma retansiyonuna izin vermemelidir (Combe, 1986; O'Brien, 2002b; McCabe ve Walls, 2013).

Yapay dişler ile benzer ısısal genişleme katsayısına sahip olmalıdır.

Protez kaidesi ve yapay dişler arasında iyi bir kimyasal ve mekanik bağlantı oluşturulabilmelidir.

Ağır olmamalıdır.

Astarlama ve rebazaj işlemi kolayca yapılabilirdir.

2.4.2. Protez Kaide Materyalleri ve Sınıflandırılması

1. Poliakrilik asit ester
2. Polivinil ester
3. Polistiren
4. Polikarbonat
5. Polisülfon
6. Lastik modifiye polimetakrilik asit ester
7. Polidimetakrilik asit ester
8. Poliasetal rezin/Polioksimetilen (POM)

Termal Davranışlarına Göre Yapılan Sınıflandırma

1. Termoplastik
2. Termoset (Rw, 1991)

2.4.3. ISO 1567 Standardına Göre Yapılan Sınıflandırma

Polimer protez kaide materyallerinin Uluslararası Standartlar Enstitüsü; ISO (International Standards Organization) 1567 standardına göre sınıflandırılması şu şekildedir:

Tip 1: Isı ile polimerize olan polimerler

Sınıf 1: Toz ve sıvı olarak ayrı şekilde

Sınıf 2: Plastik pat şeklinde

Tip 2: Otopolimerizan polimerler

Sınıf 1: Toz ve sıvı olarak ayrı şekilde

Sınıf 2: Toz ve sıvı akışkan rezinler şeklinde

Tip 3: Termoplastik toz içeren polimerler

Tip 4: Işık ile polimerize olan polimerler

Tip5: Mikrodalga ile polimerize olan polimerler

2.4.4. Polimerizasyon Tipine Göre Yapılan Sınıflandırma

Polimerizasyon çeşitlerine göre akrilik rezinlerin sınıflandırılması aşağıdaki gibidir (O'Brien, 2002a)

1. Isı ile polimerize olan akrilik rezinler
 - a. Konvansiyonel yöntemle polimerize olan akrilik rezinler
 - i. Doldurucusuz akrilik rezinler
 - ii. Güçlendirilmiş akrilik rezinler
 - iii. Fiber sistemleri
 - iiii. Metal tel ve partikülleri
 - b. Yüksek çarpma dayanıklılığına sahip akrilik rezinler
2. Otopolimerizan rezinler
 - a. Konvansiyonel akrilik rezinler
 - b. Akışkan akrilik rezinler
 - c. Enjeksiyon kalıplama tekniği kullanılan akrilik rezinler
3. Enjeksiyonla kalıplama tekniği kullanılarak polimerize olan akrilik rezinler
 - a. Poli (metil metakrilat)
 - b. Polikarbonat
 - c. Poliamid

d. Polisülfon

4. Görünür ışıkla polimerize olan akrilik rezinler

5. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezinler (Kaplan, 2002)

2.5. Polimerizasyon Tipine Göre Akrilik Rezinler

2.5.1. Isı ile Polimerize Olan Akrilik Rezinler

Başlatıcının aktivasyonu için ısı enerjisinin kullanıldığı rezinler “ısı ile polimerize olan rezinler” olarak adlandırılır. Bu materyallerin polimerizasyonun başlaması için gereken ısı enerjisi, suda kaynatılarak veya bir mikrodalga fırın yardımıyla sağlanabilir (Anusavice ve ark., 2012). Günümüzde en çok kullanılan ısı ile polimerize olan rezinler toz (polimer) ve sıvı (monomer) formlarında bulunan PMMA ’dır. Polimer kısım PMMA, monomer ise metilmetakrilat (MMA) yapısındadır (Can ve ark., 2014).

2.5.1.1. Konvansiyonel Basınçla Kalıplama Tekniği ile Polimerize Olan Akrilik Rezinler

Dış hekimliği pratiğinde kullanılan protez kaide materyallerinin birçoğu ısı ile polimerize olmaktadır. Akrilik protez kaide materyallerinin toz ve likidi üretici firmanın belirttiği oranlarda karıştırılıp, likidin fiziksel olarak tozla reaksiyona girmesiyle hamur karışımı elde edilerek hazırlanır. Hazırlanan hamur karışımı, muflaya tepilerek pres altında basınç uygulanır ve basınç altında tutulan su içerisindeki muflaya dışarıdan ısı verilerek polimerizasyon reaksiyonu tamamlanır. (Craig ve Gibbons, 1961; Craig, 1992; Anusavice, 2003; Braden ve ark., 2012).

Isı ile polimerizasyon sıcaklığı yaklaşık 74 °C olmalıdır ve 9 saat süre ile gerçekleştirilir (Phoenix, 1996). Plastik kıvamına gelen hamurun sıcaklığı 70 °C’ye

yaklaştıktan sonra muflanın diğer bölgelerindeki ısı, her yerde yaklaşık olarak aynı oranda artmaya devam eder (Craig ve Gibbons, 1961). Polimerizasyon reaksiyonu sırasında karbon çift bağları parçalanarak tek bağ oluşumu meydana gelir ve bu esnada dış ortama enerji çıkışı olur. Bu enerji ısı enerjisine dönüşür ve sıcaklık artar. Sıcaklık artışı monomerin daha hızlı hareket etmesini sağlar. Bu esnada materyalin viskozitesi artar ve polimerizasyon reaksiyonunun başlaması için benzoil peroksit başlatıcının dekompoze olması yeterince hızlı gerçekleşir (Craig ve Gibbons, 1961; Anusavice, 2003).

Amerikan Uluslararası Standartlar Enstitüsü/Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ANSI/ADA) Spesifikasyon No: 12 tarafından, protez kaide rezinleri için karıştırma işleminin başlangıcından itibaren 40 dakikadan daha az bir zamanda hamur aşamasına gelmesi öngörülmektedir. Klinik kullanımda rezinlerin çoğunluğu 10 dakikadan daha az bir zamanda hamur aşamasına gelmekte ve hamur aşamasında kalma süresi, protez kaide rezininin çalışma zamanı olarak tanımlanmaktadır. ANSI/ADA Spesifikasyon No: 12'ye göre hamur karışımının minimum 5 dakika şekillenebilir halde olması gerekmektedir (Zaimoğlu ve ark., 1993; Anusavice, 2003; McCabe ve Walls, 2013).

Polimerizasyon siklusu, polimerizasyonu sağlanacak materyale uygulanan ısıtma işleminin koşullarının yapısı ve süresi olarak ifade edilmektedir. (Jagger ve ark., 2002; Anusavice, 2003).

Polimerizasyon siklusu, iki şekilde gerçekleştirilebilir: (Kesercioğlu ve ark., 1991; Wong ve ark., 1999).

Hızlı Kaynatma: Mufla ilk başta soğuk suya konulur suyun sıcaklığı kaynama sıcaklığına yükselince minimum yarım saat bu sıcaklıkta kalması sağlanır.

Yavaş Kaynatma: Mufla 65-70 °C'deki suyun içinde sekiz saatlik süre boyunca bekletilerek polimerizasyon reaksiyonunun elde edilmesidir (Kesercioğlu ve ark., 1991; Wong ve ark., 1999).

2.5.1.2. Enjeksiyon Kalıplama Tekniği ile Polimerize Olan Akrilik Rezinler

W.E. Wilson tarafından enjeksiyon ile akrilik tepim teknikleri ilk defa ortaya atılmış ve 1942’de Pryor tarafından geliştirilmiştir (Craig ve ark., 2004; alıkkocaoğlu, 2010). Bugün ise hala modern sistemler ile kullanılmaya devam edilmektedir.

Akrilik hamur karışımı işlem boyunca devam eden 6 atmosferlik hava basıncı (atm) altında, tekniğe ait bir özel mufla içindeki protez boşluğuna enjekte edilir ve ısı ile polimerizasyon gerçekleştirilir. Bu teknik, devamlı ve sabit basınç altında hazır bulunan rezin ile çalışır. Polimerizasyon büzülmesinin büyük oranda elimine edilerek doku uyumunun yeterli olduğu protezlerin yapılması prensibine dayanmaktadır (alıkkocaoğlu, 2010).

Hatalı dozaj ihtimali ortadan kaldırmak için akrilik rezin dozu ayarlanmış olarak hazır kutu içinde bulunur. Bu sayede karışım manuel değil, vibratör yardımıyla yapılır. Bu avantajlar sayesinde daha homojen bir yapı elde edilir (alıkkocaoğlu, 2010).

Enjeksiyon kalıplama tekniği kullanılarak ısı ile polimerize olan akrilik rezinlerin avantajları:

Kapanış kaydı provasının gerçekleştirilmemesi,

Przitenin minimum düzeyde görülmesi olarak sayılabilir (O'Brien, 2002a).

Dezavantajları ise;

Özel ekipman gerektirmesi sebebiyle yüksek maliyet,

Çatlak oluşumunun görülebilmesi ve akma direncinin düşük olmasıdır (O'Brien, 2002a).

2.5.2. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Akrilik Rezinler

2.5.2.1. Konvansiyonel Otopolimerizan Rezinler

Kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezinler ısı yerine dimetil paratoluidin (DMPT) gibi bir kimyasal madde ile polimerizasyonunu başlatır. Başlangıç aşaması dışındaki reaksiyonlar ise ısı ile polimerize olan akrilik rezinler ile aynı şekilde gerçekleşir. Genelde tamir işlemleri için kullanılırlar fakat kaide materyali olarak da kullanılabilir (Rw, 1991; Zaimoğlu ve ark., 1993). Düzensiz yapıda ve molekül ağırlığı düşük olduğu için polimerin partikül oranı daha yüksektir. Bu özellik daha dayanıksız ve zayıf esnek yapı oluşmasına neden olur. Artık monomer potansiyeli dokuları irrite ederek protez kaidesinin biyolojik uyumunu tehlikeye atar ve protez kaidesinin eğilme mukavemetinin düşmesine sebebiyet vermektedir (Anusavice, 2003). Laboratuvar aşamaları ısı ile polimerize olan akrilik rezinlere kıyasla daha kısa ve kompleks değildir. Polimerizasyon hızlı bir şekilde gerçekleştiği için artık monomer oranı daha yüksektir. Moleküllerin arasındaki bağlar güçlü değildir. Bundan dolayı su Emilimi daha fazladır dolayısıyla bu durum boyutsal stabilitesinin de zayıf olmasına neden olur. Renk stabilitesi tersiyer aminlerde meydana gelen oksidasyon reaksiyonu sebebiyle kötüdür (O'Brien, 2002a).

Kimyasal olarak polimerizasyonu oda ısısında meydana gelmektedir. Bu sebepten kimyasal olarak aktive olan akrilik rezinler, 'soğuk akrilik rezinler, kendiliğinden sertleşen rezinler veya otopolimerizan akrilik rezinler' olarak da isimlendirilebilmektedirler. Akıcı tipteki protez rezinleri de bu kategoriye dâhil edilir (Anusavice, 2003; Braden ve ark., 2012).

2.5.2.2. Dökülebilir (Akışkan) Akrilik Rezinler

Dökülebilir akrilik rezinler, karıştırıldığında viskozitesi düşük akışkanlık özelliği gösteren ve aktivasyonu kimyasal olarak sağlanabilen akrilik rezinlerdir.

Dökülebilir akrilik rezinlerin polimerleri düzenli yapı gösterir. Yüksek molekül ağırlıklı polimere sahip olduğu için, karıştırma ve dökme işlemleri sırasında viskozitenin artışı engellenir (Ulusoy ve Aydın, 2010).

Bu teknikte mufla aşamasında, modelin yumuşak dokuyla temasta olan ölçü yüzeyi alçı yüzeyine bakacak şekilde, akrilik dişler ve döküm kanalı ise geridönüşümsüz hidrokolloid (agar) içinde olacak şekilde hazırlanır. Jel formundaki agar alçı düzeyinde bir rijit özellik göstermediği için, yapay dişlerin hareketini engelleyecek bir şekilde yerinde tutamamasından dolayı akrilik rezinin dökülmesi esnasında dişlerin stabil durmaması gibi teknik dezavantajları bulunur. Buna ilaveten, mum atım işlemi ısı yolla gerçekleştirilmediği için, model üzerinde ve dişlerin yüzeylerinde mum artıkları kalabilmektedir ve monomerin yüzeyleri ıslatması riske girmektedir (O'Brien, 2002a).

2.5.2.3. Enjeksiyon Kalıplama Tekniği ile Oda Isısında Polimerize Olan Rezinler

Kimyasal olarak polimerize olan bazı akışkan rezinlerin şekillendirilmesi enjeksiyon tekniği ile kalıplanarak gerçekleştirilebilir. Bu tekniğin uygulanabilmesi için belli bir düzeneğin ve teknik ekipmanın olması gereklidir (Ulusoy ve Aydın, 2010).

2.5.3. Mikrodalga Enerjisi ile Polimerize Olan Akrilik Rezinler

PMMA'nın polimerizasyonunda kullanılan yöntemlerden biri de mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon yöntemidir.

1968 yılında Nishii ve Hashimoto (Hashimoto ve ark., 1968) tarafından mikrodalga enerjisi diş hekimliği alanında kullanılmaya başlanmış, özel olarak hazırlanmış bir akrilik rezin ve metal olmayan mufla ile polimerizasyon gerçekleştirilmiştir.

Mikrodalga ile polimerizasyonda çoğu zaman geleneksel rezinler kullanılır fakat bazı firmaların özellikle bu yöntem için ürettikleri monomerin MMA karışımı olduğu özel

“mikrodalga rezinleri” bulunmaktadır. Bu rezin materyale, sertlik özelliklerini ve aşınma direncini artırmak için etilen glikol dimetakrilat (EGDMA) gibi çapraz bağlayıcı ajanlar ilave edilmektedir (Pero ve ark., 2008).

Mikrodalga ile ısıtma, termal öz iletkenlik ilkesine dayanan bir yöntemdir. Mikrodalga ışınları, alçı içinden geçerek dış ortamı ısıtmadan direkt olarak akriliği ısıtır. Böylelikle polimerizasyon için gerekli ısı akrilik rezin kütlesi içinde daha etkili olarak dağılım gösterir ve tüm monomerlerin kısa sürede polimerize olmasına imkan verir (Ulusoy ve Aydın, 2010).

Bu yöntemle polimerizasyonda ‘magnetron’ adı verilen bir enerji üreticisi yardımıyla oluşturulmuş bir elektromanyetik dalga tipi olan mikrodalgalar megahertz (MHz) frekans aralığında kullanılmaktadır ve tipik olarak ev tipi bir mikrodalga fırını ile 2450 MHz ile 12 cm dalga boyunda dalgalar elde edilmektedir (De Clerck, 1987; Al Doori ve ark., 1988; Levin ve ark., 1989; Stea ve ark., 1997; Blagojevic ve Murphy, 1999; Anusavice, 2003; Braden ve ark., 2012).

Mikrodalga ışıklarına maruz kalan nesne mikrodalgaları bünyesine alır ve nesne içinde anında ısınma başlar. Buna ‘dielektrik ısınma’ denilmektedir. Isı iletimi ısıtması ile dielektrik ısınma arasındaki fark dielektrik ısınmada materyalin her bölgesinde eş zamanlı olarak eşit bir şekilde ısınması ve sıcaklığın çok daha hızlı bir şekilde yükselmesidir (Braden ve ark., 2012). Meydana gelen iç ısı nedeniyle monomer molekülleri saniyede yaklaşık 5 milyon kez hareket ederek yön değiştirir ve elektromanyetik bir alan oluşturur (Kazanji ve Watkinson, 1988; Levin ve ark., 1989; Bartoloni ve ark., 2000; Braden ve ark., 2012). Moleküller arasında meydana gelen çok sayıda çarpışmaya bağlı olarak ısı oluşur ve ısı hızlı bir şekilde artarken polimerizasyon reaksiyonu devam eder. Kütle içerisindeki monomer miktarı azalır ve aynı miktardaki enerji giderek azalan miktardaki monomer tarafından absorbe edilir. Birçok çalışmada bu şekilde gerçekleşen reaksiyonlarda polimerizasyon derecesinin daha fazla olduğundan bahsedilmiştir. (Kimura ve Teraoka, 1984; Blagojevic ve Murphy, 1999; Anusavice, 2003; Braden ve ark., 2012). Polimerizasyonun gerçekleşmesi için fiberle güçlendirilmiş plastikten hazırlanmış muflaların kullanımı şarttır çünkü mikrodalgalar metalik nesneler tarafından yansıtılır (Ilbay ve ark., 1994; Memon ve ark., 2001; Braden ve ark., 2012).

Mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon yönteminin avantaj ve dezavantajları: (Solomon ve Udani, 1973; Ilbay ve ark., 1994; Anusavice, 2003).

Avantajları

1. Polimerizasyon süresinin daha kısa zamanda tamamlanması
2. Daha kısa sürede plastik fazın elde edilmesi ve karışımın daha homojen olması
3. Protetik materyalin adaptasyonunun daha iyi sağlanması
4. Materyalin her bölgede eşit olarak ısıtılması
5. Isı artışının hızlı bir şekilde sağlanması
6. Laboratuvar üretim sürecinin kontaminasyona daha az sebep olması

Dezavantajları

1. Özel muflaların ekonomik olmaması
2. Tekrarlanmış tepim işlemine maruziyet kaynaklı kırılmaya yatkın olması

2.5.4. Görünür Işıkla Polimerize Olan Akrilik Rezinler

Görünür ışıkla polimerize olan rezinler sabit ve hareketli protez üretiminde, implantolojide ve ortodontik tedavilerde, maksillofasiyal protezlerin üretiminde, protez astar materyali olarak, kişisel ölçü kaşıklarının üretiminde ve protez kaidelerinin tamir işlemlerinde kullanılmaktadır (Craig ve Gibbons, 1961). Görünür ışıkla polimerize olan akrilik rezin materyalinin matriks yapısını temelde üretan dimetakrilat (UDMA) oluşturmakta ve şekilsel özelliklerinin kontrol altında olması amacıyla matris yapısına düşük miktarda koloidal silika eklenmiştir (Craig ve Gibbons, 1961; Khan ve ark., 1987; Penn ve Renner, 1993; Vallittu ve ark., 1998; O'Brien, 2002b; Anusavice, 2003). 'Triad', Dentsply firması tarafından üretilmiş UDMA esaslı ışıkla polimerize olan ilk sistemdir. Düşük darbe direnci kaynaklı olarak bu materyalin kullanımı, sınırlı kalmıştır (Ogle ve ark., 1986; Ali ve ark., 2008; Machado ve ark., 2012). Sonraki zamanlarda UDMA içeren ışıkla aktive olan 'Eclipse' rezin sistemi piyasaya sürülmüştür. Yüksek molekül ağırlıklı akrilik rezin monomerleri bir matriks oluşturmaktadır ve polimerizasyon 400-ila 500 nm aralığında mavi bir ışıkla gerçekleştirilmektedir. Amin başlatıcı olan kamforokinon

başlatıcı ajan olarak kullanılmaktadır. (Anusavice, 2003). Polimerizasyon için ışıkla polimerize olan kompozit dolgu uygulamalarında kullanılan ışık kaynağı kullanılır. Polimerizasyon basınç altında muflalama yapılarak elde edilmediği için kullanım tekniği konvansiyonel ısı ile polimerize olan rezinlerden farklılık gösterir (Craig, 1996; O'Brien, 2002b). Hammadde halindeki materyal rulo ve plakalar halinde veya hamur kıvamında üretilir ve ışığın geçmediği plastik ambalajlarda saklanır. Polimerizasyon için kuartz halojen lambalar ile üretilen 400 ila 500 nm dalga boyu aralığına sahip, görünür mavi ışık içeren bir hazne kullanılmaktadır. Hazne içindeki protezin her bölgesi ışıkla eşit polimerize olacak şekilde eşit oranda temas etmesi sağlanır (Zaimoğlu ve ark., 1993).

Görünür ışıkla polimerizasyon yönteminin ısı ile polimerizasyon yöntemine göre klinik uygulamalar açısından sağladığı avantajlar arasında kompleks polimerizasyon süreçlerinin olmaması ve polimerizasyon işlemi için gerekli sürenin oldukça kısa olması gibi durumlar sayılabilir. Buna ilaveten kimyasal ve ısısal irritasyonlara sebep olmaması, artık MMA içermemesi, iyi adaptasyon göstermesi, uzun çalışma süresinin olması belirtilmiştir. İlaveten, diğer protez kaide rezinlerine iyi bağlanabilme özelliği, üstün mekanik özellikler sergilemesi, parsiyel şekilde intraoral olarak veya model üzerinde ekstraoral olarak polimerizasyonunun sağlanabilmesi ve astar materyali olarak kullanıldığında kolayca düzeltilebilme imkânı vermesi gibi avantajları sayılabilir (Khan ve ark., 1987; Kiat-amnuay ve ark., 1999; O'Brien, 2002a; Anusavice, 2003). Fakat aktivasyonu sağlayan ışığın kuvvetine bağlı olarak polimerizasyon etkinliğinin düşmesi gibi dezavantajları da bulunmaktadır (Penn ve Renner, 1993; O'Brien, 2002a). Düşük çarpma direnci, polimerizasyon sırasında hava kabarcıklarının oluşabilmesi ve yapay dişlere bağlantısının yeterli düzeyde olmaması diğer dezavantajları arasındadır (Barron ve ark., 1993; Rudd, 1996).

UDMA esaslı ışıkla polimerize olan rezinlerde polimerizasyon büzülmesi % 3 olarak belirtilmişken diğer geleneksel protez kaide materyallerinde bu oran yaklaşık % 6 olarak belirtilmiştir. Astar materyali olarak kullanıldığı zaman kolay manipüle edilir fakat polimerizasyon için özel ışık cihazları gerektirir (Ali ve ark., 2008; Machado ve ark., 2012).

2.5.5. Prepolimerize Akrilik Rezinler

Bilgisayar destekli teknoloji kullanılarak üretilen hareketli protezlere son yıllarda artan ilgi sebebiyle, üreticiler tarafından birçok CAD/CAM PMMA içerikli polimer piyasaya sürülmüştür. Örn.: IvoBase CAD, Vipi Block-Pink, AvaDent PMMA Puck

CAD/ CAM uygulamalarında kullanılan prepolimerize PMMA kaide blokları yüksek basınç ve ısı altında üretilmektedirler. Bu sebeple eksiltme yöntemi ile üretilen protezlerde konvansiyonel yöntemlerde görülen büzülme problemi önlenmiştir. Buna ek olarak blokların yüksek kondenzasyona sahip olmaları, artık monomer oranını ve pörözite miktarını minimuma indirmiştir (Bidra ve ark., 2013; Infante ve ark., 2014; Liebermann ve ark., 2016). Konvansiyonel yöntemlerle karşılaştırıldığında eksiltme yöntemi ile üretimde prepolimerize akrilik rezin bloklar kullanıldığı için protezlerin uyumu ve dayanıklılığı daha iyidir. Protezler üzerinde potansiyel mikroorganizmaların barınmasını azaltırken dirençli enfeksiyonları en aza indirmektedir. Depolanmış dijital veriler sayesinde protezlerin reproduksiyonu kolay olmaktadır. Klinik araştırma ve uygulamalarda üretilen hareketli protez ve implant destekli protezlerde standardizasyon daha iyi sağlanmaktadır (Bidra ve ark., 2013; Infante ve ark., 2014). Buna ilaveten, CAD/CAM PMMA esaslı polimerler konvansiyonel yöntemlerle üretilmiş akrilik rezinlerden daha hidrofobiktirler ve buna bağlı olarak daha biyo-hijyenik bir yapı gösterirler (Goodacre ve ark., 2012; Bidra ve ark., 2013; Kattadiyil ve ark., 2015; Bidra ve ark., 2016; Saponaro ve ark., 2016). %99.5 oranında PMMA, %0.5 oranında pigment içeren bu materyaller yüksek oranda çapraz bağlı PMMA ve pigmentlerden oluşmuş bloklardır.

Ek olarak, eksiltme yöntemi ile üretilen protezler güvenilir bir şekilde seri üretilbilirken, geleneksel yöntemler mekanik özellikleri etkileyen değişkenliğe neden olabilir. CAD/CAM ile üretilen protezlerde daha az insan hatası söz konusu olduğu için daha iyi bağlanma öngörülebilirliği sağlar. Klinisyenin ve hastanın memnuniyetini artırması, standart üretim ve kalite kontrol açısından daha iyi olması gibi avantajlara sahiptir (Bidra ve ark., 2013; Infante ve ark., 2014; Ergün, 2016; Steinmassl ve ark., 2017).

2.6. Protez Kaide Materyallerinin Yapay Dişlerle Bağlantısında Görülen Mekanik Sorunlar

PMMA'nın fiziksel özellikleri uzun yıllardır iyileştirilmiş ve konvansiyonel hareketli protez üretim yöntemlerinin başarısı klinik olarak tahmin edilebilir olmuştur. Buna ilaveten, geleneksel yöntemlerle üretilen hareketli protezlerin, reaksiyona girmemiş monomerlerin varlığı, barındırılan candida albicans'ın neden olduğu kandidiyazis riski, en az 5 hasta ziyareti ve optimal bir çift protez üretme zorluğu gibi çeşitli dezavantajları vardır. Prepolimerize akrilik rezinler, üretim sırasında CAD/CAM sistemlerini kullanarak bu potansiyel dezavantajların birçoğunun ele alınmasına yardımcı olabilir. Günümüzde, CAD/CAM ile üretilen protezler için iki üretim yöntemi mevcuttur: eksiltmeli ve eklemeli yöntem. Eksiltmeli üretim yönteminde protezler şu şekilde üretebilir: i) protez kaidesi ve yapay dişler tek parça halinde veya ii) protez kaidesi ve yapay dişler ayrı parçalar olarak, daha sonra ek bir yapıştırma işlemi gerektiren bir diğer yaklaşım. Şu anda, prepolimerize bir akrilik bloktan eksiltmeli yöntemle prefabrik yapay dişler için soketli bir protez kaidesi üretim yöntemi daha popülerdir. Önceden şekillendirilmiş akrilik rezin dişler 1940'tan beri kullanılmaktadır ve fiziksel özellikleri iyileştirmek için sürekli olarak modifiye edilmiştir (örneğin, aşınma direnci, renk kararlılığı vs.). Bununla birlikte, geleneksel akrilik protez dişlerle karşılaştırıldığında, kompozit veya çapraz bağlara sahip daha güçlü akrilik protez dişler, daha düşük bağlanma kuvveti göstermiştir. Birçok çalışma, akrilik protez dişler ile protez kaideleri arasındaki bağlantı gücünü arttırmayı amaçlamıştır. Geleneksel protezler için, yapay dişlerin protez kaidesinden ayrılması, tüm protez tamirlerinin neredeyse üçte birine neden olan önemli bir sorundur. Yapay dişler eksiltmeli yöntemle üretilmiş bir protez kaidesine birleştirildiğinde, genellikle metakrilat bazlı bir yapıştırma malzemesi ile sabitlenirler (Han ve ark., 2020). Suzuki ve ark.(Suzuki ve ark., 1990) bir akrilik protez kaidesi rezininin ısı ile polimerizasyonundan önce yüksek çapraz bağlı protez dişlere 4-metakriloksietil trimellitat anhidrit (4-META) içeren bir adeziv maddenin uygulanmasının bağlantı kuvvetini iyileştirdiğini bildirmiştir. Yapay dişlerin protez kaidesinden ayrılması da hareketli protezlerle ilişkili önemli bir problemdir. Protez

onarımının %22-30'unun, özellikle protezin ön bölgesinde olmak üzere, dişlerin bağlantısını içerdiği tahmin edilmektedir. Protez kaidesi akriliği ve yapay dişler arasındaki bağlanma etkinliği, protez kaidesi ve yapay diş arasındaki fiziksel temas ve protez kaide rezininin polimer ağı ile yapay diş polimeri arasındaki reaksiyona bağlıdır. Schneider ve ark. (Schneider ve ark., 2002), protez kaide rezininin ve yapay dişlerin daha uyumlu kombinasyonlarının seçilmesinin, protez başarısızlıklarının sayısını ve bunun sonucunda hastalar için zaman alıcı ve maliyetli olabilen onarımları azaltabileceğini bildirmiştir. Temizleme solüsyonlarının kullanıldığı daldırma prosedürleri protez temizliğinde faydalı yardımcı maddeler olabilir; bununla birlikte, protezlerin bu ürünlere daldırılmasının dental materyaller üzerinde olumsuz etkilere neden olmaması ve ayrıca akrilik protez kaidesi ile yapay dişler arasındaki bağlantı gücünü etkilememesi arzu edilir. Pero ve ark. (Pero et al., 2013), farklı protez kaidesi rezinleri ile yapay dişler arasındaki arayüzdeki bağlantı kuvvetinin, protez temizleyicilere daldırılıp değerlendirilmesi gerektiğini önermiştir. Protezlerde en sık görülen başarısızlık, kaide rezini ile yapay dişler arasındaki adezyon kaybıdır (Patil ve ark., 2006). Bazı temizleme solüsyonlarının protez kaidesi rezinleri ve yapay dişlerin fiziksel ve mekanik özelliklerinde değişikliklere neden olabileceği belirtilmiştir (Peracini ve ark., 2010; Pisani ve ark., 2010; Campanha ve ark., 2012). Bu nedenle, yapay dişin yapısı ve protez kaidesi rezini gibi faktörler, bu materyaller arasındaki bağlantı gücü açısından çok önemlidir.

2.7. Protez Hijyeni ve Temizleme Yöntemleri

Dezenfeksiyon, zararlı mikroorganizmaların uzaklaştırılması veya inaktive edilmesine dayanan bir işlemdir ve bu uygulama sırasında virüs ve sporlar yok edilemeyebilir. Sterilizasyon ise; bakteri ve mantarların vejetatif veya spor şekillerinin yanında dirençli virüslerin canlılıklarına son verilmesi işlemine verilen isimdir. Diş hekimliği uygulamalarında protezlerin sterilizasyonu için otoklav, kuru sıcak hava, gaz tatbiki gibi yöntemlerin yanında etilen oksit gazı ve mikrodalga enerjisi gibi yöntemler de kullanılmaktadır. Fakat sterilizasyon yöntemlerinin, protez kaidesinde meydana getirebilecekleri deformasyon riski ve ekonomik anlamda

avantajlı olmaması sterilizasyon yöntemlerinin kullanımını sınırlar. Dezenfeksiyon yöntemleri daha az karmaşık olduğundan için daha fazla tercih edilmektedir (Çalikkocaoğlu, 2010). Hareketli protez kullanan hastaların ağız ve protez hijyenleri, hijyen sağlamanın en doğru yöntemleri yeterince anlaşılmadığı için önemli bir problemdir. Hastaların çok büyük bir kısmı, protezlerini deforme edebilecek yöntemler ve materyaller kullanır (Vasconcelos ve ark., 2019). Literatürde açıklanan çeşitli protez temizleme yöntemleri protez yüzeyinde biyofilm oluşumunu azaltmak, anguler şelitis oluşumunu önlemek, mikroorganizmaların çoğalmasını ve protez kullanıcıları arasında nispeten yaygın bir oral enfeksiyon olan protez stomatiti gibi oral enfeksiyonların gelişimini önlemek için kullanılmıştır (Pero ve ark., 2016). Doğal dişler üzerinde olduğu gibi protezler üzerinde de plak, leke ve diş taşı birikimi oluşmaktadır. Protez üzerinde oluşan birikimler tükürük bileşimi, diyet, protezin yüzey yapısı, kaide materyalinin porözitesi ve protez kullanım süresi gibi çeşitli unsurlara bağlı olarak kişiler arasında değişkenlik göstermektedir. Yeterli olmayan protez hijyenine bağlı olarak protezi taşıyan dokular üzerinde biyofilm formasyonu oluşur ve bu da fırsatçı ağız içi enfeksiyonlara, protez stomatitine ve ağız kokusuna neden olabilir (Öztürk ve Gültekin, 2017). Protez kaide materyallerinin poröz yapısı ve diş etine benzer bir görüntü yaratmak amacıyla akrilik yüzeyinde yapılan işlemler, dişler arası diestemalar veya hareketli bölümlü protezlerin kroşe gibi elemanları, besinlerin birikimi ve mikroorganizmaların yerleşmesi için retantif alanlar oluşturmaktadır. Buna ilaveten akriliklerin polimerizasyonu veya tesviye-cila işlemleri sırasında meydana gelebilecek hatalar da protez yüzeylerinde küçük çizikler, çukurcuklar ve mikroporöziteye neden olabilmektedir. Bütün bu sebeplerden ötürü, protez yüzeylerinin kontamine olması ve mikroorganizmaların yüzeylere yerleşmesi daha kolay olmaktadır (Çalikkocaoğlu, 2010). Uygun bir protez temizleyici ajan, protez kaidesi ve yapay dişlerin mekanik özelliklerine zarar vermeden biyofilm birikimini azaltmalı, bakterisidal ve fungisidal etkiye sahip olmalı, toksik olmamalı, kısa sürede etkisini gösterebilmeli, kullanımı kolay ve maliyeti düşük olmalı, protez üzerinde oluşabilecek lekeler ve kötü kokuya karşı etki göstermelidir (Öztürk ve Gültekin, 2017). Protez hijyenini sağlamak için üç ana metot kullanılır: fırçalama ve ultrasonik kullanımı gibi mekanik etki içeren

yöntemler, hijyenik daldırma solüsyonları tarafından sağlanan kimyasal yöntemler ve kimyasal ve mekanik temizliğin birlikte kullanıldığı kombine yöntem.

2.7.1. Mekanik Yöntemler

2.7.1.1. Fırçalama

Dişleri fırçalamak amacıyla üretilmiş diş fırçalarının kullanımı protezleri temizleme uygulamaları için de uygundur. Bunun yanında protezlerin temizliği için piyasada özel olarak tasarlanmış protez fırçaları da bulunmaktadır. Fırçalama için su, sabun, diş macunu ya da aşındırma özelliği bulunan pek çok ajan kullanılabilir (Schwindling ve ark., 2014). Klasik protez temizliği için kullanılan en yaygın yöntem musluk suyu ve sabun ile protezlerin fırçalanmasıdır. Leke çıkarma gücü hastaların sigara içme alışkanlıklarına göre değişebilir. Sigara içen protez kullanıcılarında az aşındırıcı bir macunun lekeleri yok etmede etkili olmadığı olduğu görülmüştür. Özellikle protez stomatitinin bulunduğu vakalarda protezi fırçalamaya ek olarak kaide plağına bakan dokunun da fırçalanması gereklidir (Dikbaş, 2005) ve bu yöntem düzenli ve günlük uygulandığı zaman etkisini göstermektedir (Çalikkocaoglu, 2010). Etkili bir plak temizliği için 20 dakikalık bir fırçalamanın gerekli olduğunun bildirilmesine karşın, günde 2 defa 2 dakikalık fırçalamanın da yeterli olduğu bildirilmiştir (Dikbaş, 2005). Fırçalama protezlerdeki renklenmeleri ve plağı önlemek için etkili bir yöntem olmasına karşın protez dezenfeksiyonu için tek başına yeterli olan bir yöntem değildir (Shay, 2000).

2.7.1.2. Ultrasonik Cihazların Kullanımı

"Kavitasyon" prensibi ile çalışan ultrasonik cihazlar, ürettikleri ultrasonik ses dalgaları (20-120 kHz)'nın yüzeye çarpması ile mikroskobik boşluklar oluşturma prensibiyle etkinlik gösterir. Ses dalgalarının meydana getirdiği kuvvet ile protez yüzeyindeki plak ve birikintiler uzaklaşır. Ultrasonik temizleyici cihazlarda

kullanmak için ticari olarak temin edilebilen hazır iki solüsyon çeşidi vardır: bu solüsyonlardan ilki noniyonik deterjan, proteaz enzimi ve izopropil alkol (IPA) içeren Bio Sonic Enzymatic (Colt`ene / Whaledent, Cuyahoga Falls, OH, ABD), diğeri alkalın-peroksitin oluşumu prensibi ile etki göstererek iki çözeltinin karışımını gerektiren Ultra-Kleen (Sterilex, HuntValley, MD, ABD)'dir. Felton ve ark.'nın yaptıkları çalışmaya göre, test edilen bu iki çözeltiden hiçbirisi tam anlamıyla bakterisidal etki göstermezken; ultrasonik yöntem ile kombine kullanıldığında bakteri canlılığını azaltma oranlarının oldukça yüksek olduğu görülmüştür. Ultrasonik temizleme ve diğere protez temizleyicilerin yeterince araştırılmaması bu yöntemin etkinliği hakkındaki yorumları sınırlar (Felton ve ark., 2011).

Ultrasonik ile temizleme yönteminin protezin dokuya bakan yüzeyleri dışındaki yüzeylerine negatif bir etkisi bulunmamaktadır. Ultrasonik veya sonik protez temizleme cihazları ekonomik, hızlı ve manipölasyonu basit bir temizleme yöntemi olduğu için, bilhassa ihtiyaçlarını kendi kendine yerine getiremeyen geriatric hastalarda sıklıkla tercih edilmektedir (Dikbaş, 2005; Çalikkocaoğlu, 2010). Fakat özel cihaz gereksinimi kullanımı sınırlamaktadır.

2.7.1.3. Mikrodalga ile Dezenfeksiyon

Mikrodalga ile dezenfeksiyon yönteminin antimikrobiyal etkinliği ilk olarak 1985 yılında ispatlanmış ve kullanıma sunulmuştur (Rohrer ve Bulard, 1985). Mikrodalga ile dezenfeksiyon yöntemi, canlı olmayan mikroorganizmaların ve mikroorganizma ürünlerinin protez yüzeylerinden ayrılmasında yeterli olamamaktadır. Bundan dolayı, mikrodalga ile dezenfeksiyon yönteminin fırçalama ve ultrasonik ile kombine kullanılması önerilmektedir (Çalikkocaoğlu, 2010; Anusavice ve ark., 2012). Mikrodalga ile dezenfeksiyonun 650 Watt (W) güç ile 5 dakika süre ile uygulanması protez kaide materyalleri ve kaide astarları üzerinde bulunan candida albicans ve staphylococcus aureus mikroorganizma türleri üzerinde etkili bulunmuştur (Baysan ve ark., 1998; Watanabe ve ark., 2000; Woo ve ark., 2000; Campanha ve ark., 2005). Fakat, bu tekniğin uzun vadeli etkileri yeterli

düzeyde incelenememiş ve araştırılmaya muhtaçtır (Kansu ve ark., 1999; Campanha ve ark., 2005; Pavarina ve ark., 2005; Mima ve ark., 2008; Ribeiro ve ark., 2009).

2.7.2. Kimyasal Yöntemler

Kimyasal temizleme, protezin temizleme solüsyonları içinde bekletilerek eklentilerin uzaklaştırılmasını ifade eder (Tuncdemir ve ark., 2018). Kimyasal içerikli temizleyici ajanların kullanımı günümüzde oldukça yaygındır. Kimyasal yöntemin en önemli avantajları, özellikle motor koordinasyon yetersizliği bulunan ve görme sorunu olan geriatrik hastalar için; kullanım kolaylığı sağlaması ve yüzeydeki mikropörözitelere yerleşmiş organizmaları uzaklaştırmasıdır. Ek olarak mekanik temizleme ile ulaşılamaması güç olan undercut alanlarına da ulaşarak etkili bir temizlik sağlar (Schwindling ve ark., 2014; Öztürk ve Gültekin, 2017). Gornitsky ve ark. (Gornitsky ve ark., 2002) özellikle geriatrik popülasyonda protez temizliği için temizleyicilere daldırmanın uygun bir yöntem olduğunu öne sürmüş ve protezlerde mikroorganizma sayısında, plak oluşumunda, lekelenmede ve yemek artıklarında önemli azalma olduğunu bildirmişlerdir. Protezin kimyasal maddeler içeren solüsyonlara daldırıp bekletmek, akrilik yüzeyinin sertliğinde azalma ve pürüzlülüğün artması gibi istenmeyen etkilere neden olabileceği belirtilmektedir. (Braun ve ark., 2003). Harrison ve ark. (Harrison ve ark., 2004) kimyasal temizleyicilerin, düşük aşındırma ve etkili organik artıkları uzaklaştırma özellikleri nedeniyle protez kaide materyali için en uygun temizleyici olduğunu bildirmiştir. Protezlerin kimyasal temizliği için en çok tercih edilen yöntem, piyasada bulunan herhangi bir protez temizleme solüsyonuna gece boyunca daldırmaktır (Gornitsky ve ark., 2002). İdeal bir protez temizleyici, protez kaide materyalinin fiziksel ve mekanik özelliklerini etkilemeden biyofilmi azaltmalı veya çıkarmalıdır.

Kimyasal içerikli protez temizleyiciler:

- Alkalen peroksitler,
- Alkalen hipokloritler,
- Seyreltilmiş organik ve inorganik asitler,

- Dezenfektan ajanlar,
- Enzimler
- Silikon polimerler şeklinde gruplandırılabilir (Schwindling ve ark., 2014; Öztürk ve Gültekin, 2017)

2.7.2.1. Alkalen Peroksitler

Piyasada toz veya efervesan tablet formunda bulunmaktadır. Efervesan tabletler, su içinde çözündüğünde, sodyum perborat, bir alkalen peroksit çözeltisi oluşturmak için ayrışır. Bu peroksit çözeltisi daha sonra oksijeni serbest bırakarak kimyasal temizliğin yanında oksijen kabarcıklarıyla mekanik bir temizlik sağlar (Peracini ve ark., 2010). Sodyum perborat, su ile temas ettiğinde sodyum metaborat, hidrojen peroksit ve oksijene ayrışarak alkalen peroksit çözeltisine dönüşür. Bu peroksit solüsyonu daha sonra oksijen salar ve böylece kimyasal temizlemeye ek olarak oksijen kabarcıkları ile mekanik bir temizleme sağlar (Budtz-Jørgensen, 1979). Bu peroksit solüsyonu, alkali deterjanları ve sodyum perborat veya perkarbonat gibi maddeleri bir araya getirir. Alkalen peroksitler, sodyum perborat veya perkarbonat gibi oksijen açığa çıkaran ve trisodyum fosfat gibi yüzey gerilimini azaltan maddeler içerirler. Bu çözeltiden açığa çıkan oksijen kabarcıkları, protez üzerinde mikro-mekanik temizleme işlemi gerçekleştirerek inatçı olmayan kontaminantları uzaklaştırır. Peroksit içerikli temizleyiciler özellikle yeni oluşmuş plak ve lekeler üzerinde etki göstermektedir. Peroksitler protezin ilk kullanımlarından itibaren rutin bir şekilde kullanıldıklarında, müsin ve hafif bir şekilde tutunmuş besin artıklarını etkin bir şekilde uzaklaştırabilirler. Ama perborat içeren protez temizleyiciler uzun süreler boyunca var olan, yerleşmiş dental plaklar konusunda etkili bulunmamaktadır (de Luna Malheiros-Segundo ve ark., 2008; Çalikkocaoğlu, 2010; Zarb ve ark., 2013). Gornitsky ve ark. (Gornitsky ve ark., 2002), perborat içeren protez temizleyicilerin kimyasal bir etki mekanizma ile mikroorganizmalar üzerinde antimikrobiyal aktivitesinin varlığını bildirmişlerdir.

Protezlerin peroksit çözeltileri içine 15-30 dk daldırılması yeterli düzeyde temizlik etkinliği göstermediği için peroksit temizleyicilerin etkili olabilmesi

amacıyla protezlerin kimyasal solüsyona birkaç saat veya bir gece boyunca daldırılmaları önerilmektedir. Buna ek olarak peroksit içerikli protez temizleyiciler, otopolimerizan sert astar materyallerinin renk stabilitelerini koruyamamasına da neden olmaktadır (Garcia ve ark., 2004; Harrison ve ark., 2004; Hong ve ark., 2009; Moffa ve ark., 2011). Metal komponentlerdeki parlaklığın zamanla azalması bu komponentlerin renk değişimi ve oksidasyon gibi metal yüzeylerine zarar veren etkiler de bildirilmiştir (Keyf ve Güngör, 2003; Felipucci ve ark., 2011b). Da Silva ve ark. (Da Silva ve ark., 2008) alkalın peroksit çözeltilerinin tatmin edici antimikrobiyal aktivite göstermediği, ancak mekanik temizleme ile faydalı olacağını bildirmiştir.

2.7.2.2. Alkalen Hipokloritler

Alkalen hipokloritler, sodyum hipoklorit içerikli temizleyicilerdir. Protezleri temizlemek için uygun görüldüklerinden protez temizliğinde rutin olarak önerilirler. Alkalen hipokloritler lekeleri ağartmanın yanında organik yapıları da çözerek bakterisid ve fungisid özellikler sergilerler. Aynı zamanda sodyum hipokloridin sporlar dahil birçok mikroorganizmayı yok ettiği çeşitli araştırmalarla ortaya konulmuştur (Pero ve ark., 2016). Protez yüzeyinden 3 mm derinliğe kadar penetre olmuş mikroorganizmaları ortadan kaldırdığı çalışmalarda bildirilmiştir (Schwindling ve ark., 2014; Jeyapalan ve ark., 2015). Sodyum hipoklorit (NaOCl) ekonomik olması, geniş spektrumlu bir dezenfektan olması ve kısa bir dezenfeksiyon süresi gerektirmesi gibi avantajlarından dolayı en fazla tercih edilen kimyasal temizleyici olmuştur. Etkinliği, derişimine ve protezin solüsyona daldırıldığı süreye bağlıdır (Tuncdemir ve ark., 2018). Da Silva ve ark. (Da Silva ve ark., 2008) 10 dk süreyle uygulanan % 1'lik NaOCl'nin test edilen çeşitli temizleyici solüsyonlar arasında en iyi antimikrobiyal aktiviteye sahip olduğunu bildirmiştir.

Diş taşının inorganik matriksini çözemedikleri, ancak diş taşı üzerindeki organik matriksi çözerek diş taşı oluşumunun inhibisyonu üzerinde etkili oldukları bildirilmiştir. % 5,25'lik sodyum hipoklorit solüsyonunun beş dakika boyunca kullanılması etki düzeyi en yüksek bakterisidal ve fungisidal yöntem olduğu

bildirilmiştir. Konuyla ilgili bir diğer araştırmada, % 10'luk derişimin 4 dakika süre boyunca yeterli dezenfeksiyon sağladığı bildirilmişken, buna benzer bir çalışmada ise % 0,75'lik derişimdeki sodyum hipoklorit solüsyonunun dezenfeksiyon için 30 dakika süre boyunca kullanılması gerektiği bildirilmiştir. %1'lik sodyum hipokloritin 10 dk'lık sürede mikroorganizmaları yok ettiğini ifade eden bir çalışmada da literatürde yer almaktadır (Alkaltham ve ark., 2023). Etki düzeyi yüksek bir dezenfektan olmasına karşın akrilik rezinin renginde ağarmaya ve protezin iskelet yapılarında korozyona neden olması, kullanımını sınırlar (Dikbaş, 2005; Salles ve ark., 2015).

Sodyum hipoklorit, organizmaları ortadan kaldıran geniş bir spektruma sahip çok bilinen bir temizleyici olmasına rağmen, protezlerde bulunabilen organik maddelerin varlığı etkinliğini azaltabilmektedir. Cilde ve giysilere zarar verebilen sodyum hipokloritin tadı ve kokusu hasta açısından da rahatsızlık vericidir (Zarb ve ark., 2013).

2.7.2.3. Seyreltilmiş Organik ve İnorganik Asitler

Seyreltik asitler yerleşmiş lekelerle karşı etkili peroksit tipi temizleyicilere direnç gösteren tartarların inorganik fosfat kısımlarını çözen kimyasal ürünlerdir. Sıklıkla hidroklorik asitli temizleyicilere ilave olarak kullanılmaktadır ve genellikle hidroklorik asitin % 5'lik çözeltisi şeklinde kullanılırlar. Fosforik asitin % 15-25'lik derişimleri şeklinde de kullanılabilmektedirler. % 5'lik asetik asit ve benzoik asit de bu grubun içinde bulunan temizleyicilerdendir (Bayraktar ve ark., 1998; Moffa ve ark., 2011).

Fırça, sünger ya da özel aplikatör yardımıyla kullanılmalı ve giysiler, gözler ve deri için tehlikeli olduklarından bu ürünlerin kullanımına dikkatli edilmelidir (Çalikkocaoğlu, 2010; Moffa ve ark., 2011).

2.7.2.4. Dezenfektanlar

Potasyum permanganat (% 0,4-1), gluteraldehitin % 2'lik solüsyonu, klorin dioksit ve klorheksidin glukonat (% 0,2) gibi birçok temizleyici çözelti protez temizliğini sağlamak için kullanılabilmektedir. 10 dakikalık süre boyunca % 2'lik gluteraldehit çözeltisine daldırmanın yeterli düzeyde bir temizlik sağladığı bildirilmektedir. % 0,4 ve % 1'lik potasyum permanganat çözeltilerinin etkinliğinin ise yeterli düzeyde olmadığı bildirilmiştir. % 2'lik klorheksidin glukonatın candida albicans üzerinde etkin olduğu, protezin doku yüzeyindeki iltihabi dokularda iyileşme sağladığı ve protez temizleyici ajan olarak kullanılabileceği bildirilmektedir. Protez yüzeylerindeki mikroorganizma miktarında azalma ve protez stomatiti olan mukozalarda iyileşmeyi sağladığı fakat kullanımı bırakıldıktan sonra aynı durumların tekrarlandığını belirten çalışmalar bulunmaktadır (Dikbaş, 2005; Perçin ve Esen, 2009; Çalikkocaoğlu, 2010).

2.7.2.5. Enzimler

Papain, muteaz, proteaz, amilaz gibi enzim içerikli çözeltiler de protezlerin temizliğinde kullanılabilmektedir. Enzim içeren temizleyiciler, bakteri plağındaki glikoprotein, mukoprotein ve mukopolisakkaritleri parçalara ayırarak etkili olmaktadır. Enzimler, protezler yüzeylerinden organik maddelerin uzaklaştırılmasında olumlu sonuçlar verirler ve inorganik eklentilerin uzaklaştırılması amacıyla solüsyonlara etilen diamin tetra asetik asit (EDTA) eklenebilmektedir (Çalikkocaoğlu, 2010).

Enzim tipi temizleyiciler protezlerdeki mikroorganizmalar üzerinde etkili bulunsalar da fungisidal açıdan enzimlerin bulunduğu veya bulunmadığı temizleyiciler arasında anlamlı bir farklılık görülmemiştir (Çalikkocaoğlu, 2010).

2.7.2.6. Silikon Polimerler

Silikon polimerler, protez yüzeylerinde sonraki uygulama adımına kadar mikroorganizmaların protez yüzeyine tutunmalarına engel olan koruyucu bir tabaka oluşturarak etkinlik gösterirler (Shay, 2000; Zarb ve ark., 2013).

2.7.2.7. Kullanılan Diğer Temizleme Ajanları

Kullanılan diğer yöntemlerin dışında ozon uygulaması ile de protez temizliği yapılabilmektedir. Ozon, bakterilerin hücre zarlarını ve duvarlarını bozarak güçlü bir sterilizasyon sağlama, ağartma ve kokuları giderme özelliklerini içerir. Protezlerin dezenfeksiyonu için gaz halinde 10 dakikalık bir ozon uygulaması yeterli bulunmaktadır (Çalikkocaoğlu, 2010).

2.7.3. Kimyasal ve Mekanik Yöntemin Beraber Kullanılması (Kombine Yöntem)

Temizleme yöntemlerinin etkinliğini arttırabilmek ve protezler üzerinde oluşabilecek mekanik sorunlara engel olmak için farklı protez temizleme yöntemlerinin birlikte kullanılması da önerilebilmektedir. Yapılan çalışmalar ağız sağlığı ve hasta memnuniyeti açısından kimyasal ya da mekanik temizliğin birbirine üstünlük göstermediğini bildirmiş, bazı araştırmacılar kombine kullanım ile iki yöntemin de avantajlarından yararlanmayı tavsiye etmiştir.

Akrilik örneklerin protez temizleyici solüsyonlar içinde mikrodalga ile dezenfeksiyon yöntemi, distile su içinde mikrodalga ile yapılan dezenfeksiyon yöntemi ile kıyaslandığında, mikrobiyolojik olarak daha etkili sonuçların olduğu görülmüştür. Uygulanan mikrodalga enerjisinin gücü ve uygulama süresi bu şekilde azaltılabilir. Fakat akrilik rezinlerin fiziksel özellikleri üzerindeki etkilerini konu alan daha çok çalışmaya ihtiyaç vardır (Glass ve ark., 2001; Senna ve ark., 2013).

Kimyasal solüsyonlarla yapılan temizlik sonrası protez yüzeyindeki mikroorganizma sayısının, fırçalama sonrası temizliğe göre daha düşük olduğu;

fırçalama yönteminin ise, plağı uzaklaştırmada kimyasal yöntemle göre daha etkili olduğu bildirilmiştir (Schwindling ve ark., 2014).

Paranhos ve ark. (Paranhos ve ark., 2007) tarafından yapılan in vitro çalışmada, kombine yöntemlerin akrilik rezin üzerindeki mikrobiyal biyofilmin azaltılmasında tek başına kimyasal yöntemden daha etkili olduğunu ortaya koymuştur. Fakat farklı temizleme yöntemlerinin; hasta memnuniyeti ve tercihleri, maliyetleri, yan etkileri ve mukoza üzerindeki etkisi hakkındaki bilgiler yeterli değildir (de Souza ve ark., 2009; Felton ve ark., 2011).

2.8. CAD/CAM Teknolojisi

2.8.1. CAD/CAM Sistemlerinin Tanımı ve Tarihçesi

Teknolojik ilerlemelerle birlikte diş hekimliği uygulamalarında yeni materyaller ve ileri teknoloji içeren sistemler kullanılmaya başlanmıştır. CAD/CAM sistemi diş hekimliğinde kullanılan en yeni ve gelişmiş teknolojik sistemlerinden biridir (Rawlings ve ark., 2006) ve CNC veya 3B baskı gibi üretim yöntemlerinden birini kullanarak prototiplerin ya da final ürünlerin tasarımı ve üretimi için dijital görüntülerin veya modellerin kullanıldığı bir süreci kapsar (Renne ve ark., 2015).

CAD (Bilgisayar Destekli Tasarım); bir materyalin bilgisayar sistemleri kullanılarak geliştirilmesi ve tasarımının yapılmasıdır. Böylece 3B model çizimi sanal ortamda gerçekleştirilebilmektedir (Jedynakiewicz ve Martin, 2001).

CAM (Bilgisayar Destekli Üretim) ise ölçülen ve planlanan veriler kullanılarak bilgisayar destekli üretimin yapılmasıdır (Jedynakiewicz ve Martin, 2001).

Mühendislik programı olarak geliştirilen 2 boyutlu (2B) CAD sistemi günden güne kat ettiği gelişmelerle birlikte 3B tasarımlar yapabilme imkanları sunmuş ve CAM sistemi ile entegre edilerek birçok endüstri alanında kullanım için yer bulmuştur.

Diş hekimliğindeki dental CAD/CAM sistemleri ile ilgili gelişmeler 1970'li yıllarda başlamıştır. Optik bir cihaz oluşturulması fikrini, 1977 yılında, ilk olarak Altschuler ve Young, ağız içi yüzey tarama sistemini geliştirmek amacıyla sunmuşlardır. Bunu takiben 1984 yılında Francois Duret tarafından 'Duret' sistemi geliştirilmiştir ve sonradan 'Sopha Bioconcept' sistemi olarak adlandırılmıştır (Duret ve Preston, 1991). Ölçü, ağız içinden görüntüleme yapılarak alınmış ve restorasyonların üretimi gerçekleştirilmiştir.

1980'lerde Dr.Rekow tarafından verilerin, fotoğraflar ve yüksek çözünürlüklü tarayıcı aracılığıyla elde edildiği; 5 akslı frezeleme ünitesine sahip bir dental CAD/CAM sistemi tasarlanmıştır (Rekow, 1987).

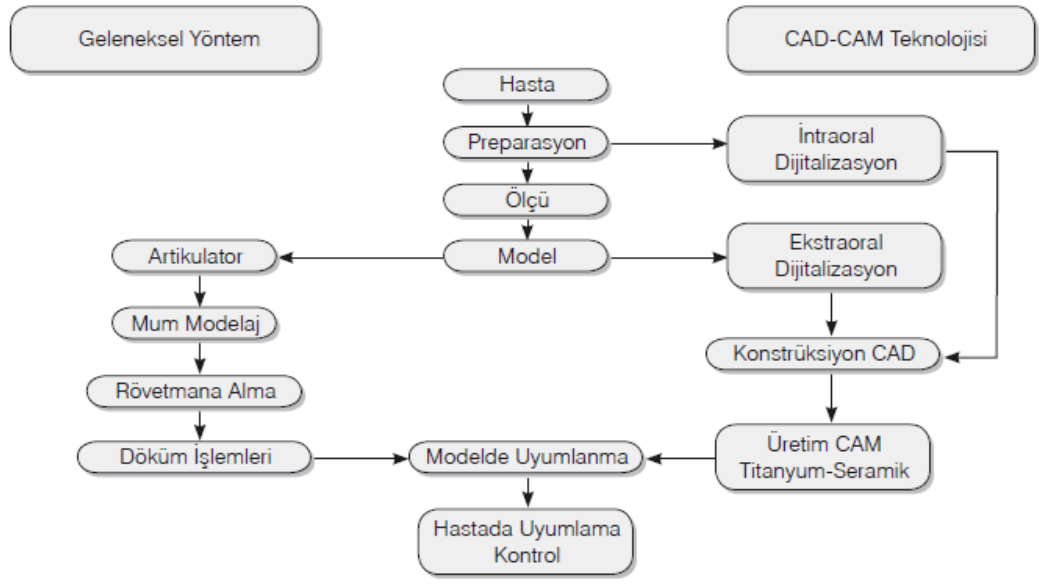
Matts Andersson, CAD/CAM sistemlerinin ilerlemesinde önemli bir rolü olan bir diğer kişidir ve 1983 yılında 'Procera' sistemini geliştirmiştir (Miyazaki ve ark., 2009). 1980'lerin başında titanyum diş hekimliği uygulamalarında yaygınlaşmaya başlamasına rağmen, döküm işlemi hassasiyet gerektiren ve zor bir işlem olmaktaydı. Dr. Andersson titanyum altyapıları kıvılcım erozyonu tekniği kullanarak üretmeye çalışmıştır. Buna ek olarak kompozit veneerlerin üretim sürecine CAD/CAM teknolojisini dahil etmiştir. Bir ağ sistemine bağlı üretim merkezi olarak geliştirilen bu teknoloji daha sonra tam seramik altyapıların üretimi için de kullanılmaya başlanmıştır. Günümüzde dünya çapında birçok şirket tarafından bu gibi ağa bağlı üretim sistemleri kullanılmaktadır (Andersson ve Odén, 1993; Andersson ve ark., 1996).

'CEREC' sistemi Brandestini ve Mörmann tarafından 1985' de geliştirilmiş, ticari olarak piyasaya sunulan ilk CAD/CAM sistemidir (Mörmann ve ark., 1987). Optik görüntüleyici ile hastanın preperasyonu yapılmış kavitesinin ölçüsü alınmış, restorasyonun tasarımı yapıldıktan sonra bütün bu işlemler, kompakt bir makine seti kullanılarak klinikte hasta başında gerçekleştirilmiş ve seramik bloktan inley üretimi gerçekleştirilmiştir. Böylece restorasyonların bir günde hazırlanması mümkün olmuş ve diş hekimliği uygulamalarında gerçek bir yenilik yapılmıştır (Liu ve Essig, 2008).

2.8.2. CAD/CAM Sistemlerinin Endikasyon Alanları

1. İnleyler
2. Onleyler
3. Laminate veneerler
4. Bölümlü kronlar
5. Tam kron ve köprü restorasyonlar (Denissen ve ark., 1999; Raigrodski, 2004; Sjögren ve ark., 2004; Fasbinder, 2006; Strub ve ark., 2006)
6. Hareketli bölümlü protezlerin iskeletleri
7. Cerrahi stentlerin tasarımı ve üretimi (Marchack, 2007)
8. Maksillofasiyal protezlerin hazırlanması (Chen ve ark., 1997; Williams ve ark., 2006; Marchack, 2007)
9. İmplant destekli protezlerde destek yapılar (Yüzügüllü ve Avcı, 2008) ve kron-köprü üretimi
10. İmplant üstü hibrit protez alt yapıların tasarımı ve üretimi (Kupeyan ve ark., 2006; Drago ve Peterson, 2007)

Konvansiyonel ölçü yöntemlerini elimine etmek, yapılacak restorasyonun doğal anatomisine, fonksiyonlarına ve preparasyonuna göre bilgisayar yazılımında tasarımını yapmak, masa başında restorasyonu üretebilmek, restorasyon kalitesini mekanik direnç, kenar uyumu, yüzey kalitesi açısından arttırmak ve daha iyi estetik sağlayabilmek CAD/CAM sistemlerin geliştirilmesindeki en önemli amaçlardandır (Christensen, 2001).



Tablo 2.1: Konvansiyonel restorasyon üretim teknikleri ile CAD/CAM uygulamalarının karşılaştırılması (Ersu ve ark., 2008)

CAD/CAM Sistemlerin Avantajları

Kısa zamanda dayanıklılığı yüksek restorasyonları üretme imkânı sağlanmıştır (Duret ve Preston, 1991; Palin ve Burke, 2005).

Protezlerin üretim aşamalarından kaynaklanan hatalar azalmış ve aşamaların azalması çapraz enfeksiyon riskini de azaltmıştır (Liu ve Essig, 2008).

Seramik materyallerin füzyon, kondansasyon, sinterizasyon işlemleri parsiyel olarak azalmıştır (Liu ve Essig, 2008).

Seans sayısının azalması, hem hasta hem de hekim açısından zaman tasarrufu sağlamıştır (Feuerstein, 2004).

Geçici restorasyonların uzun işlem basamakları birkaç saat içerisinde restorasyonların üretilmesi sayesinde elimine edilmiştir (Feuerstein, 2004).

Verilerin dijital veri olarak arşivlenmeleri reproduksiyonu kolay üretimler yapma imkânı sağlamıştır.

Ölçülerin ve tasarımların dijital ortamdaki transferi saniyeler içerisinde gerçekleştirilebildiği için farklı bir ülkeden veya şehirden hizmet almak mümkün hale gelmiştir.

Konvansiyonel ölçü yöntemlerine göre çalışma yöntemleri kolaylaştırılmış olan CAD/CAM sistemlerinde, restorasyonların doğal diş formuna daha yakın ve fonksiyonel üretilmesi mümkün hale gelmiştir.marjinal ve internal uyumu yüksek restorasyonlar, yüzey kalitesi ve mekanik direnci daha yüksek şekilde, güncel materyallerin kullanıma sunulmasıyla üretilmiştir (Mehl ve Hickel, 1999).

(Punj ve ark., 2017; Memari ve ark., 2019).

Hasta konforu daha yüksektir ve kusma refleksi olan hastalardan daha kolay ölçü alınabilmektedir (Londono ve ark., 2015; Hu ve ark., 2019).

Bütün yüzeylerin analizi 3B modeller ile yapılabilmektedir (Fournier ve ark., 2020).

3B modeller, farklı cihazlarda; gerçek olarak üretilerek analiz edilebilmektedir (Punj ve ark., 2017).

Tedaviden önce diyagnostik dijital modeller üzerinde; değişiklikler yapma imkanı sunmaktadır (Zimmermann ve ark., 2015; Punj ve ark., 2017).

Geleneksel ölçü yöntemleri kadar hassastır (Zimmermann ve ark., 2015).

Görüntü alanı kesitsel olarak ya da parça parça incelenebilmektedir (Fournier ve ark., 2020).

Bilgisayar ortamında; sanal bir artikülatöre bağlanarak kapanış kaydı ya da planlama yapılabilmektedir (Alghazzawi, 2016; Radu ve ark., 2020).

İnternet üzerinden; veri alışverişi sağlanabilmektedir (Zimmermann ve ark., 2015; Punj ve ark., 2017).

Veriler CT ve CBCT gibi sistemlerde karşılaştırılabilmektedir ve farklı görüntüleme boyutuna çevrilebilir. ‘stl.’ ve ‘ply.’ formatına çevrilen veriler başka sistemlerde kullanılabilir. (Matsuda ve ark., 2010).

Doğru ve objektif renk seçimi yapılabilmektedir (Zimmermann ve ark., 2015; Punj ve ark., 2017).

CAD/CAM Sistemlerin Dezavantajları

Monolitik bloklarla üretilen restorasyonlarla istenilen rengin ve estetiğin sağlanamaması polikromatik blokların üretimiyle birlikte ortadan kaldırılmıştır. Derin subgingival basamağı bulunan dişlerin ölçüsünün alınması beraberinde iyi bir retraksiyon yapılmasını gerektirdiği için subgingival bölgenin taramasında zorluklarla karşılaşmaktadır. (Christensen, 2001).

Bazı CAD/CAM sistemlerinin kurulumu, bakımı ve program güncellemeleri maliyetlidir ve ek bütçe ayırmak gerekmektedir. (Mangano ve ark., 2017; Punj ve ark., 2017).

Tam ark intaoral taramaların gerektiği durumlarda, tarayıcıların başarısı geleneksel yöntemlere göre daha düşüktür ve özellikle tam dişsiz alanların taramalarının yapılması zor olmaktadır (Mangano ve ark., 2017; Ahlholm ve ark., 2018; Alsharbaty ve ark., 2019; Braian ve Wennerberg, 2019; Ender ve ark., 2019; Park ve ark., 2019; Keul ve Güth, 2020).

Sistemin; bir diğer kısıtlaması ise personel eğitimidir. Fakat iyi eğitim almış ve motive olmuş personeller ile bilgisayar destekli diş hekimliğinde başarılı sonuçlar alınabilmektedir (Mangano ve ark., 2017; Punj ve ark., 2017; Ahmed ve ark., 2019).

2.8.3. CAD/CAM Sistemlerin Bileşenleri

Diş hekimliği uygulamalarında kullanılan CAD-CAM sistemleri üç komponentten meydana gelmektedir:

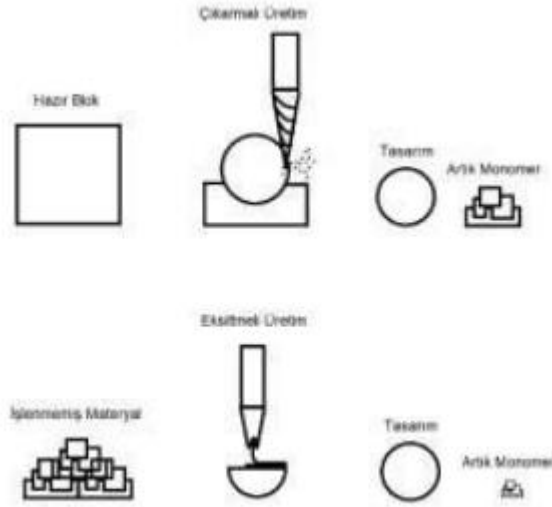
1. Fiziksel geometriyi dijital verilere çeviren bir tarayıcı ya da dijitalizasyonun sağlandığı araç diğer bir deyişle tarayıcı,
2. Taranan verileri işleyerek dijitalize edilmiş objenin görüntülerini oluşturan ve tasarımın oluşturulmasını sağlayan yazılım,

3. Restorasyonun dijitalize edilmiş verilerini fiziksel bir ürüne dönüştüren üretim teknolojisi (Beuer ve ark., 2008)

İlk iki basamak CAD aşamasından sorumluyken, 3. basamak CAM aşamasında rol oynar (Ting-shu ve Jian, 2015) ve birlikte kullanılan bu üç sistemin hassasiyeti üretilen restorasyonların başarısında rol oynar.

2.9. CAM Sistemleri

Günümüzde CAD/CAM sistemleri; eksiltmeli ve eklemeli (subtractive ve additive) olmak üzere iki temel üretim mekanizmasını kullanmaktadır. Sistemlerde genellikle eksiltmeli yöntem uygulanmaktadır. Eklemeli yöntemlerin kullanımı da diş hekimliğinde artmaya başlamıştır. (Silva ve ark., 2011).



Şekil 2.3 : Eksiltmeli ve eklemeli üretim

2.9.1. Eksiltmeli Üretim

Eksiltmeli üretim yöntemi genellikle, kısmen veya tamamen sinterlenmiş bir materyalden tasarlanmış hacimsel şeklin bir freze ünitesi kullanılarak şekillendirilmesini içerir. Frezeleme sistemleri laboratuvarında veya hasta başında

olabilir. Günümüzde frezelenen materyaller arasında mum, PMMA, kompozit rezinler, yüksek performanslı polimerler, metaller ve seramikler bulunur; bunlar arasında cam seramikler, yaygın olarak rezin bazlı seramikler olarak bilinen seramik partiküllerle güçlendirilmiş polimerler, hibrid seramikler olarak da bilinen seramik infiltre edilmiş polimerler ve polikristalin seramiklerdir.

Frezeleme işlemi iki şekilde gerçekleştirilebilir:

Kuru Frezeleme: Zirkonyum oksit bloklara düşük ön sinterleme ile uygulama yapılır (Beuer ve ark., 2008).

Islak Frezeleme: Frezelenen materyalin (metal ve cam seramik) frezeleme sırasında aşırı ısınması ve zarar görmesine engel olmak için elmas veya karbit kesici frez soğuk sıvı spreyi ile birlikte kullanılmaktadır (Beuer ve ark., 2008). Ayrıca eksen sayısına göre de 4 eksenli ve 5 eksenli olabilmektedirler ve 5 eksenli bir frezeleme ünitesiyle frezlenen restorasyonlar, 4 eksenli frezeleme ünitesi ile frezelenmiş restorasyonlardan daha yüksek bir doğruluğa sahip olmaktadır (Abduo ve ark., 2014).

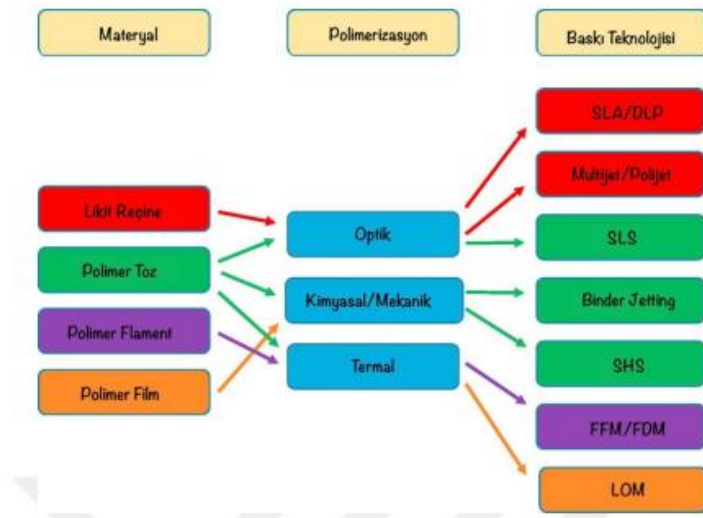
Eksiltmeli üretim yöntemi ile hazırlanacak hareketli protezler; kaide ve yapay dişlerin tek parça olarak üretilmesi, kazınan kaide için ayrı yapay dişlerin de aynı yöntemle kazınması veya kazınmış kaide için prefabrik yapay dişlerin kullanılması şeklinde üç yöntemle gerçekleştirilebilir. Bu şekilde hazırlanan dijital hareketli protezler için pek çok farklı sistem bulunmaktadır ve her sistemin randevu sayıları ve sunduğu imkanlar farklılıklar göstermektedir (Gedikli ve Bilgin, 2023).

2.9.2. Eklemeli Üretim

Üç boyutlu baskı yöntemi (3B) olarak da adlandırılan eklemeli üretimin endüstriyel seviyedeki ilk kullanımları 1980'li yıllarda piyasada yer bulmuştur. 1986 yılında ilk 3B baskı makinesi Charles W. Hull tarafından patent alınmıştır. Bu yıllarda 3B baskı makineleri büyük oranda hızlı prototipleme için kullanılmıştır. Eriyik yığılma modelleme (fused deposition modeling (FDM)) işleminin 2009'da patent süresinin sona ermesinden hemen sonra, 3B baskı makineleri dental sektörde de yer

bulmuştur (Schweiger ve ark., 2021). Dental laboratuvarların büyük bir çoğunluğu, dijital sistemlerle analog sistemleri birlikte kullanıp ürünlerin değişime ayak uydurmasının yansira geleneksel izler taşımamasını da birleştirmeye çalışmaktadır. 3B baskı yöntemi bu gelişimin önemli bir komponentidir (Türk ve ark., 2022). Eklemeli üretim 3B model verilerinden nesneler oluşturmak için materyalleri birleştirme işlemi olarak tanımlanmaktadır. CAD tasarımı tamamlandığında çok kesitli görüntülere bölünmektedir. Üretim ünitesi son şekli oluşturmak için eritilmiş sıvı veya toz malzemeleri ardışık olarak katman katman üst üste ekleyerek oluşturmaktadır (Keating ve ark., 2008).

Sıvı fotopolimer polimerize edilerek cerrahi şablonlar, modeller, ortodontik apareyler ve hareketli protezler üretilebilir (Yao ve ark., 2021). 3B baskı, minimal düzeyde materyal kullanımı ile daha kompleks tasarımları üretme şansı sunar (Berman, 2012). Pasif üretim olarak adlandırılan üretim esnasında, materyal üzerine herhangi bir kuvvet uygulanmaması (Abduo ve ark., 2014), kolay erişilebilir olması ve maliyetinin düşük olması avantajları arasındadır (Tahayeri ve ark., 2018). Üretimi yapılan objenin kalitesi, 3B yazıcının ve rezinin özelliklerine bağlıdır. Çözünürlük, doğruluk ve tekrarlanabilirlik gibi bazı faktörler bir 3B yazıcının kapasitesinin göstergesidir.



Tablo 2.2: 3B Baskı Yöntemleri; SLA: Stereolitografi, DLP: Dijital Işık İşleme, SLS: Seçici Lazer Sinterleme, FFM: Erimiş Filament Üretimi, FDM: Erimiş Biriktirme Modellemesi, LOM: Lamine Nesne Üretimi.

Üç Boyutlu Yazıcı ile Üretimin Avantajları

Piyasada bulunan üretim cihazı çeşitliliği nedeniyle üretimde esneklik: Cihazların bazıları, üretim esnasında yapıyı değiştirmeden aynı esnada birden çok materyal üretimi yapabilir. Bu esas olarak organik veya çok renkli materyallerin üretimi ile sınırlı olmakla birlikte teknolojinin ilerlemesi, sonraki süreçler için çok bileşenli dental protezlerin ve bunların alt yapılarının kompleks protez vakaları için tek bir cihazda, bir defada üretimine izin verebilme potansiyeli sunar (Vaezi ve ark., 2013).

Pasif üretim: Bu üretim tekniği materyal üzerine kuvvet uygulamadığı için özellikle eksiltmeli üretim sisteminin bazı dezavantajlarını da elimine eder. Frezeleme ünitelerindeki freze sistemlerinin aşınmasına, frezeleme sırasında meydana gelen yüksek ses ve ısı üretimine neden olmaması ayrıca üretim sırasında yüzey hasarına sebep olabilecek yüzey sertliği yüksek metallerin üretilebilmesi eklemeli üretimin avantajlarından (Abduo ve ark., 2014).

Minimum hammadde israfı: Eksiltmeli üretimde, hammadde % 96 oranında aşındırılabilir ve frezelenmiş materyal artıkları genellikle tekrar kullanılamaz fakat eklemeli üretim genellikle gerekli miktarda materyal kullanma eğilimindedir ve % 40 oranında daha az hammadde israfı sağlar (Berman, 2012). Buna ilaveten, üretim sonrası polimerize olmamış rezinin yaklaşık % 95 veya % 98'i yeni üretim döngülerinde tekrar kullanılabilir. Bu durum yalnızca hammaddenin toplam maliyetini düşürür aynı zamanda hammaddenin toplam kütlesi ve hacminin önemli olduğu durumlarda da önem arz eder. Eksiltmeli üretim tekniğinde olduğu gibi hazır bir materyal bloğunun boyutlarıyla sınırlandırılmak zorunda olmadan, nihai ürünün toplam boyutu, sadece cihazın üretim alanının boyutu ile sınırlıdır; bu boyut genel olarak frezeleme sistemleri için üretilmiş hazır blokların sunduğu boyuttan daha büyük olabilmektedir.

Üç Boyutlu Yazıcı ile Üretimin Limitasyonları

Merdiven etkisi: Katman kalınlığı olabilecek en düşük çözünürlüğe ayarlanmadıkça, eklemeli üretimin katmanlı üretim şekli, nihai ürün üzerinde bir merdiven etkisi yaratır. Katman kalınlığı minimum olarak ayarlandığında bu durum önüne geçilebilir bir durumdur fakat bu durum üretim için geçen süreyi önemli ölçüde uzatmaktadır (Masood ve ark., 2003).

Seramik yapıların üretimi: Seramik yapıların (zirkonya ve alümina) üretimi için bazı yenilikler bu teknolojiye dahil edilmiştir, fakat eklemeli üretim tekniğiyle üretilen gözenekli yapılar, büzülmeye sebep olabilecek detaylı bir son işlem gerektirir. Bu nedenle, eksiltmeli üretimdeki homojen yapı mümkün olamamaktadır (Denry ve Kelly, 2014).

Tekrarlanabilirlik: Üretim hızı ve doğruluğu artarken, eklemeli üretim yapan birçok cihaz hala bazı dental uygulamalar için ihtiyaç duyulan doğruluk veya tekrarlanabilirlikte üretim yapamamaktadır (Abduo ve ark., 2014). Daha iyi bir oranda doğruluğun arandığı durumlarda, genellikle üretim hızı yavaş gerçekleşir.

Destek yapılara ihtiyaç: Üretim sürecinde tüm desteksiz yapıları destekleyen destek yapılarının yerleştirilmesi ek adımlar gerektirmektedir ve ürünün üretimi tamamlandıktan sonra uzaklaştırılmalıdır. (Liu ve ark., 2006).

Dental kullanım için özgüllük: 3B baskı teknolojisi diş hekimliği uygulamaları için gelişmelere açık olduğundan piyasada bulunan pekçok yazıcı, eksiltmeli üretim tekniği kadar diş hekimliği uygulamaları için yeterli değildir (Miyazaki ve ark., 2009).

Bu üretim teknolojisine sahip teknikler:

- Kazan fotopolimerizasyonu (Vat photopolymerization (VPP))
- Malzeme ekstrüzyonu (Material extrusion (MEX))
- Malzeme püskürtme (Material jetting (MJT))

- Başlayıcı püskürtme (Binder jetting (BJT))
- Toz yataklı füzyon (Powder-bed fusion (PBF))
- Yönlendirilmiş enerji biriktirme (Directed energy deposition (DED))
- Sac laminasyon (Sheet lamination (SHL))

Eklemeli üretim teknolojisi farkı restorasyonların dikey bileşenlerini temsil eden z düzleminin geliştirilmesiyle ilgilidir (Keating ve ark., 2008).

2.10. Mekanik Test Yöntemleri

İntraoral olarak kullanılacak dental restoratif materyallerin elastik modülüsü, mukavemeti, yorulma direnci, sertlik ve aşınma/aşındırma özellikleri, termal genişleme katsayısı ve biyo-uyumlulukları materyal seçimini etkileyen en önemli faktörlerdir. Dental restoratif materyallerin, klinik kullanım sırasında karşılaşılan kuvvetlere karşı mukavemet göstermesi ve kalıcı deformasyona uğramaması gerekmektedir. Materyalin mekanik başarısızlığı, genellikle tek bir aşırı yükleme sonucu değil, aynı kuvvetlerin devamlı tekrar etmesinden dolayı oluşan yorgunluk nedeniyle meydana gelmektedir (Cox ve ark., 1996). Bahsedilen tüm bu mekanik özelliklerin ağız ortamında test yapılarak değerlendirilmesini sınırlayan takibin zaman alıcı ve zor olması gibi birçok faktör bulunmaktadır. Bu nedenlerle, dental materyallerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin değerlendirilmesinde, in-vivo metodlara oranla in-vitro testler sıklıkla tercih edilmektedir. Etkili ve hızlı sonuç veren in-vitro testler, sonuçlarının karşılaştırılabilir ve tekrarlanabilir olması nedeniyle de avantajlıdır (Ayaz ve ark., 2011).

Dental restorasyonların tek parça halinde kullanılamadığı durumlarda farklı adeziv sistemler kullanılarak farklı teknik ve materyaller ile bağlanması gerekliliğı söz konusu olmaktadır. Bağlantı yeterliliğinin analizi uzun dönemli başarılı restorasyonlar yapabilmek için önemlidir. Bu sebeple bağlantı dayanımı testleri kullanılır ve ISO 1942'ye göre “iki malzeme arasındaki bağlantıyı bozmak ve

gereken stresi ölçmek için tasarlanmış mekanik testler'' olarak tarif edilmektedir (Murphy ve ark., 2009).

Bağlantı kuvveti testleri klinik ve laboratuvar testleri olarak ikiye ayrılır. Klinik testler, dental restorasyonların başarısını analiz etmede en güvenilir yöntemler olsa da intraoral olarak bağlantıya pek çok faktörün etkili olabileceğinden başarısızlık nedenini kesin olarak belirlemek mümkün olmayabilir. Aksine laboratuvar testlerinde etkisi araştırılacak faktör değiştirilerek diğer faktörlerin sabit tutulması mümkündür. Laboratuvar testleri; klinisyenler ve teknisyenler tarafından uygun birleştirme protokolü ve sistemini tayin etmede giderek daha fazla uygulanan ve güvenilen yöntemlerdir (Sirisha ve ark., 2014).

Mekanik laboratuvar testleri, statik ve dinamik testler olarak sınıflandırılabilirler. Statik testlerde örnekler kuvvet uygulaması esnasında hareketsiz dururken dinamik testlerde test üzerinde aktif olarak hareket ederler. Statik bağlantı testleri örneğin bağlantı alanının boyutuna göre 3 mm²'den büyük olduğunda makro testler, 1 mm² veya daha küçük olduğunda ise mikro testler olarak adlandırılır. Bağlantı alanı ara yüzündeki yükleme yöntemlerine göre ise kesme, çekme ve itme testleri olarak sınıflamak mümkündür (Van Meerbeek ve ark., 2010; El Mourad, 2018).

2.10.1. Kesme Testleri

Bağlanmanın ardından örnekler, kırılma oluşana kadar kesme yaklaşım tarzında kuvvet uygulanan evrensel bir test cihazına yerleştirilir. Kuvvet uygulaması için tek kenarlı bir keski, düz uçlu çubuk, tel halka ve metal bant şeklinde aperiyelemler kullanılabilir. Örneklerin hazırlanması ve testin uygulanması karmaşık değildir. Bundan dolayı kesme testleri literatürlerde en fazla tercih edilen bağlantı testleridir (Fischer ve ark., 2009; Sirisha ve ark., 2014). Test, 0.5 mm/dk ila 5.0 mm/dk çapraz kafa hızı aralıklarında başlar ve örnek ile temas sonrası 0 Newton'dan kademeli olarak bağlantı bozuluncaya kadar kuvvet artar. Kırılmanın meydana geldiği kuvvet değeri kaydedilir (Jin ve ark., 2016). MBD testlerinin kolayca uygulanabilmesi ve hızlı sonuca gidebilme gibi avantajları olmasına rağmen bağlantı yüzeylerinde homojen olmayan stres dağılımları yaratmaları ve oluşan koheziv kırık

oranlarının beklenen sonuçtan daha düşük değerlerde elde edilmesi gibi dezavantajlara sahiptir (Van Meerbeek ve ark., 2010). Bağlantı ara yüz alanı 1 mm² olan örneklerle yapılan kesme testleri mikro kesme testleri olarak adlandırılır. Bu test yönteminde makro olanlara kıyasla ara yüzeylere uygulanan kuvvet sonucu oluşan dağılık stres daha az olduğundan ve kuvvetin ara yüzde yoğunlaşmasından dolayı daha doğru sonuçlar elde etmek mümkündür (Placido ve ark., 2007; Scherrer ve ark., 2010).

2.10.2. Çekme Testleri

Bu test düzeneğine bağlantı kuvveti test edilen her iki materyal de bağlı tutulur ve bağlantı ara yüzüne doksan derece açıyla, materyalleri birbirinden ayırıcı kuvvet uygulaması prensibi vardır. Kesme testinin tersine çekme testinde gerilme dağılımı daha düzgün ve homojendir, böylece daha doğru sonuç verdiği öngörülmektedir (Sirisha ve ark., 2014). Ancak çekme kuvvetlerinin homojen ve doğru olabilmesi için örneğin doğru konumlanması, test işlemi sırasında örneklerin sabit olması önemlidir. ISO 11405 dökümanterinde çekme testinde stabilizasyonun sağlanması için özel ekipman önerileri ve önerilen çekme hızının 0.75 ± 0.30 mm/dk olması gerekliliği bildirilmiştir (ISO/TS 11405, 2003). Mikro çekme test yöntemleri 1 mm² yüzey alanlı örnekler ile yapılan en yaygın mikro bağlantı test yöntemidir. Bu test yöntemi ile en homojen gerilim değerleri saptamak mümkündür. Ancak örneklerin hazırlanması yüksek hassasiyet gerektirir ve test sonrası örnekler kolayca hasar görebilmektedir (Van Meerbeek ve ark., 2010).

Amaç ve Hipotez

Bu çalışmanın amacı; farklı üretim yöntemleriyle elde edilmiş protez kaide materyallerinin ve yapay dişlerin farklı içerikli protez temizleme solüsyonunda bekletildikten sonraki makaslama bağlanma dayanımlarının değerlendirilmesidir. Sıfır hipotezlerimiz (i) farklı üretim yöntemleriyle elde edilmiş kaide ve yapay dişler arasındaki makaslama bağlanma dayanımına farklı içerikli protez temizleme solüsyonlarının etki etmeyeceği ve (ii) üretim yöntemleri arasında fark yaratmayacağı yönündedir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışması Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı, Ordu Üniversitesi Merkezi Araştırma ve Btech Savunma Havacılık Medikal ve İleri Teknolojiler Sanayi Ticaret A.Ş. laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızda, farklı üretim yöntemleriyle elde edilen kaide (konvansiyonel, eksiltme ve ekleme yöntemiyle üretilen) ve yapay dişler (konvansiyonel, eksiltme ve ekleme yöntemiyle üretilen) arasındaki bağlantı sağlandıktan sonra farklı içeriğe sahip temizleme solüsyonlarında bekletilerek solüsyon içeriklerinin kaide-yapay dişler arasındaki bağlantıya olan etkisi incelenmiştir.

Çalışma aşamaları tablo 3.1’de anlatılmıştır.

Tablo 3.1. Tez çalışmasına ait akış şeması.

Tez Çalışma Aşamaları
1. Kaide örneklerinin hazırlanması
2. Diş örneklerinin hazırlanması
3. Kaide ve diş örneklerinin birbirine bağlanması
4. Örneklerin temizleme solüsyonunda bekletilmesi
5. Makaslama Bağlanma Dayanımı testinin uygulanması
6. Stereomikroskop ile başarısızlık tiplerinin belirlenmesi
7. Verilerin İstatistiksel Analizi

Çalışmada kullanılan materyaller, ticari isimleri, kimyasal içerikleri ve üretici firmaları tablo 3.2’de, çalışmada kullanılan cihazlar ve üretici firmaları ise tablo 3.3’te gösterilmiştir.

Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan materyaller, ticari isim, kimyasal içerik ve üretici firmaları.

Materyal	Ticari İsim	Kimyasal İçerik	Üretici Firma
Eklemeli CAD/CAM Yöntemi ile Üretilen Kaide Materyali	Dentca Denture Base LP	Metakrilat Monomer (MMA) Diüretan Dimetakrilat (DUDMA), Propilidintrimetil Trimetakrilat	Formlabs Inc., Somerville, MA, ABD
Eksiltmeli CAD/CAM Yöntemi ile Üretilen Kaide Materyali	Ivobase CAD	Poli (Metil Metakrilat)	Ivoclar Vivadent Ag, Schaan, Lihtenştayn
Isı ile Polimerize Edilen Kaide Materyali	Meliodent	Toz: Polimetil Metakrilat Likit: Metil Metakrilat (MMA), Dimetakrilat	Heraeus Kulzer GMBh and Co., Hanau, Almanya
Eklemeli CAD/CAM Yöntemi ile Üretilen Rezin Dişler	Dentca Denture Teeth	Metakrilat Monomer Diüretan Dimetakrilat (DUDMA), Propilidintrimetil Trimetakrilat	Formlabs Inc., Somerville, MA, ABD
Eksiltmeli CAD/CAM Yöntemi ile Üretilen Rezin Dişler	SR Vivodent CAD	Çift Çapraz Bağlı Polimetil Metakrilat	Ivoclar Vivadent Ag, Schaan, Lihtenştayn
Isı ile Polimerize Edilen Rezin Dişler	Eray	Polimetil Metakrilat	Eraylar Akrilik A.Ş., Ostim Ankara / Türkiye
Eksiltmeli CAD/CAM Yöntemi ile Üretilen Kaide-Diş Bağlantı Ajansı	Ivotion Bond Kit	Polimer: Polimetil metakrilat, yumuşatıcı, benzoil peroksit, katalizör, pigmentler Monomer: Metil metakrilat, dimetakrilat, katalizör Modelleme sıvısı: Metil metakrilat, dimetakrilat, katalizör	Ivoclar Vivadent Ag, Schaan, Lihtenştayn
Soğuk Akrilik Resin (Ortodontik Akrilik)	Meliodent® Rapid Repair	Metil Metakrilat (MMA)	Heraeus Kulzer GMBh and Co., Hanau, Almanya

Tablo 3.3. Çalışmada kullanılan cihazlar ve üretici firmaları

CİHAZLAR	ÜRETİCİ FİRMA
Hassas Kesme Cihazı	Mecatome T180; Presi SA, Eybens, Fransa
Dijital Kumpas	Padget Services; Londra, İngiltere
Basınçlı Polimerizasyon Cihazı	MultiCure; Vertex, Hollanda
Mum Atım Cihazı	C 10; Ermetal, Ankara,Türkiye
Mufla Kaynatma Cihazı	C 11; Ermetal,Ankara,Türkiye
Kumlama Cihazı	Renfert Basic eco, Renfert GmbH, Almanya
Üniversal Test Cihazı	AGX-S; Shimadzu, Kyoto, Japonya
3D Protipleme ve Üretim Cihazı	Formlabs Form 3B; Formlabs Inc., Somerville, Ma, ABD
Form Wash Temizleme Cihazı	Formlabs Form 3B; Formlabs Inc., Somerville, Ma, ABD
Form Cure Kürleme Cihazı	Formlabs Form 3B; Formlabs Inc., Somerville, Ma, ABD
Ultrasonik Temizleme Cihazı	JP-4820; Skymen Heatable, Shenzhen, Çin
Stereomikroskop	Leica SP1600; Leica, Wetzlar, Almanya

Çalışmamızda kullanılacak örnek sayısını belirlemek için yapılan istatistiksel ön analiz (G*Power versiyon 3.1.9.2, Universität Düsseldorf, Düsseldorf, Almanya) sonucunda makaslama bağlantı değerleri dikkate alındığında %95 güven, 0,823 etki büyüklüğü ve %99,372 test gücü ile birlikte her grupta en az 9 gözlem alınması gerektiği belirlenmiştir (Ates ve ark., 2017).

Toplam örnek sayısı N=150 ve her alt grup için n=10 olarak belirlendi. Tüm analizlerde istatistiksel anlamlılık düzeyi %5 olarak kabul edildi.

3.1. Test Örneklerinin Hazırlanması

Bu tez çalışmasında, toplamda 150 adet akrilik kaide ve yapay diş örnek hazırlanmıştır. Akrilik kaide örneklerin boyutları yapılan literatür taraması sonucu 7x7x2 mm olacak şekilde, yapay diş örnekleri ise 3 mm çapında ve 2 mm uzunluğunda olacak şekilde hazırlandı (ISO, 2003).

3.1.1. Isı ile Polimerize Olan Akrilik Örneklerin Hazırlanması

3.1.1.1. Isı ile Polimerize Olan Akrilik Diş Örneklerinin Hazırlanması

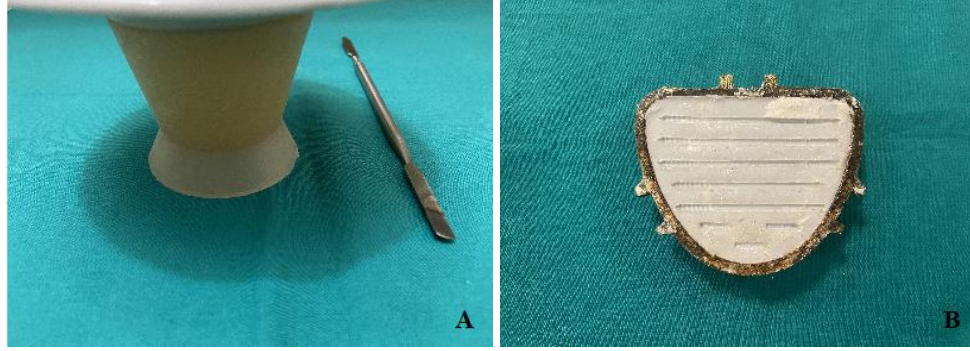
Isı ile polimerize olan yapay diş örneklerin mufla içerisindeki tepim boşluklarını oluşturabilmek için 3x100 mm boyutlarında silindir plastik çubuklar kullanıldı. Bu çubuklar tip III alçı (Whip Mix Dental Stone; Whip Mix Corp, Louisville, Kentucky, ABD) kullanılarak muflaya alındı ve akrilik tepimi için gerekli tepim boşlukları hazırlandı.



Resim 3.1. Akrilik diş örnekleri için tepim boşluğu elde edilmesi (A) tepim boşluklarına separatör solüsyonun sürülmesi (B)

Elde edilen boşluklara separatör solüsyon (Solant DI seperator, Coltene, İsviçre) sürüldü. Çalışmamızda ısı ile polimerize olan akrilik materyali üretici firmanın talimatları doğrultusunda 23 gr toz (Eraylar Akrilik A.Ş., Ostim Ankara, Türkiye), 10 ml likit (Meliodent, Heraeus Kulzer GMBh and Co., Hanau, Almanya) oranında ışık geçirmeyen bir kapta karıştırıldı ve akrilik hamur kıvamına gelinceye

kadar ağzı kapalı bir şekilde bekletildi. Hamur kıvamını alan akrilik, muflada oluşturulan tepim boşluğuna yerleştirildi.



Resim 3.2. Hazırlanan akriliğin ışık geçirmeyen kaptan hazırlanarak bekletilmesi (A) ve hazırlanmış tepim boşlukları (B)

Muflanın alt ve üst parçaları arasında naylon kullanılarak hidrolik pres (Carlo De Giorgi S.T.L, Barazante, İtalya) yardımıyla 2 MPa basınç uygulayacak şekilde 2 kez prova kapanışı yapıldı ve fazlalıklar uzaklaştırıldı.



Resim 3.3. Muflanın preslenmesi

Akrilik rezinin polimerizasyonu için mufla, üretici firmanın talimatları doğrultusunda içerisinde oda ısısında su bulunan mufla kaynatma cihazına (C 11; Ermetal Dental, Ankara, Türkiye) yerleştirildi ve 95°C ye kadar ısıtıldı ve bu sıcaklıkta 20 dakika süreyle bekletildi.



Resim 3.4. Akrilik rezinin polimerize edilmesi

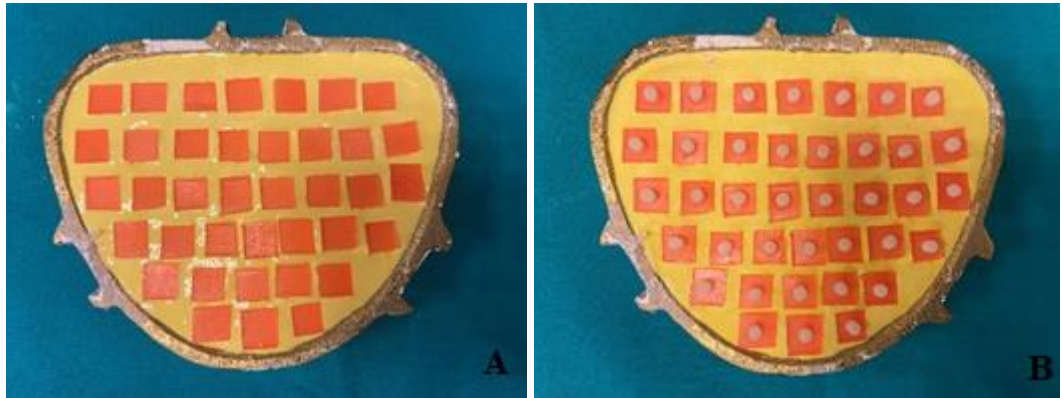
Polimerizasyonu sağlanan ısı ile polimerize silindir akrilik diş kalıpları devri ayarlanabilen masa motoru (Strong 210, Saeshin, Kore) kullanılarak 3 mm çapında 2 mm uzunluğunda örnekler elde edilecek şekilde elmas separe yardımıyla (Sunshine Diamonds, Langenhagen, Almanya) kesildi (n=50).



Resim 3.5. Akrilik diş örneklerinin çap (A) ve yüksekliklerinin (B) ölçülmesi

3.1.1.2. Isı ile Polimerize Olan Akrilik Kaide Örneklerinin Hazırlanması

Isı ile polimerize olan akrilik kaide örneklerin mufla içerisindeki tepim boşluklarını oluşturabilmek için 7×7×2 mm boyutlarında 50 adet mum kalıp hazırlandı. Bu kalıplar tip III (Whip Mix Dental Stone; Whip Mix Corp, Louisville, Kentucky, ABD) alçı kullanılarak horizontal olarak muflaya alındı. Sertleşmesi tamamlanmış alçıda gömülü bulunan mum kalıpların merkezine elde edilen dış örnekleri hafif bir parmak basıncı ile vertikal bir şekilde yerleştirildi.



Resim 3.6. Akrilik kaide örneklerin mufla içerisindeki tepim boşluklarının oluşturulması için mum kalıpların muflaya alınması (A) mum kalıpların merkezine dış örneklerinin yerleştirilmesi (B)

Ardından muflanın üst yarısı alçı ile doldurulup sertleşmesi beklendi. Muflalar 95 °C 20 dakika mum atım cihazında (C 10; Ermetal Dental, Ankara, Türkiye) bekletildi.



Resim 3.7. Muflaların mum atımı için cihazına yerleştirilmesi

Muflaların açılmasının ardından kalıbı oluşturan mum kalıntıları mum temizleme cihazından akan sıcak su yardımıyla temizlendi ve böylelikle akrilik tepimi için gerekli tepim boşlukları hazırlandı.



Resim 3.8. Muflaların mum atımı için cihazda bekletilmesi (A) akrilik tepimi için elde edilen tepim boşluklarının elde edilmesi (B)

Akrilik dişlerin mufla üst yarısındaki konumları kontrol edildi. Isı ile polimerize olan akrilik kaide materyali (Meliodent, Heraeus Kulzer GmbH ve Co., Hanau, Almanya) üretici firmanın talimatları doğrultusunda 23 gr toz/10 ml likit oranında ışık geçirmeyen bir kaptaki karıştırıldı ve akrilik hamur kıvamına gelinceye

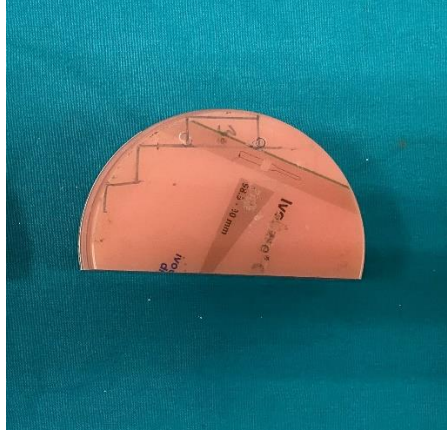
kadar ağız kapalı bir şekilde bekletildi. Hamur kıvamına gelen kaide akrilik materyali mufla alt yarısında hazırlanan boşluklara yeterli miktarda yerleştirildi. Muflanın alt ve üst parçaları arasına yerleştirilecek şekilde naylon kullanılarak hidrolik pres yardımıyla 2 kez prova kapanışı yapıldı ve fazlalıklar uzaklaştırıldı. Akrilik rezinin polimerizasyonu için mufla, üretici firmanın talimatları doğrultusunda içerisinde oda ısısında su bulunan mufla kaynatma cihazına (C 11; Ermetal Dental, Ankara, Türkiye) yerleştirildi ve 95°C ye kadar ısıtıldı ve bu sıcaklıkta 20 dakika süreyle bekletildi.

Polimerizasyonunu tamamlamış örnekler mufladan çıkarıldı ve masa motoru yardımıyla fazlalıklar uzaklaştırılarak kenarları düzenlendi. Elde edilen örnekler ultrasonikte (JP-4820; Skymen Heatable, Shenzhen, Çin) 10 dakika bekletilerek temizlendi. (n=50)

3.1.2. Eksiltmeli CAD/CAM Üretim Yöntemiyle Akrilik Örneklerin Hazırlanması

3.1.2.1. Eksiltmeli CAD/CAM Üretim Yöntemiyle Akrilik Kaide Örneklerin Hazırlanması

CAD/CAM akrilik kaide örnekleri IvoBase CAD (Ivoclar Vivadent Ag, Schaan, Lihtenştayn) blok kullanılarak hazırlandı.



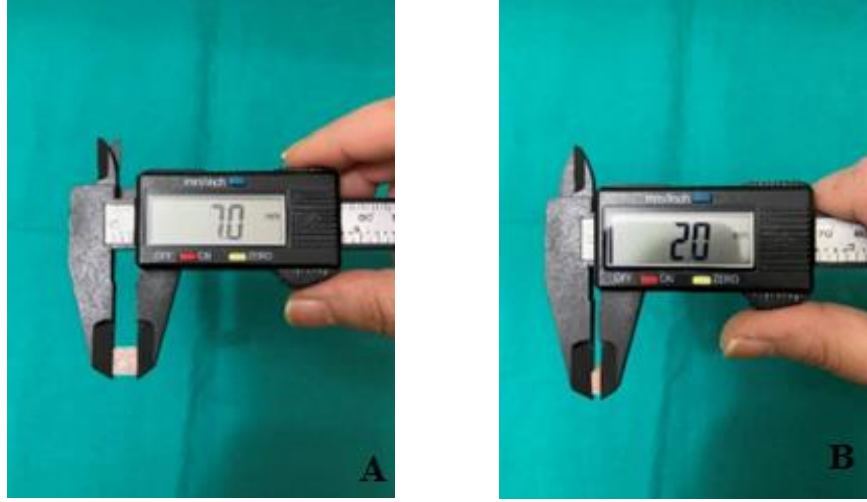
Resim 3.9. Kullanılan prepolimerize rezin blok

CAD/CAM blok, hassas kesim cihazında (Microtome, Mecatome T180; Presi SA, Eybens, Fransa) kalınlığı 0,5 mm olan elmas disk (Isomet 1000, Buehler, Lake Bluff, IL, ABD) kullanılarak, su soğutması altında 750 rpm/dk hızda vertikal yönde kesildi.



Resim 3.10. Prepolimerize rezin bloktan 2 mm kalınlıktaki plakaların elde edilmesi

Cihaza vertikal yönde yerleştirilen akrilik bloğun kesim işlemi, istenen boyutlara en az kayıpla ulaşılabilecek şekilde 2 mm kalınlıkta plakalar elde edilerek gerçekleştirilmiştir.



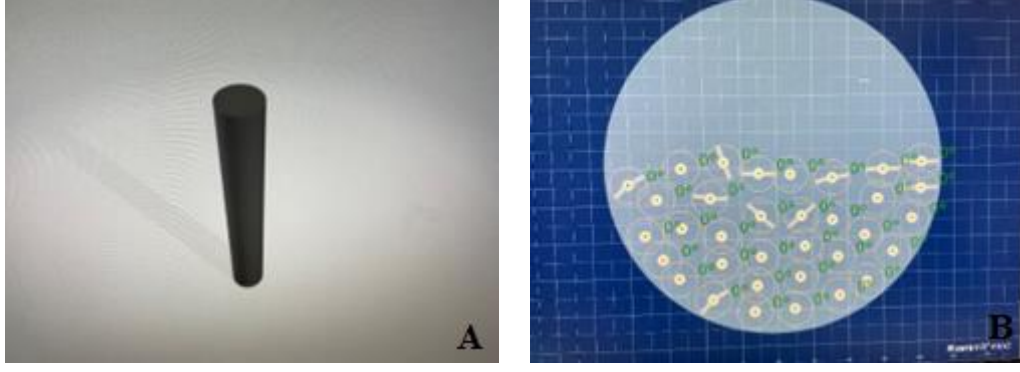
Resim 3.11. Akrilik kaide örneklerinin uzunluk-genişlik (A) ve kalınlıklarının (B) ölçülmesi

Elde edilen plakalardan genişliği ve uzunluğu 7 mm olan örnekler elde etmek için elmas disk kalınlığı da dikkate alınarak, kesme işlemine masa motoruyla devam edildi. Kesimler sonucunda 7x7x2 mm boyutlarında kaide örnekleri elde edildi (n=50).

3.1.2.2. Eksiltmeli CAD/CAM Üretim Yöntemiyle Akrilik Diş Örneklerin Hazırlanması

CAD/CAM akrilik diş örnekleri SR Vivodent CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) PMMA blok kullanılarak hazırlandı. Üretimi yapılacak olan örneklerin tasarımı, www.tinkercad.com ücretsiz erişimli internet adresinde 3 mm çap ve 20 mm uzunluk olacak şekilde yapılarak STL (standard tessellation language) formatında kaydedildi.

STL formatındaki tasarım ExoCAD (Exocad DentalCAD; Exocad GmbH, Almanya) yazılımına aktarıldı. Yapılan tasarımın baskı esnasında 0° açıda durmasını sağlayacak ve taşıyacak destek yapılar ExoCAD yazılımında tasarlanıp frezeleme cihazına (Motion 2; Amann Girrbach AG, Koblach, Avusturya) aktarıldı.



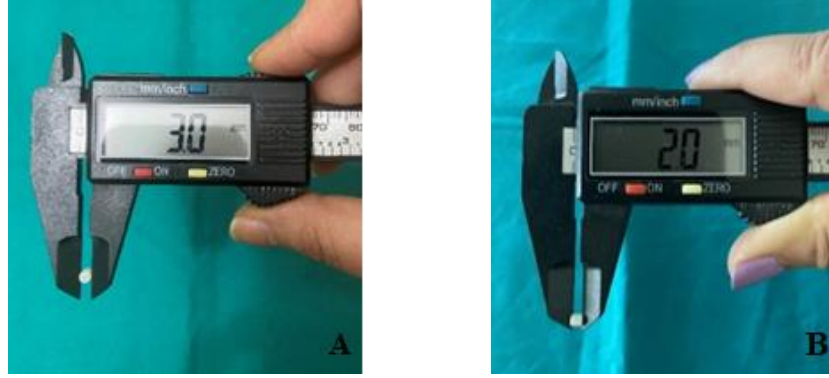
Resim 3.12. Üretimi yapılacak örneklerin tasarımı (A) tasarımın baskı esnasında 0° açıda durmasını sağlayacak destek yapılar (B)

Daha sonra blok frezeleme cihazına yerleştirilerek 3 mm çapında ve 20 mm uzunluğunda silindir örnekler elde edildi.



Resim 3.13. Silindir örnekler için prepolimerize blokun cihaza yerleştirilmesi (A) silindir örneklerin eldesi (B)

Elde edilen silindir örnekler elmas disk kalınlığı da göz önüne alınarak masa motoru yardımıyla 3 mm çapında 2 mm uzunluğunda örnekler elde edilecek şekilde elmas separe yardımıyla (Sunshine Diamonds, Langenhagen, Almanya) kesildi.



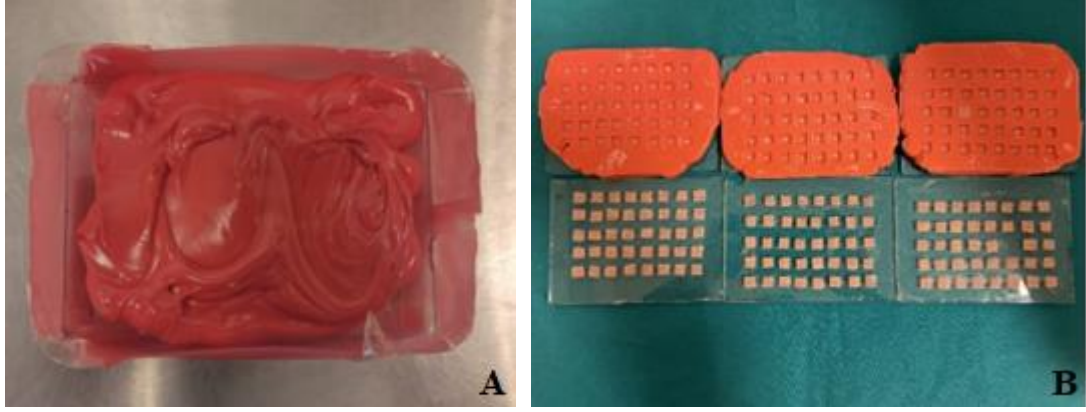
Resim 3.14. Akrilik diş örneklerinin çap (A) ve yüksekliklerinin (B) ölçülmesi

Elde edilen kaide örnekleri siyanoakrilat yapıştırıcı kullanılarak bir cama sabitlendi. Kaide örneklerinin merkezine yerleştirilen diş örnekleri bonding ajan (3M ESPE, St Paul MN, ABD) kullanılarak polimerizasyon cihazı LED (Eliapar, 3M ESPE, St Paul, MN, ABD) yardımıyla sabitlendi.



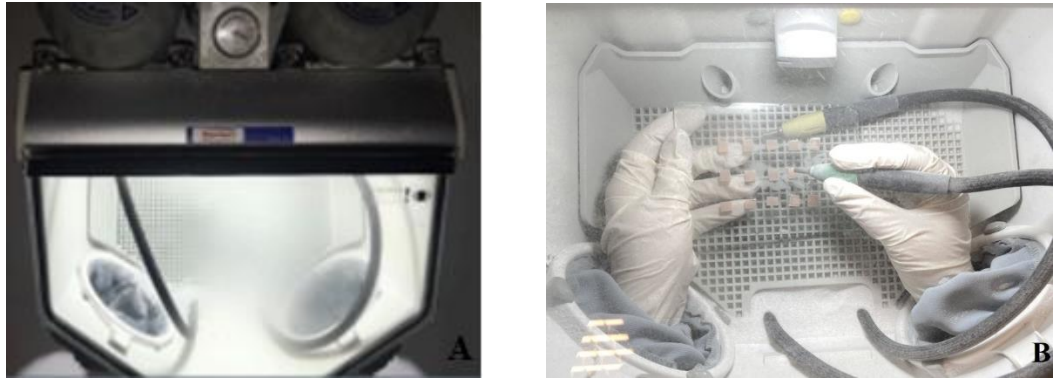
Resim 3.15. Elde edilen kaide ve diş örneklerinin cama sabitlenmesi

Camın çevresi 10 mm yüksekliğinde mum plakaları ile sarıldı. Elde edilen kalıp boşluk (Zhermack, İtalya) silikon karıştırma cihazı yardımıyla dolduruldu. Böylelikle silikon (Elite HD Fast Set, Zhermack, İtalya) bir kalıp elde edildi.



Resim 3.16. Camın mum plakalar ile sarılarak silikon ile doldurulması (A) Silikon kalıpların elde edilmesi (B)

Silikon kalıptan ayrılan cam üzerindeki kaide örneklerin ve silikon içerisinde kalan diş örneklerinin bağlantı yüzeyleri, üretici talimatları doğrultusunda 2 bar değerinde 100 μm $\text{SiO}_x\text{-Al}_2\text{O}_3$ partikülleriyle (Renfert Basic eco, Renfert GmbH, Almanya) ile kumlandı. Kumlama kalıntıları yağ içermeyen basınçlı hava ile kurutuldu.



Resim 3.17. Kumlama cihazı (A) ile örneklerin yüzeylerinin kumlanması (B)

Bağlantı yüzeyleri monomer (Ivoclar ProBase, Ivoclar Vivadent AG, Lihtenştayn) ile ıslatıldı ve buharlaşması için 30 saniye beklenildi. Firmanın önerileri doğrultusunda önceden dozlanmış bir ampül monomerin tamamı polimer toz içeren kaba ilave edilerek temiz bir spatül yardımıyla 20 saniye süreyle homojen bir karışım

elde edene kadar karıştırıldı. Karıştırma kabının kapağı kapatılarak 20 saniye beklendi. Elde edilen karışım set içerisinde bulunan bir enjektör yardımıyla çekildi.



Resim 3.18. Monomerin polimere ilave edilmesi (A) elde edilen karışımın enjektörle çekilmesi (B)

Enjektöre takılan bir kanül vasıtasıyla silikon kalıbın içinde kalan dış örneklerinin bağlantı yüzeylerine hazırlanan karışım damlatıldı ve taşan artıklar bir aplikatör yardımıyla temizlendi. Ardından silikon kalıp cam üzerine uygun bir şekilde yerleştirildi. Lastik yardımıyla silikon kalıplar sabitlendi. Silikon kalıplar bir basınçlı polimerizasyon ünitesine (MultiCure, Vertex, Hollanda) yerleştirilerek 50 °C sıcaklıkta ve 5 bar basınçta 15 dakika bekletilerek polimerizasyon gerçekleştirildi.

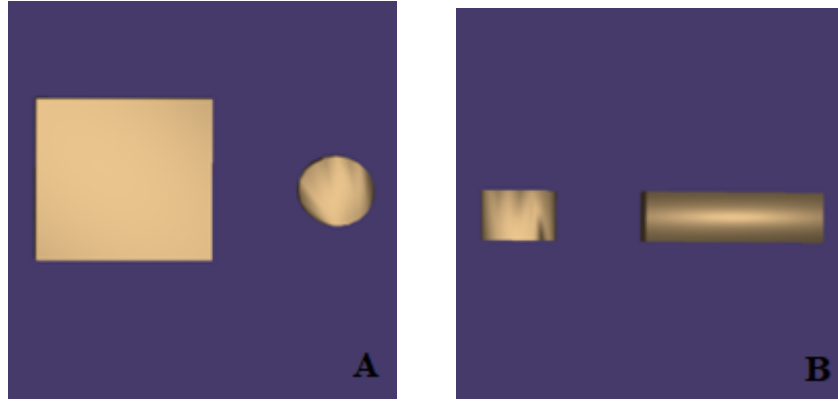


Resim 3.19. Basınçlı Polimerizasyon Ünitesi

3.1.3. Eklemeli CAD/CAM Üretim Yöntemiyle Akrilik Örneklerin Hazırlanması

Bu grubun örnekleri BTech Savunma Havacılık Medikal ve İleri Teknolojiler Sanayi Ticaret A.Ş. laboratuvarı tarafından hizmet alımı şeklinde yapılmıştır.

3B yazıcı (Formlabs Inc., Somerville, MA, ABD) ile üretilecek 7x7x2 mm boyutlarında kaide ve 3 mm çapında 2 mm uzunluğunda dış örneklerinin tasarımı ve baskı sırasındaki destek yapıları PreForm (Formlabs Inc., Somerville, MA, ABD) yazılımı ile hazırlandı.



Resim 3.20. Örneklerin tasarımının horizontal (A) ve vertikal (B) görüntüsü

Yazıcıya bir reçine deposu, reçine kartuşu ve yapı platformu yerleştirilerek 3B yazıcı hazırlandı. Yapılan tasarım yazıcıya gönderildi.



Resim 3.21. 3B yazıcı

Takiben ayrı zamanlarda örnekler fotopolimerize reçineyle (Dentca Denture Base LP ve Dentca Denture Teeth,DENTCA Inc., Torrance, CA, ABD) üretici firmanın önerileri doğrultusunda stereolitography (SLA) üretim yöntemi ile üretildi.



Resim 3.22. Fotopolimerize rezin kaide (A) ve diş (B) materyali

Artık reçineyi uzaklaştırmak için basılı kaide ve dişler doğrudan Form Wash cihazı (Formlabs Inc., Somerville, MA, ABD) kullanarak yapı platformunda % 96'lık izopropil alkol (IPA) (Lab Chem, Zellenople, ABD) ile 10 dakika yıkandı. Örnekler yıkandıktan sonra IPA'ı uzaklaştırmak için basınçlı hava ile kurulandı. Yıkama işlemi tamamlandıktan sonra örnekler, masa motoru ile desteklerden birkaç mm uzakta olacak şekilde ayrıldı. Ayrılan örneklerin yüzeyleri pürüzsüzleştirildi.

Hazırlanan örneklerin yüzeylerinden debrisleri uzaklaştırmak için IPA’da Form Wash cihazında örnekler tekrar yıkandı.



Resim 3.23. Örneklerin Form Wash cihazında (A) yıkanması (B)

Her bir kaide örneğinin merkezine enjektör vasıtasıyla nokta şeklinde protez kaide reçinesi (Dentca Denture Base LP, DENTCA Inc., Torrance, CA, ABD) damlatıldı. Ardından daha önce hazırlanmış silindir diş örnekleri (Denture Teeth, DENTCA Inc., Torrance, CA, ABD) kaide materyaline yerleştirilerek basınç uygulandı. Küçük bir fırça yardımıyla dişin çevresindeki fazla protez kaidesi reçinesi uzaklaştırıldı. Kaideler üzerindeki dişlere basınç uygulanarak ultraviyole (UV) ışık (Elipar S10, 3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) altında ilk polimerizasyon gerçekleştirildi. Final kürlemesi için Form Cure (Formlabs Inc., Somerville, MA, ABD) cihazında cam bir kaba konulan gliserin 80 °C ye ısıtıldı. Örnekler Form Cure cihazında gliserin dolu kap içerisinde 80 °C’de 30 dakika bekletilerek kürlendi. Gliserinden çıkarılan örnekler akan su altında yıkandı ve hava ile kurutuldu (n=50).



Resim 3.24. Form Cure cihazı

Tablo 3.4. Çalışmada kullanılan temizleme solüsyonları

Ürün Adı	İçerik	Uygulandığı Süre	Üretici Firma
Corega Diş Protezi Temizleyici Tablet	Potasyum Monopersülfat; Sodyum Bikarbonat, Sodyum Lauril Sülfasetat; Sodyum Perborat Monohidrat;Sodyum Polifosfat	3 dakika	Block Drug Company, Jersey City, Nj, ABD
Aktident Diş Protezi Temizleyici Tablet	Sodyum Bikarbonat, Potasyum Karoat, Sodyum Karbonat,Sodyum Lauril Sülfat,Sodyum Lauril Sülfasetat, Aroma	15 dakika	Akti Farma Dış Ticaret, İstanbul, Türkiye
Curaprox Diş Protezi Temizleyici Solüsyon	Sitrik Asit, Su, Alkiletersülfat, Okaliptüs Yağı,Metilbromoglutaronitril, Fenoksietanol	6-8 saat	Curaprox UK, Huntingdon, İngiltere
Wizard Sodyum Hipoklorit Solüsyon	Hipokloröz Asit, Sodyum, Su	10 dakika	Rehber Kimya San. Ve Tic., İstanbul, Türkiye

3.2. Örneklerin Protez Temizleme Solüsyonlarında Bekletilmesi

Kontrol grubunu oluşturan 30 adet örnek, 180 günlük boyunca distile suda bekletildi. Çalışmamızda kullanılan protez temizleme tablet ve solüsyonları tablo 3.4'te gösterilmiştir.

3.2.1. Örneklerin Corega Temizleme Solüsyonunda Bekletilmesi

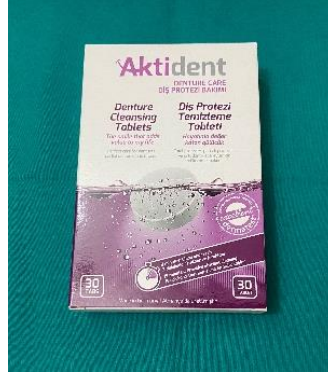
Üretici firmanın önerileri doğrultusunda; 1 adet Corega protez temizleyici tablet/200 ml ılık su oranını sağlayacak şekilde hazırlanmış solüsyon içeren kaba konulan 30 adet örnek, 3 dk boyunca bekletildi. Örneklerin tamamıyla solüsyon içinde kalmasına özen gösterildi.



Tablo 3.25. Corega temizleyici tablet

3.2.2. Örneklerin Aktident Temizleme Solüsyonunda Bekletilmesi

Üretici firmanın önerileri doğrultusunda; 1 adet Aktident protez temizleyici tablet/200 ml ılık su oranını sağlayacak şekilde hazırlanmış solüsyon içeren kaba konulan 30 adet örnek, 15 dk boyunca bekletildi. Örneklerin tamamıyla solüsyon içinde kalmasına özen gösterildi.



Resim 3.26. Aktident temizleyici tablet

3.2.3. Örneklerin Curaprox Temizleme Solüsyonunda Bekletilmesi

Üretici firmanın önerileri doğrultusunda; 10 ml Curaprox temizleyici solüsyon /200 ml ılık su oranını sağlayacak şekilde hazırlanmış solüsyon içeren kaba konulan 30 adet örnek, 6-8 saat boyunca bekletildi. Örneklerin tamamıyla solüsyon içinde kalmasına özen gösterildi.



Resim 3.27. Curaprox temizleyici solüsyon

3.2.4. Örneklerin Sodyum Hipoklorit Temizleme Solüsyonunda Bekletilmesi

Çalışmamızda % 1'lik konsantrasyondaki NaOCl solüsyonu kullanılmıştır. Dental kullanıma sunulan hazır %5'lik konsantrasyondaki NaOCl solüsyonu %1'lik

düzeye ulaşacak şekilde seyreltilmiştir. Bu işlem için aşağıdaki formül uygulanmıştır.

$$C1 \times V1 = C2 \times V2$$

Bu formüle göre ‘C’ konsantrasyonu, ‘V’ ise hacmi belirtmektedir. % 5’lik konsantrasyona ve 250 ml hacme sahip olan çözeltiye 1000 ml su eklenerek %1’lik konsantrasyona getirilmiştir.

30 adet örnek, 10 dk boyunca %1’lik konsantrasyondaki sodyum hipokloritte bekletildi (Da Silva ve ark., 2008).



Resim 3.28. Sodyum hipoklorit solüsyonu

Deney grubu örnekleri Corega protez temizleyici tablette 3 dakika, Aktident protez temizleyici tablette 15 dakika, Curaprox temizleyici solüsyonda 6-8 saat, %1’lik sodyum hipokloritte 10 dk olacak şekilde 180 günü simüle eden günlük periotlarda tekrarlanarak bekletilmiştir. Yani 180 kez tekrarlanan işlem, hareketli protezin 180 günlük kullanımına eşdeğerdir. (Üretici, her gece sadece 1 tablet/200 ml su önermektedir.)



Resim 3.29. Örneklerin protez temizleme solüsyonlarında (A) bekletilmesi (B)

Örneklerin tamamının solüsyon içinde kalmasına dikkat edilmiştir. Örnekler solüsyonlardan çıkarıldıktan sonra her defasında akan su altında 10 s yıkanmış ve kâğıt havlu ile kurulanmıştır. Günün geri kalanında distile suda bekletilmiştir. Kontrol grubunun bekletildiği distile su ve temizleme solüsyonları her gün (her tekrarda) yenilenmiştir.

3.3. Örneklerin Otopolimerizan Akriliğe Gömülmesi

Daldırma prosedürleri tamamlanan örnekler otopolimerizan (Meliodent® Rapid Repair, Heraeus Kulzer GmbH and Co., Hanau,Almanya) akriliğe silikon kalıplar yardımıyla gömüldü. Örneklerin silikon kalıpların merkezine konulmasına özen gösterildi.



Resim 3.30. Deney grubu örneklerinin hazırlanması

3.4. Örneklerin Makaslama Bağlantı Dayanımı Ölçümleri

Test için hazır hale getirilen örnekler, makaslama bağlanma dayanımını ölçmek için universal test cihazına (AGX-S; Shimadzu, Kyoto, Japonya) uygun aparatlarla vertikal olarak yerleştirildi. Tüm örneklerin makaslama bağlanma dayanımı 1 mm/dk kafa hızında başarısızlık olana kadar devam etti. (Yoshida ve ark., 1996; Marra ve ark., 2009)



Resim 3.31. Örneklerin MBD değerlerinin test edilmesi

Başarısızlık anında cihaz otomatik olarak durdurularak değerler Newton cinsinden kaydedildi. MBD testi sonucunda Newton cinsinden elde edilen değerler, aşağıda verilen formüle göre Megapaskal'a (MPa) çevrilerek kaydedildi.

$$\text{Makaslama direnci (MPa)} = \text{Yük (N)} / \text{Alan (mm}^2\text{)}$$

$$\text{Alan} = \pi \cdot r^2$$

r = bağlanma yüzeyinin yarı çapı

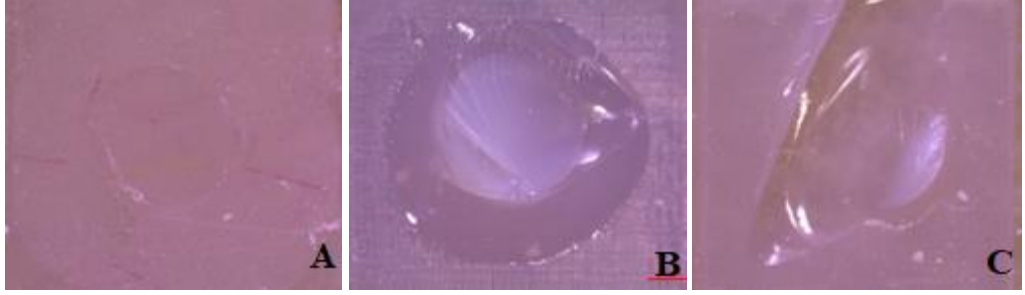
3.5. Stereomikroskop ile Başarısızlık Tipi Analizi

Makaslama testi sonrası başarısızlık tiplerini belirlemek için, örneklerin bağlantı yüzeyleri stereo mikroskop (Leica SP1600; Leica, Wetzlar, Almanya) ile x25 büyütmede incelendi.

Her gruptaki örnekler, başarısızlık tiplerine göre 3 şekilde sınıflandırıldı:

- 1) Adeziv kırılma: Akrilik kaide-yapay diş ve siman ara yüzeyinde meydana gelen ayrılma
- 2) Koheziv kırılma: Akrilik kaide ve yapay diş içinde meydana gelen ayrılma

3) Karışık kırılma: Akrilik kaide-siman ara yüzeyi ve yapay dişin birlikte etkilendiği başarısızlık



Resim 3.32. Örneklerin adeziv (A) koheziv (B) ve karışık (C) kırılma görüntüleri

4. BULGULAR

4.1. Makaslama Bağlantı Dayanımı (MBD) Testi Bulguları

MBD değerlerinin dağılımları, Levene's homojenite testi kullanılarak değerlendirilmiş ve varyansların homojen dağılım göstermediği görülmüştür (Tablo 4.1) ($P > ,05$).

Tablo 4.1. Değişkenlere ait Levene's homojenite test sonuçları

F	df1	df2	Sig.
3,520	14	135	,000

df, serbestlik derecesi , *p*: istatistiksel anlamlılık düzeyi

Bu çalışmada test edilen bağımsız değişkenlerden PMMA üretim yöntemi ve temizleme solüsyonu içeriğinin MBD değerleri üzerindeki etkilerinin değerlendirilmesi ve tanımlayıcı istatistiksel analizler 2 yönlü varyans analizi (ANOVA) testi uygulanarak değerlendirilmiştir. PMMA üretim yöntemi ve temizleme solüsyonu içeriğinin ve bunların etkileşimlerinin MBD sonuçları üzerindeki etkilerinin anlamlı olduğu görülmüştür (Tablo 4.2) ($P < ,001$).

Tablo 4.2. İki yönlü varyans analizi (ANOVA) testine göre değişkenlerin değerlendirilmesi

Kaynak	KT	df	KO	F	P
Üretim Yöntemi (A)	3563,062	2	1781,531	2300,251	,000
Temizleme Solüsyonu (B)	384,255	4	96,064	124,034	,000
A x B	47,451	8	5,931	7,658	,000
Hata	104,557	135	,774		
Toplam	22097,404	150			
Düzeltilmiş Toplam	4099,325	149			

KT, Tip III kareler toplamı; *df*, serbestlik derecesi; **KO**, kareler ortalaması; *P*, istatistiksel anlamlılık düzeyi.

MBD değerlerinin iki yönlü varyans analizi (ANOVA) sonucu elde edilen tanımlayıcı istatistik sonuçlarına göre; konvansiyonel grup için ortalama MBD değerinin $12,37 \pm 1,02$ ile $6,04 \pm 0,36$ MPa arasında, eksiltmeli üretim grubu için $8,70 \pm 0,69$ ile $4,83 \pm 0,50$ MPa arasında, eklemeli üretim grubu için ise $19,45 \pm 1,38$ ile $15,39 \pm 0,96$ MPa arasında olduğu görülmüştür. PMMA üretim gruplarında en düşük MBD değerleri sırasıyla; konvansiyonel grup için $6,04 \pm 0,36$ MPa, eksiltmeli üretim grubu için $8,70 \pm 0,69$ MPa, eklemeli üretim grubu için $15,39 \pm 0,96$ MPa sodyum hipoklorite daldırma sonucunda görülmüştür. En yüksek MBD değerleri ise tüm gruplar için sırasıyla; konvansiyonel grup için $12,37 \pm 1,02$ MPa, eksiltmeli üretim grubu için $8,70 \pm 0,69$ MPa, eklemeli üretim grubu için ise $19,45 \pm 1,38$ MPa ile distile suya daldırma sonucunda görülmüştür. Tablo 4.3'te tüm test gruplarına ait ortalama MBD değerleri, standart sapma (SS) ve %95 güven aralığında en düşük ve en yüksek değerler belirtilmiştir.

Tablo 4.3. Gruplar için örnek sayısı (n), ortalama (Ort) MBD değeri, standart sapma (Ss), ve % 95 güven aralığındaki en düşük ve en yüksek MBD değerleri (MPa).

Üretim Yöntemi	Temizleme Solüsyonu	n	Ort	Ss	95% Güven aralığı	
					En düşük	En yüksek
Konvansiyonel	Ds	10	12,37	1,02	11,82	12,92
	Cor	10	7,86	0,92	7,31	8,41
	Cur	10	7,15	0,52	6,60	7,70
	Akti	10	9,12	0,69	8,57	9,67
	Hipo	10	6,04	0,36	5,49	6,59
Eksiltmeli Üretim	Ds	10	8,70	0,69	8,15	9,25
	Cor	10	5,55	0,89	5,00	6,10
	Cur	10	6,13	0,47	5,58	6,68
	Akti	10	7,75	0,84	7,2	8,30
	Hipo	10	4,83	0,50	4,28	5,38
Eklemeli Üretim	Ds	10	19,45	1,38	18,9	20,00
	Cor	10	17,31	1,40	16,76	17,86
	Cur	10	18,11	0,92	17,56	18,66
	Akti	10	18,51	0,81	17,96	19,06
	Hipo	10	15,39	0,96	14,84	15,94

Ds:Distile Su, **Cor:**Corega Temizleyici Tablet, **Cur:**Curaprox Temizleyici Solüsyon, **Akti:**Aktident Temizleyici Tablet, **Hipo:**Sodyum Hipoklorit

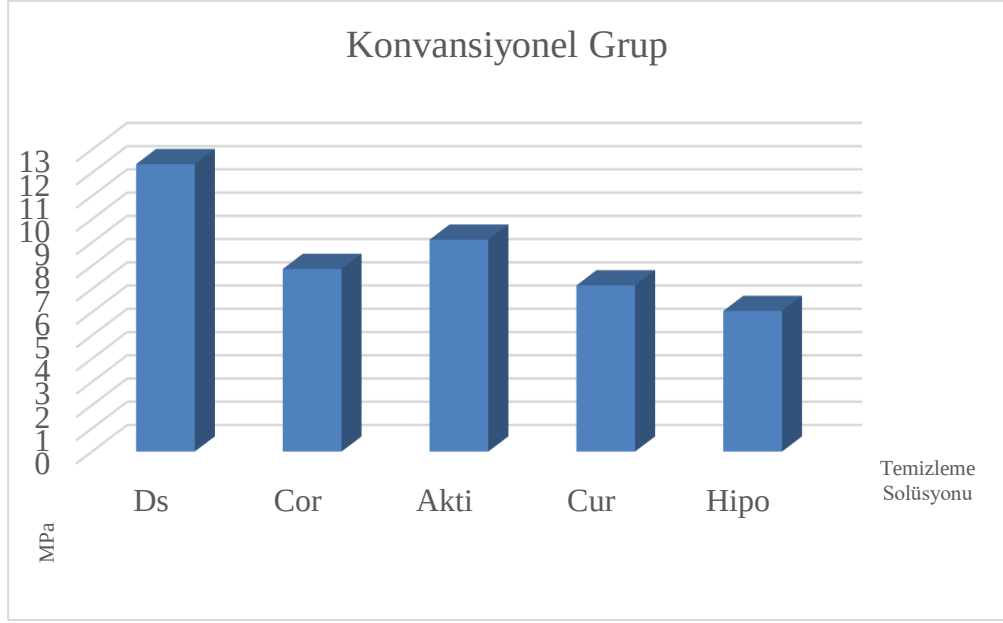
Tablo 4.4. Test gruplarına ait Bonferroni Çoklu Karşılaştırma Testi bulguları

Üretim Yöntemi	Konvansiyonel	Eksiltmeli Üretim	Eklemeli Üretim
	Ort/ Ss	Ort/ Ss	Ort/ Ss
Ds	12,37 ± 1,30 ^{Bd}	8,70 ± 0,70 ^{Ac}	19,45 ± 1,39 ^{Cd}
Cor	7,86 ± 0,92 ^{Bb}	5,55 ± 0,89 ^{Aab}	17,31 ± 1,40 ^{Cb}
Akti	9,12 ± 0,69 ^{Bc}	7,75 ± 0,84 ^{Ac}	18,51 ± 0,81 ^{Ccd}
Cur	7,15 ± 0,52 ^{Bab}	6,13 ± 0,47 ^{Ab}	18,11 ± 0,92 ^{Cbc}
Hipo	6,04 ± 0,36 ^{Ba}	4,83 ± 0,50 ^{Aa}	15,39 ± 0,97 ^{Ca}

*Farklı üretim yöntemi ve temizleme solüsyonu için, gruplar arasındaki karşılaştırmalar Bonferroni Çoklu Karşılaştırma Testi ile yapılmış ve harflendirmeler ile gösterilmiştir. Aynı harfe sahip gruplar, istatistiksel olarak birbirinden farklı değildir ($P>,05$). Küçük harfler aynı kaide materyali için dezenfektan solüsyonlarının etkisini, büyük harfler ise aynı solüsyonun kaide materyallerine etkisini göstermektedir. ($P<,05$).

Aynı PMMA üretim yöntemiyle üretilen rezin materyalinin daldırıldığı farklı temizleme solüsyonu gruplarının MBD değerleri; Bonferroni Çoklu Karşılaştırma Testi ile değerlendirildiğinde konvansiyonel yöntemle üretilen rezin materyali için:

- Distile suya (Ds) daldırılan ($12,37 \pm 1,30$ MPa) grubun diğer temizleme solüsyonlarına daldırılan gruplardan anlamlı derecede yüksek olduğu görülmüştür ($P<,05$).
- Sodyum hipoklorit (Hipo) temizleme solüsyonuna daldırılan ($6,04 \pm 0,36$ MPa) grubun Curaprox (Cur) ($7,15 \pm 0,52$ MPa) grubu hariç ($P=0,057$) diğer temizleme solüsyonlarına daldırılan gruplardan anlamlı derecede düşük olduğu görülmüştür ($P<,05$).
- Corega (Cor) ($7,86 \pm 0,92$ MPa) ve Curaprox (Cur) ($7,15 \pm 0,52$ MPa) temizleme solüsyonlarına daldırılan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı görülürken ($P=0,735$), Aktident (Akti) ($9,12 \pm 0,69$ MPa) temizleme solüsyonuna daldırılan gruptan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük oldukları görülmüştür ($P<,05$).

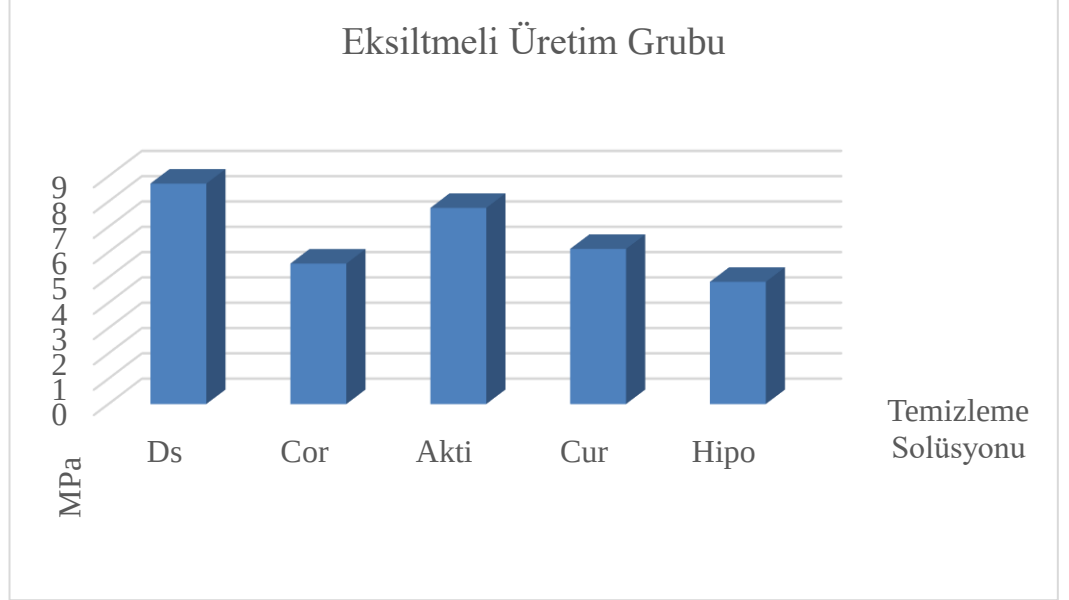


Tablo 4.5. Temizleme solüsyonlarının konvansiyonel grubun MBD değerlerine ait sütun grafiği

Aynı PMMA üretim yöntemiyle üretilen rezin materyalinin daldırıldığı farklı temizleme solüsyonu gruplarının MBD değerleri; Bonferroni Çoklu Karşılaştırma Testi ile değerlendirildiğinde eksiltmeli üretim yöntemiyle üretilen rezin materyali için:

- Distile suya (Ds) daldırılan grup ($8,70 \pm 0,70$ MPa) ile Aktident (Akti) ($7,75 \pm 0,84$ MPa) temizleme solüsyonunda bekletilen grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görülürken ($P=0,163$), diğer temizleme solüsyonunda daldırılan gruplardan anlamlı derecede yüksek olduğu görülmüştür ($P<,05$).
- Sodyum hipoklorit (Hipo) ($4,83 \pm 0,50$ MPa) temizleme solüsyonuna daldırılan grubun; Corega (Cor) ($5,55 \pm 0,89$ MPa) temizleme solüsyonu hariç diğer temizleme solüsyonlarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olduğu görülmüştür ($P<,05$).
- Curaprox (Cur) ($6,13 \pm 0,47$ MPa) temizleme solüsyonunun; Corega (Cor) ($5,55 \pm 0,89$ MPa) temizleme solüsyonu ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmezken ($P=1,00$), distile su (Ds) ($8,70 \pm 0,70$ MPa) ve Aktident (Akti) ($7,75 \pm 0,84$ MPa) temizleme solüsyonlarından istatistiksel olarak anlamlı derece düşük

olduğu, sodyum hipoklorit (Hipo) ($4,83 \pm 0,50$ MPa) temizleme solüsyonundan ise istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu görülmüştür ($P < ,05$).

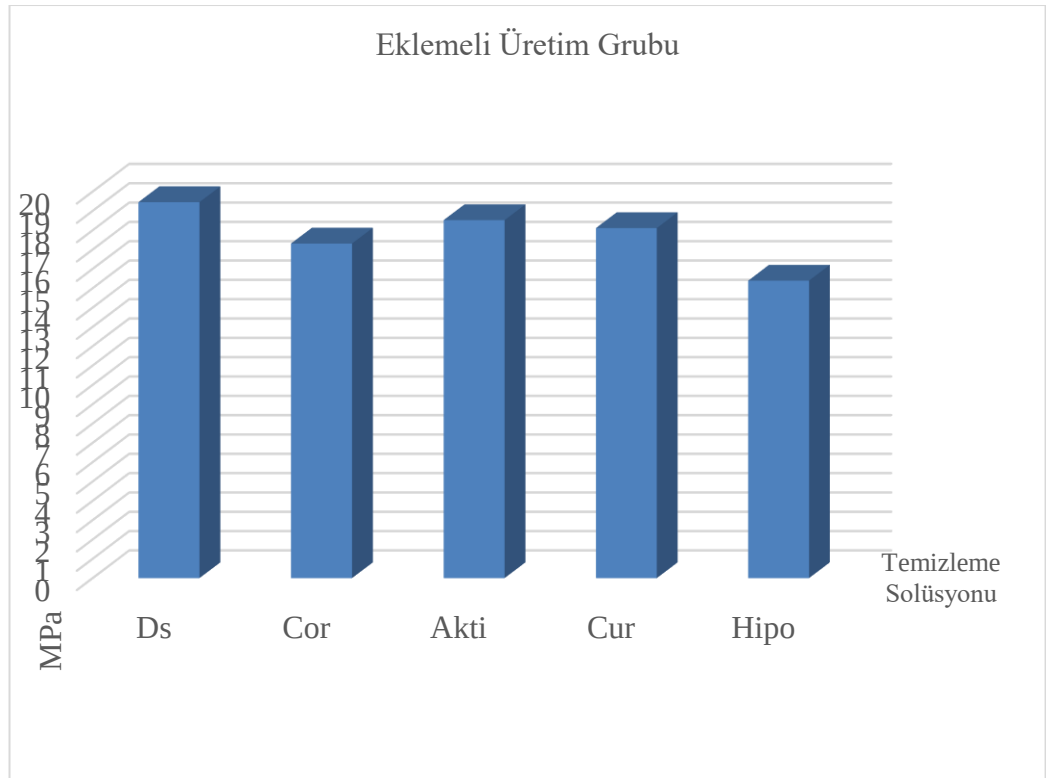


Tablo 4.6. Temizleme solüsyonlarının eksiltmeli üretim grubunun MBD değerlerine ait sütun grafiği

Aynı PMMA üretim yöntemiyle üretilen rezin materyalinin daldırıldığı farklı temizleme solüsyonu gruplarının MBD değerleri; Bonferroni Çoklu Karşılaştırma Testi ile değerlendirildiğinde eklemeli üretim yöntemiyle üretilen rezin materyali için:

- Distile suya ($19,45 \pm 1,39$ MPa) daldırılan grubun; Aktident (Akti) ($18,51 \pm 0,81$ MPa) temizleme solüsyonuna daldırılan grup ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görülürken ($P=0,192$), diğer gruplardan istatistiksel olarak yüksek olduğu görülmüştür ($P < ,05$).
- Sodyum hipoklorit (Hipo) ($15,39 \pm 0,97$ MPa) grubunun diğer temizleme solüsyonlarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük olduğu görülmüştür ($P < ,05$).

- Corega (Cor) ($17,31 \pm 1,40$ MPa) temizleme solüsyonunun Curaprox (Cur) ($18,11 \pm 0,92$ MPa) temizleme solüsyonu ile arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmezken ($P=0,435$), distile su (Ds) ($19,45 \pm 1,39$ MPa) ve Aktident (Akti) ($18,51 \pm 0,81$ MPa) temizleme solüsyonlarından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük, sodyum hipoklorit (Hipo) ($15,39 \pm 0,97$ MPa) temizleme solüsyonundan yüksek olduğu görülmüştür ($P<,05$).
- Curaprox (Cur) ($18,11 \pm 0,92$ MPa) temizleme solüsyonu ile Aktident (Akti) ($18,51 \pm 0,81$ MPa) temizleme solüsyonu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir ($P=0,435$).
- Aktident (Akti) ($18,51 \pm 0,81$ MPa) temizleme solüsyonunun; Curaprox (Cur) ($18,11 \pm 0,92$ MPa) ($P=1,00$) temizleme solüsyonu ve distile su (Ds) ($19,45 \pm 1,39$ MPa) ($P=0,192$) ile arasında anlamlı fark görülmezken, sodyum hipoklorit (Hipo) ($15,39 \pm 0,96$ MPa) ve Corega (Cor) ($17,31 \pm 1,40$ MPa) temizleme solüsyonlarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu görülmüştür ($P<,05$).



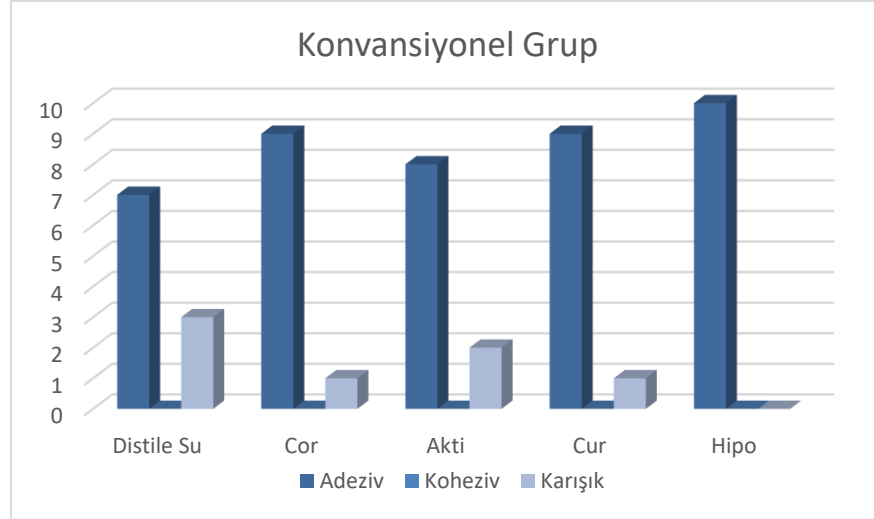
Tablo 4.7. Temizleme solüsyonlarının eklemeli üretim grubunun MBD değerlerine ait sütun grafiği

Aynı temizleme solüsyonunda bekletilen farklı yöntemlerle üretilen PMMA rezin materyallerinin MBD değerleri; Bonferroni Çoklu Karşılaştırma Testi ile değerlendirildiğinde:

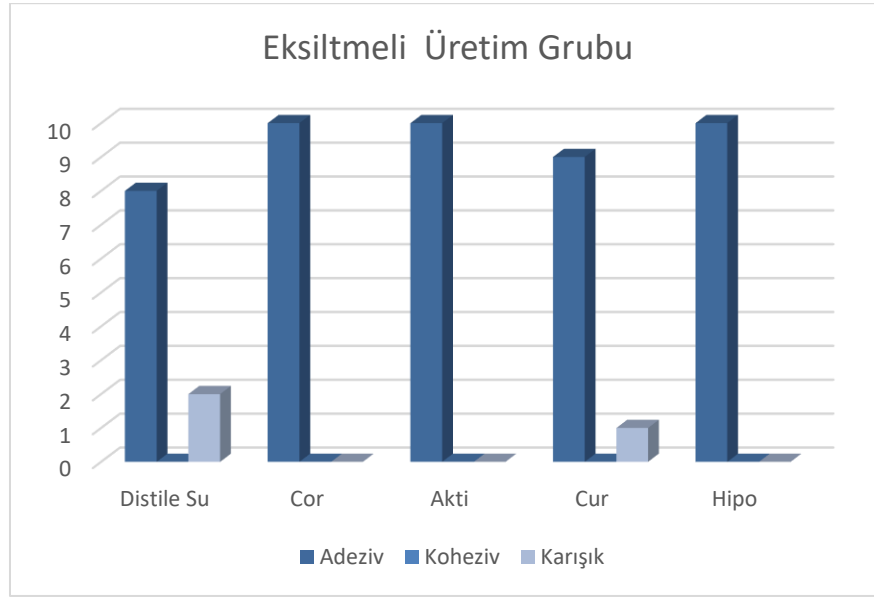
- Distile su (Ds) grubu için; en yüksek değer eklemeli üretim grubunda görülürken ($19,45 \pm 1,39$ MPa) en düşük değer eksiltmeli üretim grubunda ($8,70 \pm 0,70$ MPa) görülmüştür. Tüm gruplar arasında istatistiksel olarak fark görülmüştür ($P < 0,05$).
- Corega (Cor) grubu için; en yüksek değer eklemeli üretim grubunda görülürken ($17,31 \pm 1,40$ MPa) en düşük değer eksiltmeli üretim grubunda ($5,55 \pm 0,89$ MPa) görülmüştür. Tüm gruplar arasında istatistiksel olarak fark görülmüştür ($P < 0,05$).
- Aktident (Akti) grubu için; en yüksek değer eklemeli üretim grubunda görülürken ($18,51 \pm 0,81$ MPa) en düşük değer eksiltmeli üretim grubunda ($7,75 \pm 0,84$ MPa) görülmüştür. Tüm gruplar arasında istatistiksel olarak fark görülmüştür ($P < 0,05$).
- Curaprox (Cur) grubu için; en yüksek değer eklemeli üretim grubunda görülürken ($18,11 \pm 0,92$ MPa) en düşük değer eksiltmeli üretim grubunda ($6,13 \pm 0,47$ MPa) görülmüştür. Tüm gruplar arasında istatistiksel olarak fark görülmüştür ($P < 0,05$).
- Sodyum hipoklorit grubu için; en yüksek değer eklemeli üretim grubunda görülürken ($15,39 \pm 0,97$ MPa) en düşük değer eksiltmeli üretim grubunda ($4,83 \pm 0,50$ MPa) görülmüştür. Tüm gruplar arasında istatistiksel olarak fark görülmüştür ($P < 0,05$).

4.2. Örneklerin Başarısızlık Tipi Analizi Bulguları

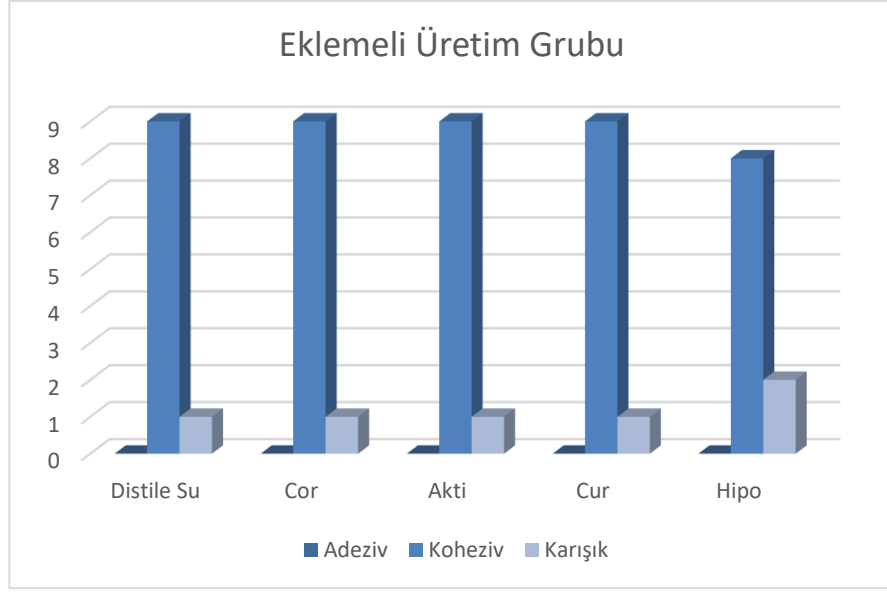
Eklemeli üretim grubunda % 88 oranında koheziv başarısızlık tipi görülürken; eksiltmeli üretim grubunda %94, konvansiyonel üretim grubunda ise % 86 oranında adeziv başarısızlık tipi görülmüştür.



Tablo 4.8. Konvansiyonel grubun başarısızlık tipi analizine ait sütun grafiği



Tablo 4.9. Eksiltmeli üretim grubunun başarısızlık tipi analizine ait sütun grafiği



Tablo 4.10. Eklemleri üretim grubunun başarısızlık tipi analizine ait sütun grafiği

5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında; farklı içeriğe sahip protez temizleme solüsyonlarına daldırılan konvansiyonel, eksiltmeli ve eklemeli üretim yöntemiyle üretilen akrilik rezin kaidelerin aynı yöntemlerle üretilen yapay dişlerle olan makaslama bağlantı dayanımları in vitro koşullarda karşılaştırılmıştır.

Çalışmanın sıfır hipotezleri (H_0) elde edilen bulgular doğrultusunda reddedilmiş olup: (1) Temizleme solüsyonu içeriğinin farklı üretim yöntemleri ile elde edilen kaide ve yapay dişler arasındaki makaslama bağlanma dayanımına etki ettiği (2) Farklı üretim yöntemlerinin kaide ve yapay dişler arasındaki makaslama bağlanma dayanımına etki ettiği elde edilen bulgular doğrultusunda görülmüştür.

Birçok çalışma (Douglass ve ark., 2002; Polzer ve ark., 2010; Regis ve ark., 2013; Jahangiri ve ark., 2021), tam ve kısmi dişsizliğin farklı popülasyonlar arasında yaygın olduğunu göstermektedir. Diş eksikliklerinin veya tam dişsizliğin tedavisinde dental implant destekli sabit protezler hareketli protezlere alternatif bir tedavi yaklaşımı sağlasa da tedavinin karmaşıklığı, cerrahi talep ve finansal nedenlerden dolayı konvansiyonel ve implant destekli hareketli protezler; birçok hasta için kaçınılmaz bir tedavi seçeneği haline gelmektedir (Al-Dwairi ve ark., 2020). Bu durum, tedavinin mümkün olan en yüksek standartlarda sağlanmasının önemini artırmaktadır. Bu amaca hizmet eden en önemli unsurlardan biri de tedavide kullanılan materyallerin optimal seçimidir. Uzun yıllardır PMMA rezinlerden dökme ve kalıplama teknikleri (sıkıştırma ve enjeksiyon kalıplama) dahil olmak üzere farklı üretim yöntemleri kullanılarak hareketli protezler üretilmiştir (Goodacre ve ark., 2016). Isı ile polimerize edilen PMMA ulaşılabilirliğinin kolay olması, estetik özellikleri, biyouyumlu olması, uygun maliyeti, hafifliği, tamirinin görece kolay olması, üretim kolaylığı nedeniyle günümüzde dahi en sık kullanılan kaide materyalidir (Vallittu, 1996; Cheng ve ark., 2010; Gad ve ark., 2019; Kawaguchi ve ark., 2020; Li ve ark., 2021). Bununla birlikte, ısıyla polimerize edilen akrilik rezin ile üretilen protezlerin mikrobiyal kolonizasyona yatkın olmaları (Sivakumar ve ark., 2014), polimerizasyon büzülmesi nedeniyle protez kaide tabanının temas ettiği dokuyla olan uyumunun yeterli düzeyde olmaması (Tasaka ve ark., 2019) artık

monomer kaynaklı alerjik reaksiyonlara neden olması (Li ve ark., 2021), dayanıklılığının ve yüzey sertliğinin yetersiz olması ve aşınma direnci gibi zayıf fiziksel özellikler göstermesi nedeniyle hareketli protezler için ideal kaide materyali ve üretim tekniği arayışı devam etmektedir (Cheng ve ark., 2010; Gad ve ark., 2019). Materyale bağlı bu dezavantajların üstesinden gelmek için; PMMA' nın kopolimerler ile modifiye edilmesi, içeriğe takviye malzemeler eklenmesi, PMMA yerine geçebilecek termoplastik rezinler gibi alternatif materyallerin kullanılması ve de materyalin alternatif üretim-polimerizasyon yöntemleri kullanılarak hazırlanması gibi pek çok seçenek geliştirilmiştir (Gad ve ark., 2017). PMMA'ın ilave ajanlarla güçlendirilmesi sonucu özellikle kırılma dayanıklılığının anlamlı şekilde arttırılabildiği bildirilmiştir (Jagger, 1999). PMMA'nın fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirmek için metal, metal oksit tozları, karbon-grafit, safir, aramid (nylon), cam, çok yüksek molekül ağırlıklı polietilen gibi çeşitli materyaller de kullanılmaktadır (Vallittu, 1995; Stipho, 1998). Nanopartiküllerin geliştirilmesi ve ticarileştirilmesi de elde edilen polimerlerin özelleştirilmesinde yeni imkanlar sunmuştur. Bu ilaveler sonucunda materyalin fiziksel, mekanik, termal ve elektriksel özellikleri değiştirilerek yeni nesil polimerler elde edilebilmektedir (Chan ve ark., 2002). Hamouda ve Beyari. (Hamouda ve Beyari, 2014) çalışmalarında, ısı ile polimerize edilmiş ve yüksek dayanımlı akrilik rezinlere cam fiber ilavesi ve titanyum dioksit partikülleri ilave ederek fiziksel özelliklerini karşılaştırmış ve cam fiber ilavesinin bükülme dayanımı ve sertliği geliştirdiğini, fakat titanyum dioksit nanopartikülleri ilave edilmesinin ise bükülme dayanımı ve sertlikte azalma yarattığını, bükülme modülünde ise her iki grupta da önemli bir farklılık olmadığını ve güçlendirme materyallerinin monomer salınımında değişiklik yaratmadığını belirtmişlerdir. PMMA'ya elastomer eklenmesi en kabul edilebilir ve en başarılı kimyasal modifikasyon metodu olması ve standart rezine göre darbe direncini 10 kat arttırmasına rağmen yüksek maliyeti rutin olarak kullanımını sınırlandırmaktadır (Jagger, 1999; Ferracane, 2001; McCabe ve Walls, 2013).

Hareketli protezlerin yapımında çeşitli akrilik kaide materyalleri kullanılmakla beraber farklı polimerizasyon yöntemlerinin kullanıldığı farklı üretim seçenekleri de bulunmaktadır. Konvansiyonel muflalama teknikleri kullanılarak hareketli protezlerin üretilmesi, klinik ve laboratuvar işlemlerinin iyi bilinmesi ve çok az

ekipman gerektirmesi bakımından günümüzde halen sıklıkla kullanılmaktadır. Öte yandan geleneksel üretim yöntemleri kullanılarak hareketli protez üretilme yöntemleri, çok sayıda hasta ziyaretini ve kapsamlı hasta başı- laboratuvar süresi gerektirir (Srinivasan ve ark., 2019). CAD/CAM sistemi, üç boyutlu bir nesnenin otomatik olarak üretilmesini sağlar ve diş hekimliğinde 1980'lerden beri esas olarak sabit protetik restorasyonlar için kullanılmaktadır (Goodacre ve ark., 2012). Son yıllarda katedilen gelişmeler, CAD/CAM teknolojilerinin hareketli protezlerin üretim sürecine de dahil edilmesini mümkün kılmıştır. Teknolojinin sürekli gelişimi ve değişimi, bugün piyasada bulunan sağlayıcıların ve sistemlerin sayısında katlanarak bir artışa neden olmuştur (Srinivasan ve ark., 2019). Hareketli protezlerin CAD/CAM teknikler ile üretilmesi süreci; muflalama adımına ihtiyaç duyulmaması, daha az fabrikasyon hatasına sahip, çok daha homojen ve yüksek kalitede ürün elde edebilme potansiyeli ve gerektiğinde kolayca tekrarlanabilir üretim yapılabilmesi gibi pek çok üstünlüğe sahiptir (Goodacre ve ark., 2012; Srinivasan ve ark., 2018). CAD/CAM ile üretilen hareketli protezlerin üretim tekniği ve materyale bağlı birçok üstünlüğü yanı sıra, tekniğin öğrenim sürecinin tamamlanmasının ardından çok daha kısa sürede, daha az hasta ziyareti ve göreceli olarak daha ekonomik olarak protez üretilbilmesine de olanak tanır (Janeva ve ark., 2018). Yapılan araştırmalar sonucunda, eksiltmeli CAD/CAM yöntemleri ile üretilen hareketli protez kaidelerinin, geleneksel muflalama teknikleri ile üretilen kaidelere oranla daha uyumlu ve materyalin daha iyi mekanik özellikler gösterdiği bildirilmiştir (Goodacre ve ark., 2016; Srinivasan ve ark., 2017; Srinivasan ve ark., 2018). Konu hakkında yapılan diğer çalışmalarda ise CAD/CAM yöntemleri kullanılarak üretilen protezlerin hasta memnuniyetlerinin daha yüksek olduğu bildirilmiştir (Kattadiyil ve ark., 2015; Bidra ve ark., 2016). Bu sonuçlar doğrultusunda, stomatognatik sistemle daha uyumlu ve verimli hareketli protezlerin yapımında dijital teknolojilerin daha etkin tedavi sağlayabileceği beklenmektedir. Diş hekimliğinde biyomateryal bilimlerindeki ve ileri bilgisayar teknolojilerindeki gelişmeler sayesinde yenilikçi protez materyalleri ve üretim yöntemlerine erişebilmektedir. Geliştirilen bu yeni üretim tekniklerini kullanılarak hazırlanacak hareketli protezlerde kaide materyallerinin araştırılması ve üretimi de bu nedenle bilimsel literatürde halen en popüler konular arasında yer almaktadır.

Eksiltmeli CAD/CAM tekniklerinde fabrikasyon yöntemi, protez kaidesinin ve/veya yapay dişlerin katı PMMA bloklarından kazınmasını gerektirir. Bu amaçla kullanılan katı bloklar, PMMA materyalin yüksek basınç altında polimerizasyonu ile elde edilir. Bu teknikle hazırlanacak hareketli protezler; kaide ve yapay dişlerin tek parça olarak üretilmesi (a), hazırlanan kaide için ayrı yapay dişlerin de aynı yöntemle kazınması (b) veya hazır yapay dişlerin seçilerek kullanılması (c) ve kaide-yapay dişlerin bağlantı prosedürü sonrasında birleştirilmesi şeklinde gerçekleştirilmektedir (AlHelal ve ark., 2017; Han ve ark., 2017; Steinmassl ve ark., 2017; Prpić ve ark., 2020). Kaide ve yapay dişlerin ayrı ayrı üretilerek birleştirilmesi yöntemleri; (Kanazawa ve ark., 2011; Goodacre ve ark., 2016; Steinmassl ve ark., 2017; Ohkubo ve ark., 2018; Han ve ark., 2020) daha uyumlu, daha retantif (Kattadiyil ve ark., 2015; Goodacre ve ark., 2016; Kattadiyil ve ark., 2017) gelişmiş fiziksel ve estetik özelliklere sahip, daha düşük maliyetli CAD-CAM hareketli protez yapımına olanak tanımları nedeniyle daha popülerdir (Lee ve ark., 2009; Kattadiyil ve ark., 2017). Tek parça olarak üretilen CAD/CAM protezlerin kaide ve yapay dişler arasındaki güçlü bağlantısı (monolitik tasarım) en önemli üstünlüğü (Bidra ve ark., 2016) olmakla birlikte, bu protezlerdeki yapay dişlerin % 20 oranında daha hızlı aşınma gösterdiği rapor edilmiştir (Kattadiyil ve ark., 2017). Hareketli protezlerdeki yapay dişlerin aşınma direnci, uygun dikey boyutu ve fonksiyonel oklüzyonun koruması, estetik ve uygun kuvvet dağılımı ile dento-alveolar yapıların sağlığı açısından son derece önemlidir (Zeng ve ark., 2005). Eksiltmeli üretim yöntemi ile ayrı bir şekilde kazınarak hazırlanmış dişlerin; pozisyonları, formları ve estetik olarak kişiselleştirilebilmeleri ve tasarımlar ile üretim öncesi görüntülenebildiğinden avantajlıdır (Gedikli ve Bilgin, 2023). Bu sebeple, protez kaidelerinin ve dişlerin ayrı parçalar halinde üretilmesi için kullanılan dijital yöntemler daha başarılı bulunmakta olup (Ohkubo ve ark., 2000; Steinmassl ve ark., 2017; Ohkubo ve ark., 2018) bu tez çalışmasında CAD/CAM eksiltmeli hareketli protez üretim tekniği olarak, kaide ve yapay dişlerin ayrı ayrı üretildiği yöntem tercih edilmiştir.

3B baskı veya hızlı prototipleme olarak da bilinen eklemeli üretim, nesneleri katman katman üreten teknikleri kapsar. Eklemeli CAD/CAM üretim tekniklerinin en büyük avantajı, 3B nesnelerin limitsiz ve karmaşık bir şekilde tasarlanıp üretilmesine olanak tanınması ve eksiltmeli yöntemlerin aksine katı prefabrik

blokları aşındırarak oluşan zaiyatın elimine edilerek çok düşük maliyetlerde üretime olanak tanınmasıdır (Van Noort, 2012; Dawood ve ark., 2015; Kessler ve ark., 2020; Türk ve ark., 2022). Diş hekimliğinde, kazan fotopolimerizasyonu (Vat photopolymerization (VPP)), malzeme ekstrüzyonu (Material extrusion (MEX)), Malzeme püskürtme (Material jetting (MJT)) ve toz yataklı füzyon (Powder-bed fusion (PBF)) yaygın olarak kullanılan eklemeli üretim yöntemlerindendir (Javaid ve Haleem, 2019). VPP üretim yöntemi çeşidi olan Direkt ışık işleme (DLP), dental alanda kullanılan en popüler eklemeli üretim yöntemidir (Türk ve ark., 2022). Üretim yöntemi çeşidi olan SLA, DLP ve MJT ise diş hekimliği uygulamalarında polimerlerin üretiminde kullanılan 3B baskı yöntemlerindendir (Türk ve ark., 2022). Çalışmamızda kullanılan ultraviyole ışıkla sertleşen rezin kaide-yapay diş materyali güncelliğini koruyan bir eklemeli üretim yöntemi olan SLA yöntemi ile üretilmiştir. Günümüzde hareketli protezlerin üretilmesinde kullanılan 3B baskı teknikleri henüz monolitik olarak kaide ve yapay dişlerin aynı anda üretilebilmesine olanak vermemektedir. Bu nedenle, ayrı olarak üretilen protez kaidesi ve yapay dişlerin eksiltmeli CAD/CAM tekniklerinde olduğu gibi sonradan birleştirilmesi gerekmektedir (Prpić ve ark., 2020). Ancak gerek eksiltmeli gerekse de eklemeli yöntemlerle ayrı ayrı üretilen kaide ve yapay dişlerin bağlantı dayanımlarının değerlendirildiği ve konvansiyonel yöntemlerle karşılaştırıldığı sınırlı sayıda çalışma bulunmakta olup (Alfadhli, 2022), CAD/CAM hareketli protez tekniklerinin geliştirilmesi ve yaygınlaşabilmesi hususunda daha fazla çalışmaya ihtiyaç bulunmaktadır.

Prefabrik yapay dişler, porselen, geleneksel akrilik, çapraz bağlı akrilik rezin ve kompozit rezin materyaller ve kombinasyonları şeklinde ticari olarak mevcuttur (Suwannaroop ve ark., 2011). Kullanılacak yapay dişlerin kaide materyali veya alt yapıya bağlantısı, hareketli protezlerin başarısı açısından son derece önemli bir faktör olup protez kaidesi ve yapay diş rezinleri arasındaki bağlantı kuvvetini etkileyebilen birçok faktör bulunmaktadır. Konvansiyonel akrilik rezin dişlerin, yüksek çapraz bağlı dişlere kıyasla genellikle protez kaide rezinlerine daha iyi bir bağlanma sağladığı belirtilmiştir (Chai ve ark., 2000). Çalışmalar, polimerdeki çapraz bağlanma derecesinin ve suyun etkisinin dişler ve protez diş kaidesi rezinleri arasındaki bağlantı kuvvetini engelleyebileceğini göstermiştir (Patil ve ark., 2006;

Palitsch ve ark., 2012). Suzuki ve ark. (Suzuki ve ark., 1990) apraz baēlama ajanlarının eklenmesinin yapay diēteki serbest polimer zincirlerinin sayısını azalttığını ve bunun da protez kaide rezini ile olan etkileşimi önemli ölçüde düşürdüğünü belirtmişlerdir. Bu sonuç, çalışmamızda anlamlı derecede düşük bağlantı değerlerine sahip olan CAD/CAM eksiltmeli üretim grubunun sonuçlarını destekler (Ds: $8,70 \pm 0,70$ MPa) nitelikte olup bu tez çalışmasında kullanılan eksiltme üretim yöntemi grubunda kullanılan CAD/CAM yapay diē bloēu da çapraz baēlı polimer içeriğine sahiptir. Vallittu ve ark. (Vallittu ve Ruyter, 1997), yapay diēlerin çapraz baēlı polimer matrisinin genellikle diēin yapısında homojen olarak dağılmadığını belirtmiştir. Bu durumun tam tersi olarak Pisani ve ark. (Pisani ve ark., 2010), çapraz baēlama ajanları içeren yapay diēlerin, ayrılmaz polimerik zincirleri nedeniyle polimere sıvı difüzyonunda bir azalma olacağını savunmuşlardır. Bu durum gerek protez kaidesi gerekse de yapay diē materyaline baēlı faktörlerin bağlantı kuvveti üzerindeki etkisinin ele alınmasının önemli olduğunu göstermektedir. CAD/CAM ile üretilen hareketli protezlerde, çoēunlukla yazılımda önceden tanımlı prefabrik diē takımları kullanılır ve bunlara ait sanal replikalar üzerinde yapılan sanal diē düzenleme prosedürlerinin ardından veriler, bir CAM sistemine (freze makinesi veya 3B yazıcı) aktarılarak, üzerlerinde takım diēlere ait yuvalar bulunan kaideleri üretilir. Bu tip CAD/CAM destekli üretimlerin en önemli kısmı, prefabrik diēler hakkında doğru bilgilerin elde edilmesi olup program tarafından desteklenen ve dijital kütüphanede bulunan uygun yapay diē takımı seçilmelidir (Han ve ark., 2020). Schneider ve ark. (Schneider ve ark., 2002), akrilik diēler ve kaidelerin daha uyumlu kombinasyonlarının seçilmesinin, hastalar için zaman alıcı ve maliyetli olabilen protez başarısızlıklarını ve sonuçta ortaya çıkan onarımları azaltabileceğini bildirmiştir. Hareketli protezlerin yapımında kullanılan farklı kaide ve yapay diē materyallerin özellikleri, birleştirme teknikleri ve protezlerin temizliğinde kullanılacak solüsyonların nitelikleri, yapay diē ve kaide materyali arasındaki bağlantıya etki edebilecek faktörler olup, yapılan literatür taramasında konu hakkında yapılan kapsamlı bir çalışma bulunmadığı görülmüştür. Bu nedenle, yapılan bu tez çalışmasında; farklı yöntemlerle hazırlanan hareketli protezlerdeki kaide ve yapay diē materyalleri arasındaki bağlantı kuvveti üzerinde, farklı protez temizleme solüsyonlarının etkileri değerlendirilmiştir.

Protez kaide materyali ile yapay dişler arasındaki bağlantı, protezlerin bütünlüğü ve hastanın yaşam kalitesi için elzem bir olgudur. Geleneksel protezler için, yapay dişlerin protez kaidesinden ayrılması, tüm protez onarımlarının üçte birini oluşturmakta olup, tamir olgularının % 30'u kaide-yapay diş arasındaki başarısız bağlantıdan kaynaklanmaktadır (Darbar ve ark., 1994; Marra ve ark., 2009; Bilhan ve ark., 2012; Chittaranjan ve ark., 2013; Pero ve ark., 2016). Hareketli protez kaidesi ile yapay diş arasındaki bağlantı başarısızlığının yaygın nedenleri; kaide-yapay bağlantı yüzeyinin kontaminasyonuna neden olan mum, izolasyon materyali ve alçı gibi artıklar, bağlantı yüzeyine uygulanması gereken şartlandırma işlemlerinin eksik-hatalı uygulanması, muflalama ve polimerizasyon tekniğindeki hatalardır (Barbosa ve ark., 2008; Sari ve ark., 2018). Birçok çalışma, yapay dişler ve protez kaideleri arasındaki bağlantı kuvvetini iyileştirmeyi amaçlamıştır (Suzuki ve ark., 1990; Chai ve ark., 2000). Hareketli protezlerde kaide- yapay diş arasındaki bağlantı başarısı temelde, yapay diş materyalindeki rezin polimerin kimyasal tepkimeye girecek şekilde şartlandırılarak kaide rezin polimer ağı ile akrilik diş polimeri arasındaki iç içe geçmiş yeni polimer ağlarının oluşmasına bağlıdır (Patil ve ark., 2006; Clements ve ark., 2018). Vallittu ve ark. (Vallittu ve Ruyter, 1997) göre, yapay dişler ve protez kaide rezinleri arasındaki kimyasal bağlantı, monomerlerin protez kaidesi polimerinden yapay dişin polimer matrisine penetre olmasına bağlıdır. Aynı araştırmacılar, hareketli protez kaide- yapay diş arayüzündeki daha yüksek bağlantı kuvvetinin, artan polimerizasyon sıcaklığı ile monomerlerin protez kaidesinden yapay diş polimer ağına daha yüksek difüzyonu ile elde edilebileceğini ve yine difüzyon hızı üzerinde, kullanılan yapay dişin polimerik yapısının etkili olduğunu bildirmişlerdir (Vallittu ve Ruyter, 1997). Geleneksel yöntemlerle karşılaştırıldığında; CAD/CAM hareketli protez üretim yöntemlerinde, üretilen yapay dişler protez kaidesine sıklıkla ayrı bir bağlantı ajanıyla birleştirilmektedir (Chung ve ark., 2018; Han ve ark., 2020). Bu nedenle, protez kaidesi- yapay diş bağlantı kuvveti üzerinde, uygulanacak bağlantı ajanları ve birleştirme prosedürleri büyük etkiye sahiptir (Patil ve ark., 2006). Prepolimerize bir materyalin kullanılması, protez üretimi sırasında polimerizasyondan kaynaklanan bozulmayı azaltsa da bu aynı zamanda protez kaide rezini ile yapay diş arasında güçlü bir bağlantı oluşturmak için gerekli olan kimyasal reaksiyon olasılığını düşürür (Han ve ark., 2020). Bu

durum aynı polimerizasyon yöntemine sahip olmayan birleştirme ajanından, üreticinin teknik hassasiyete dikkat etmemesinden kaynaklanabilir (Choi ve ark., 2020). Eksiltmeli yöntemle üretilmiş bir protez kaidesine yapay dişler genellikle metakrilat bazlı bir bağlantı ajanı kullanılarak sabitlenir (Kanazawa ve ark., 2011; Steinmassl ve ark., 2017; Han ve ark., 2020). Mine ve ark.,'nın CAD/CAM ile üretilmiş rezin materyallerin bağlantı özelliklerinin inceledikleri sistematik derlemede, metil metakrilat içerikli bağlantı ajanlarının, eksiltmeli üretim yöntemiyle üretilen rezinlerin bağlantısını geliştirilmesinde etkili olduğunu bildirmişlerdir (Mine ve ark., 2019). Suzuki ve ark. (Suzuki ve ark., 1990), 4-metakriloksietil trimetakrilat anhidrit (4-META) içeren bir adeziv ajanın, bir akrilik protez kaide rezininin ısı ile polimerizasyonundan önce yüksek düzeyde çapraz bağlı yapay dişler üzerine uygulanmasının bağlantı kuvvetini geliştirdiğini bildirmiştir. Hareketli protezlerin klinik başarısı üzerinde kaide- yapay diş materyali arasındaki bağlantı başarısı oldukça hayati olup, bağlantı problemlerine neden olabilecek pek çok faktör sonucu yapay dişlerde ayrılma oluşabilir. Bu nedenle protez kaide- yapay diş arasındaki MBD değerleri mümkün olduğunca yüksek olmalıdır (Prpić ve ark., 2020). Farklı yöntemlerle üretilen protez kaide- yapay diş materyalleri arasındaki MBD bu çalışmada ISO 10477 standardına göre değerlendirilmiştir (ISO, 2004; Ates ve ark., 2017). Bu tez çalışmasında elde edilen MBD değerleri genel olarak değerlendirildiğinde; eksiltmeli üretim grubuna ait MBD değerleri genel olarak ISO 10477 standardına ait alt sınırından (5 MPa) daha yüksek bulunmuş olmakla beraber, sodyum hipoklorit solüsyonuna daldırılan örnek grubu için elde edilen ortalama MBD ($4,83 \pm 0,50$ MPa), daha düşük ve başarısız sayılmıştır. Eklemeli üretim grubunun tüm test gruplarına ait ortalama MBD değerleri ($19,45- 15,39 \pm 0,97$ MPa) ise klinik olarak kabul edilebilir seviyeden (10 MPa) daha yüksek bulunmuştur (Ates ve ark., 2018).

Yapılan çalışmalarda, farklı içeriklere sahip prefabrike yapay dişlerin, farklı protez kaide materyallerine (oto polimerize, ısı ile polimerize, mikrodalga polimerize, ışıkla polimerize ve diğerleri) olan MBD değerlerinde belirgin farklılıklar olduğu görülmektedir (Yanikoglu ve ark., 2002; Chittaranjan ve ark., 2013; Andrade de Freitas ve ark., 2018; Gharebagh ve ark., 2019). Geleneksel yöntemle üretilen protezlerde kaide ve yapay dişler arasındaki bağlantı, mekanik

retansiyon ve monomerlerin akrilik diş rezinine difüzyonu ile kimyasal bağlanmayla sağlanır (Civjan ve ark., 1972; Vallittu ve Ruyter, 1997; Takahashi ve ark., 2000). Bu durum akrilik yapay dişlerin ısıyla polimerize edilmiş protez kaide rezinine yüksek monomer difüzyonu yoluyla daha yüksek kimyasal bağlanabilme ve yüksek MBD değerleri göstermesine neden olmaktadır (Akin ve ark., 2014; Choi ve ark., 2020; Prpić ve ark., 2020). Schneider ve ark.,'nın (Schneider ve ark., 2002) farklı polimerizasyon yöntemlerinin protez kaidesi- yapay diş bağlantısı üzerindeki etkisini değerlendirdikleri çalışmalarına göre, ısıyla polimerize edilen kaide-yapay diş bağlantısının (39.1 ± 5.1 MPa), mikrodalga ile polimerize edilen kaide-yapay diş bağlantısından (21.6 ± 5.2 MPa) anlamlı derece yüksek olduğunu bildirilmiştir ($P<.05$). Choi ve ark.'nın (Choi ve ark., 2020) aynı yapay dişlerin (doldurucusuz, nanopartikül ilaveli ve çapraz bağlı PMMA) ısı ile polimerize edilmiş ve eksiltmeli üretim tekniği ile üretilmiş kaide materyallerine olan bağlanma dayançlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında; ısıyla polimerize edilmiş kaide rezinlerine birleştirilen dişlerin (4,25- 4,79 MPa) eksiltmeli üretim tekniği ile üretilmiş kaide rezinlerine (0,55- 1,22 MPa) göre anlamlı derece yüksek MBD sahip olduklarını bildirmişlerdir ($P<.01$). Bu çalışmanın sonuçlarına paralel olarak, tez çalışmamızda elde edilen sonuçlar sadece distile suda bekletilen (kontrol) grupları için değerlendirildiğinde, konvansiyonel grup için elde edilen MBD' nin ($12,37 \pm 1,30$ MPa), eksiltmeli üretim grubu için elde edilen MBD' dan ($8,70 \pm 0,70$ MPa) anlamlı derecede yüksek olduğu görülmektedir ($P<.001$). Prpić ve ark. (Prpić ve ark., 2020)'nın yapmış oldukları benzer bir çalışmada ise eksiltmeli üretim yöntemiyle üretilmiş protez kaide rezinine bağlanan farklı materyallerden (PMMA, çapraz bağlı PMMA ve nanohibrit kompozit) üretilmiş yapay dişlerin MBD değerlerini karşılaştırmışlar ve bu tez çalışmasının sonuçlarına benzer şekilde ısıyla polimerize protez kaide rezini ile akrilik dişler arasında en yüksek MBD değerlerini (18.10 ± 2.68 MPa) tespit ettiklerini bildirmişlerdir ($P<.001$). Isı ile polimerize edilen gruplar için elde edilen yüksek bağlantı dayancı üzerinde, ayrı ayrı üretilen akrilik kaide-yapay diş materyallerinin bağlantı sürecinde tekrar muflaya alınarak, metakrilat monomeri ile şartlandırılmasının ardından bağlantı ajanı olarak da aynı kimyasal yapıdaki ısı ile polimerize olan PMMA kullanılması, preslenmesi ve ısıyla polimerize edilmesinin, artık monomer miktarını en aza indirerek çok daha yüksek

kimyasal bağlantı elde edilmesi hususundaki başarısına atfedilebilir (Shim ve Watts, 1999). Robison ve ark. (Robison ve ark., 2016) yapay dişler ile enjeksiyon kalıplı veya kompresyon kalıplı (geleneksel muflalama) protez kaide rezinleri arasındaki bağlantı kuvvetini karşılaştırdıkları çalışmalarında, ısıyla polimerize olan akrilik protez kaidesinin, prefabrike akrilik yapay dişlere otopolimerize kaideye göre daha güçlü bağlandığını bildirmişlerdir. Bağlantının kalitesinin polimerizasyon sırasında oluşacak yeterli sayıdaki serbest monomerin mevcudiyetine bağlı olduğunu, yeterli bağlantının sağlanması için ise bu monomerlerin yapay dişlerin polimer zincirlerine nüfuz etmesi ve yeni zincir reaksiyonları başlatması sayesinde gerçekleşebileceği bildirilmiştir. Alfadhli (Alfadhli, 2022), konvansiyonel, eksiltmeli ve iki farklı eklemeli üretim kaide rezininin yapay dişlerle olan bağlantılarını karşılaştırdığı çalışmada en yüksek MBD değerlerinin Lucitone Digital Value diş ve Lucitone Dijital Baskı kaide (26.59 ± 5.26 MPa) grubu ve Ivotion Dent Multi diş ve Ivotion kaide (22.46 ± 4.00 MPa) grubu için olduğunu bildirmişlerdir. Bu materyallerin kontrol grupları için ortalama MBD değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır ($P < .001$). Diğer gruplara kıyasla artan bağlantı kuvvetini, firmaların önerdiği bağlantı kitinde bulunan talimatlar doğrultusunda kullanılan, bağlantı aşamasından önce uygulanmış monomer uygulanmasıyla açıklamışlardır. Bu nedenle, polimerizasyondan önce hazırlayıcı- şartlandırıcı ajanlar veya monomerlerin kullanılması oldukça önemlidir (Alfadhli, 2022). Bu tez çalışmada, eksiltmeli üretim tekniğinde elde edilen daha düşük MBD değerleri üzerinde, üretici talimatları doğrultusunda kullanılan aynı kimyasal yapıdaki bağlantı ajanın, otopolimerizan karakterde olması, yapay dişlerin polimer zincirlerine nüfuz etmesi hususunda ısıyla polimerize olan gruba göre daha başarısız olabileceği, polimerizasyon sonrasında bağlantı yüzeyinde daha fazla artık monomer kalabileceği ve de daha zayıf bir zincir yapısının oluşması ile açıklanabilir. Yine benzer bir çalışmada Alsulaimani (Alsulaimani, 2021), ısı ile polimerize, eksiltmeli üretim ve eklemeli üretim yöntemleriyle hazırlanmış kaide ve yapay diş örneklerinin MBD değerlendirmiş ve en yüksek MBD değerlerinin ısı ile polimerize akrilik kaide grubu için (15.91 ± 5.31 MPa) tespit edilmişken eklemeli (10.86 ± 2.00 MPa) ve eksiltmeli üretim kaide grupları (7.17 ± 1.78 MPa) için daha düşük MBD değerleri görüldüğü ve tüm gruplar arasındaki farklılığın anlamlı olduğu bildirilmiştir ($P < .001$). Elde edilen bu

sonuçların, ısı ile polimerize olan kaide ve yapay diş materyalleri arasındaki yüksek kimyasal benzerlik ile açıklanabileceği ifade etmişlerdir. Öte yandan eklemeli üretim grubunda kullanılan kaide-yapay diş materyallerinin daha az artık monomer içermesi, kimyasal olarak daha stabil ve zincir yapısının daha kararlı olmasının elde edilen sonuçlar üzerinde etkili olabileceğini de bildirilmişlerdir. (Alsulaimani, 2021). Prpic'c ve ark. (Prpic'c ve ark., 2020) ve Alsulaimani (Alsulaimani, 2021) tarafından yapılan bu çalışmaların aksine, Helal ve ark. (Helal ve ark., 2022) geleneksel ısıyla polimerize edilmiş akriliklerle (4.65 ± 0.54 MPa ve 3.28 ± 0.92 MPa) karşılaştırıldığında, eksiltmeli üretim yöntemiyle üretilmiş protez kaide rezini (9.64 ± 0.63 ve 7.92 ± 0.61 MPa) ve iki tip yapay diş (akrilik ve kompozit) arasında daha yüksek MBD değerleri bildirmiştir ($P < 0.05$). Bu sonuç, ısıyla polimerize edilmiş akriliklerde rapor edilen ve MBD değerlerini azaltabilen hacimsel büzölmeye bağlanmıştır (Helal ve ark., 2022). Eklemeli üretim teknikleri ile elde edilen hareketli protezlerde kaide- yapay diş bileşimi ve bağlantı dayancı hakkında literatürde sınırlı sayıda kaynak bulunmaktadır (Choi ve ark., 2020; Alfadhli, 2022). Eklemeli üretim için geliştirilen kaide materyalleri hibrit rezinler olarak tanımlanır ve temel olarak, UV ışığıyla polimerize edilebilen baz, foto başlatıcılar, dengeleyiciler ve pigmentlerden oluşur (Stansbury ve Idacavage, 2016). Bu tez çalışmasında kullanılan kaide ve yapay diş rezinleri kimyasal kompozisyon olarak birbirlerine büyük benzerlik göstermekte olup, temelde metakrilat monomeri ve DUDMA içermektedir. Bunun sonucunda da çalışmamızda en yüksek bağlantı değerlerinin ($15,39- 19,45$ MPa) eklemeli üretim grupları için tespit edilmiş olduğu düşünülmektedir. Konu hakkında yapılan benzer bir çalışmada, Cleto ve ark. (Cleto ve ark., 2023) eklemeli olarak üretilen kaide materyalleri ile farklı bağlantı ajanları (otopolimerizan akrilik, ısı ile polimerize akrilik, eklemeli üretim için kullanılan fotopolimerize akrilik, fotopolimerize akrilik + MMA monomeri) kullanılarak birleştirilen prefabrike ve eklemeli üretilen yapay diş (Cosmos TEMP) materyalleri arasındaki MBD değerlerini, konvansiyonel ısı ile polimerize edilmiş kontrol grubuyla karşılaştırmışlardır. Isı ile polimerize edilmiş kaide rezini ile geleneksel akrilik dişlerin bağlandığı kontrol grubunun bağlantı değerlerinin (11.84 MPa, $P = 0.484$)), eklemeli üretim ($9,57$ MPa) için kullanılan kaide rezini-aynı kimyasal yapıdaki dişler ve aynı bağlantı ajanıyla bağlandığında benzer ve tatmin edici sonuçlar elde

edildiğini bildirmişlerdir. Bu tez çalışmasında, eklemeli olarak üretilen kaide- yapay diş materyallerinin bağlanmasında, kaide materyaline ait aynı rezin kullanılmış, oksidasyonu inhibe edecek ve yeterince fotopolimerize olabilecek şekilde önlemler alınarak üretici talimatları doğrultusunda uygulanmış ve sonuç olarak hem konu hakkındaki benzer çalışmaların (Alsulaimani, 2021; Cleto ve ark., 2023) bildirdiği MBD sonuçlarından da iyi değerler elde edilmiş, hem de bu değerler ısıyla polimerize edilen kaide-yapay diş gruplarından anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. MBD, malzemeler arasındaki bağ dayanımını değerlendirmek için güvenilir bir ölçü olsa da bağın dayanıklılığını etkileyen birçok faktör vardır. Bu, test yöntemlerinin standardizasyonunun olmaması piyasada bulunan protez kaide materyallerinin çeşitliliğine de bağlanabilir (Prpić ve ark., 2020).

Protez bakımı, protezin daha uzun ömürlü olması ve sağlıklı oral mukozanın korunması için gereklidir. Literatürde protez temizleyicilerin ısıyla sertleşen akrilik rezinlerin mekanik ve fiziksel özellikleri üzerindeki etkisini inceleyen çeşitli çalışmalar bulunmaktadır (Pero ve ark., 2013; Savabi ve ark., 2013; Arruda ve ark., 2015; Haghi ve ark., 2015). Ancak, protez temizleyicilerin eklemeli ve eksiltmeli yöntemlerle üretilen kaide- yapay dişlerin bağlantı dayanımı üzerindeki etkisi değerlendiren bir çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle, bu tez çalışmasında farklı içerikli protez temizleyicilerin (alkalin peroksitler, sodyum hipoklorit içerikli ve sitrik asit bazlı) farklı üretim teknikleriyle elde edilen kaide- yapay diş arasındaki MBD üzerindeki etkileri değerlendirmektir. Kullanılacak protez temizleyicilerinin, yeterli temizleme etkinliği yanı sıra kullanılan materyaller üzerinde, renk değişimi, çözülme, aşınma, deformasyon gibi olumsuz etkilere neden olmaması (Polyzois ve ark., 2013) ve ayrıca kaide- yapay arasındaki bağlantı kuvvetini de etkilememesi arzu edilir (Patil ve ark., 2006). Yapılan bazı çalışmalar, protez temizleyicilerin uzun süreli kullanımının protez kaide rezinlerinin rengi, yüzey pürüzlülüğü ve sertliği dahil olmak üzere fiziksel ve mekanik özellikleri üzerinde istenmeyen etkilerinin bulunabileceğini bildirmektedir (Paranhos ve ark., 2007; Peracini ve ark., 2010; Campanha ve ark., 2012; Machado ve ark., 2012). Bu tez çalışmasında, test edilen tüm temizleme solüsyonları arasında %1'lik sodyum hipoklorit çözeltisinin, kaide-yapay diş üretim yönteminden bağımsız olarak, kontrol gruplarıyla (distile su) karşılaştırıldığında, MBD değerlerini (konvansiyonel üretim, $6,04 \pm 0,36$ MPa;

eksiltmeli üretim, $4,83 \pm 0,50$ MPa; eklemeli üretim, $15,39 \pm 0,97$ MPa) anlamlı derecede düşürdüğü görülmüştür ($P<0.05$). Davi ve ark. (Davi ve ark., 2010), protezlerin klor içeren solüsyonlara (NaOCl) daldırılmasının, polimerik materyal içeriğinde bulunan plastikleştiricilerin çözülerek salınması nedeniyle, kaide- yapay diş arasındaki bağlantı kuvvetini etkileyebileceğini bildirmişlerdir. Alkaltham ve ark. (Alkaltham ve ark., 2023), ısı ile polimerize edilmiş rezin (kontrol) ve iki farklı markanın eklemeli üretim için kullanılan rezinlerin mekanik performanslarını (bükülme dayancı, elastikiyet, sertlik), NaOCl ve alkalın peroksit içerikli dezenfektan solüsyonlarına daldırdıktan sonra karşılaştırdıkları çalışmalarında; her iki solüsyonun da bütün rezin gruplarının mekanik özelliklerini istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde düşürdüğünü, ancak istatistiksel olarak en yıkıcı etkinin NaOCl solüsyonu için tespit edildiğini bildirmişlerdir ($P<0.001$). Eklemeli üretim grubu rezinlerinin mekanik performansları kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşmüştür, bu durumu; farklı üretim gruplarının dezenfektan solüsyonlarına daldırıldığında su absorpsiyonu derecesi ve kimyasal maddelerin farklı difüzyon katsayıları ile açıklamışlardır. Bununla beraber, temizleme solüsyonlarında bulunan aktif klor içeriğinin, materyallerin yapısında bulunan artık monomerleri çözerek uzaklaştırabileceği ve oluşan boşlukların ise su absorpsiyonunu arttırarak polimer zincirlerinin bütünlüğünü bozabileceği bildirilmiştir (Ozyılmaz ve Akin, 2019; Gad ve ark., 2021). Bu tez çalışmasında, NaOCl temizleme solüsyonu uygulamasının neden olduğu benzer olumsuz etkiler, tüm kaide- yapay diş üretim yöntemi grupları için, bağlantı yüzeyinde artan yapısal bozulmalar ve su emilimleri ile açıklanabilir. Felton ve ark. (Felton ve ark., 2011), NaOCl'nin in vitro antimikrobiyal etkisini rapor etmiş ve protezlere zarar vermekten kaçınmak için uygulama süresinin 10 dk'yı geçmemesini tavsiye etmiştir. Öte yandan, Arruda ve ark. (Arruda ve ark., 2015), 5 yıllık kullanımı simüle eden ısı ile polimerize olan akrilik rezine uygulanan çeşitli protez temizleyicilerin etkilerini değerlendirmiştir. Bu çalışmaya göre alkalın peroksit ve NaOCl çözeltilerine günlük 20 dakikalık daldırmanın, ısıyla polimerize olan akrilik rezin üzerinde klinik olarak önemli olumsuz etkilere neden olmadığı sonucuna varılmıştır. Pero ve ark. (Pero ve ark., 2016) yaptıkları çalışmada; çalışmamızın tam tersi olarak, mikro dalga ile polimerize olan akrilik rezin kaide ve iki farklı yapay dişin (geleneksel akrilik ve çapraz bağlı) bağlantısını sağladıktan

sonra temizleme solüsyonlarında bekletmiş ve %1 lik sodyum hipokloritin yapay dişler ve akrilik kaide rezini arasındaki bağlantı kuvvetini etkilemediğini bildirmişlerdir ($P= 0.05$). Bu sonuçlar ışığında, NaOCI solüsyonunun temizleme solüsyonu olarak kullanımının konvansiyonel hareketli protezlerde olduğu gibi, CAD/CAM ile üretilen protezler için de ancak çok düşük konsantrasyonlarda ve kısa süreli olarak gerçekleştirilebileceği söylenebilir. Günümüzde protez temizleyicisi olarak en yaygın, sodyum bikarbonat ve sodyum perborat içerikli efervesan tabletler kullanılmaktadır. Bu tabletlerin suda çözünmesiyle içerikteki sodyum perborat, kalıntıları mekanik olarak çözmek için oksitleri serbest bırakan alkalın peroksit formuna dönüşür. Oluşan oksijen baloncukları hem mekanik hem de kimyasal temizlik sağlar (Küçükekenci ve ark., 2021). Yapılan bazı çalışmalar, alkalın peroksit içerikli çözeltilerin hareketli protezin yüzeyi üzerinde klinik olarak bir olumsuz etkilerinin bulunmadığını gösterirken (Machado ve ark., 2011; Ates ve ark., 2017); bazı çalışmalar ise metalde boyanma, parlaklık kaybı, akrilik rezinin renginde ağarma, yüzey pürüzlülüğünde değişme ve rezin sertliğinde artma gibi etkilere neden olduğu gösterilmiştir (Felipucci ve ark., 2011b; Vasconcelos ve ark., 2019). Bu tez çalışmasında ise, tüm kaide- yapay diş kontrol gruplarına göre, Corega alkalın peroksit solüsyon uygulamasının MBD değerlerini anlamlı derecede düşürdüğü görülmüşken ($P < .05$), Aktident alkalın peroksit solüsyon uygulaması eklemeli ve eksiltmeli üretim tekniklerinde anlamlı bir düşüş yaratmamıştır ($P > .05$). Alkalın peroksit içerikli dezenfektan solüsyonları uygulaması sonucu ortaya çıkan oksijen molekülleri, protez üzerinde bulunan debrislerle reaksiyona girerek çözülmelerine neden olduğu gibi, kaide- yapay diş bağlantı arayüzeyinde kimyasal çözünmeye ve de MBD değerlerinde azalmaya neden olmuş olabilir (Tripathi ve ark., 2018). Çalışmamızda kullanılan Aktident ve Corega alkalın peroksit tabletlerin MBD üzerindeki farklı oranda görülen olumsuz etkileri ise; solüsyonların üretici talimatları doğrultusundaki farklı daldırma sürelerine, difüzyon katsayılarına, molekül büyüklüklerine ve etken madde yüzdelere atfedilebilir. Sitrik asit, düşük asidik konsantrasyona sahip zayıf bir asittir. Asitlerin yıkıcı etkileri pH'larına ve hidrojen iyonu konsantrasyonlarına bağlı olup sitrik asit düşük konsantrasyona sahip zayıf bir asittir. Bu nedenle, bağlantı dayanımı üzerindeki yıkıcı etkisinin düşük olması beklenir (Fatemi ve ark., 2019). Çalışmamızda temizleme solüsyonu olarak test

edilen sitrik asit bazlı Curaprox solüsyonun, tüm üretim grupları için (konvansiyonel: $7,15 \pm 0,52$ MPa, eksiltmeli üretim: $6,13 \pm 0,47$, eklemeli üretim: $18,11 \pm 0,92$ MPa) MBD değerlerini anlamlı derece düşürdüğü görülmüştür. Özyılmaz ve ark.'nın (Ozyılmaz ve Akin, 2019) PMMA, poliamid ve PEKK (polieterketonketon) kaide materyallerinin yüzey özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmada, protez temizleyicilerinin kaide materyallerin yüzey pürüzlülüğünü önemli ölçüde arttırdığını bildirmişlerdir. Protez temizleyicilere daldırıldıktan sonra PEKK kaide materyalinin sertlik değeri önemli ölçüde etkilenmezken, PMMA ve poliamidin gruplarının sertlik değeri istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde azalmıştır. Sitrik asit içerikli solüsyon ile karşılaştırıldığında, alkalın peroksit içerikli efervesan tabletler, poliamidin yüzey sertliğini ve pürüzlülüğünü önemli ölçüde değiştirmiştir. Sitrik asit bazlı bir temizleyici olan Curaprox'un, diğer üç efervesan temizleyicide gözlemlenenlerden daha düşük pürüzlülük değerleri ile sonuçlandığını bildirmişler ve bu durumu, sodyum bikarbonat miktarındaki farka ve efervesan temizleyicilerin bir özelliği olan mekanik temizleme mekanizmasının bulunmamasına bağlamışlardır ($P < .05$). Çalışmamızın sonuçlarının aksine, Fatemi ve ark.'nın (Fatemi ve ark., 2019), otopolimerizan kaideye üç farklı astar materyalin bağlantı dayanımlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, %5'lik sitrik asitle uygulanan gıda simülasyonu işleminin anlamlı bir etkisinin olmadığını ($P = .208$) bildirmişlerdir. Bu tez çalışmasında elde edilen sonuçlar üzerinde, ürünün kullanım talimatları doğrultusundan yapılan haftalık 6-8 saatlik uygulamanın, benzer çalışmalarla karşılaştırıldığında daha uzun süreli olmasından kaynaklanmış olabilir. Bu temizleme solüsyonunun, MBD üzerinde herhangi bir olumsuz etki yaratmadan kullanılabilmesi için, farklı daldırma sürelerinde, farklı kaide- yapay diş materyal kombinasyonları kullanılarak test edilmesi gerekmektedir. Bağlantı dayanıklılığı ile ilgili yapılan çalışmalarda, deney örneklerinin protez temizleme solüsyonlarında bekletilme süreleri konusunda standart bir protokol belirlenmemiştir (Budnur, 2006). Alfouzan ve ark.(Alfouzan ve ark., 2023) yaptıkları çalışmada konvansiyonel, eksiltmeli ve eklemeli üretim ile üretilmiş kaide rezinlerinin bakteriyel adezyon ve yüzey pürüzlülüğünü, farklı içerikli ve etken yüzdeleri temizleme solüsyonlarına (alkalen peroksit grubu temizleme tablet, % 2 klorheksidin glukonat, % 0,2 klorheksidin glukonat, % 0,5 sodyum hipoklorit ve % 1 sodyum hipoklorit) daldırarak

karşılaştırmışlardır. Daldırma işleminin sonucunda, tüm üretim gruplarının, tedavi öncesi değerlerle karşılaştırıldığında önemli ölçüde artan yüzey pürüzlülüğü değerleri gösterdiğini ($P < 0.05$) ve en yüksek yüzey pürüzlülüğü değerlerinin, eklemeli üretim grubunda ($0,690 \pm 0,08 \mu\text{m}$), ardından geleneksel ($0,493 \pm 0,11 \mu\text{m}$) ve eksiltmeli üretim grubunda ($0,301 \pm 0,08 \mu\text{m}$) görüldüğünü belirtmişlerdir. Daldırma işleminin sonucunda eksiltmeli üretim grubu örneklerin, %1'lik NaOCl'ye daldırılan örnekler dışında eşik sınırının altında yüzey pürüzlülüğü değerleri sergilediğini bildirmişlerdir %2'lik klorheksidin glukonat solüsyonuna daldırılan örneklerin, NaOCl'ye daldırılmış örneklerden istatistiksel olarak anlamlı olmayacak şekilde ($P = 0.028$ ve $P = 0.032$) daha yüksek değerler gösterdiğini (eklemeli üretim grubu dışında) ve kullanılan protez temizleyicileri arasında en düşük pürüzlülük değerlerini gösterdiğini belirtmişlerdir ($P < 0.05$). Fakat önceki çalışmalar üç üretim yöntemi arasındaki yüzey pürüzlülüğünü karşılaştırmış olsa da protez temizleyicilerin protez dezenfeksiyonu üzerindeki etkisinin mevcut sonuçların önceki verilerle ilgili bir karşılaştırması yapılamadığından değerlendirilemediğini bildirmişlerdir. Aynı şekilde bu tez çalışmasında da üretim yöntemlerinin önceki çalışmalarla (Choi ve ark., 2020; Cleto ve ark., 2023) karşılaştırması yapılmış fakat temizleme solüsyonlarına daldırılması sonucunda elde edilen bağlantı değerlerinin karşılaştırmasını yapmak, konu hakkında benzer çalışma bulunmaması nedeniyle mümkün olamamıştır. Bu bağlamda, literatüre yeni çalışmaların katkıda bulunması gerekmektedir.

Bu tez çalışmasının bazı sınırlamaları bulunmaktadır. Bu tez çalışması in-vitro koşullarda gerçekleştirilmiş olup, klinik veya oral koşulların (oklüzyon tipi, kuvvet yönü ve tükürük faktörü) tam olarak simüle edilememesi, termomekanik yaşlandırma prosedürlerinin uygulanmaması ve uzun süreli su absorpsiyonu gibi değişkenlerin simülasyona dahil edilememiş olması mevcut çalışmanın ana sınırlamaları olup makaslama bağlanma dayanımının sonuçlarını etkileyebilir. Günümüzde hareketli protez yapımında kullanılabilecek farklı pek çok kaide- yapay diş üretim tekniği, materyal, bağlantı ajanı ve şartlandırma tekniği gibi konfigürasyonlar mevcut olup, bu tez çalışmasında sınırlı sayıda değişken incelenebilmiştir. Literatürde test tekniklerinin standardize edilmesi, farklı çalışmalar arasında daha kolay karşılaştırma yapılması açısından faydalı olacaktır. Bu nedenle, bu sonuçları klinik durumlarda

uygularken dikkatli yorumlama gereklidir. Literatürde test tekniklerinin standardizasyonu ve piyasada bulunan dental materyallerin çeşitliliği nedeniyle mevcut çalışmanın sonuçları ile önceki çalışmalar arasında bir karşılaştırma yapmak zordur. Protez temizleyicilere daldırmaya tabi tutulan farklı tipte akrilik dişler ve protez kaidesi rezinleri arasındaki başarısızlığın doğasını değerlendirmek için ileri çalışmalar önerilmektedir. Ayrıca, yeni sonuçların iyileştirilmiş klinik performansa katkıda bulunabilmesi için farklı materyal kombinasyonları ve daldırma süreleri önerilmektedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasının test prosedürleri ve limitasyonları göz önünde bulundurularak ulaşılan sonuç ve öneriler:

1. Hareketli protezlerin CAD/CAM üretim yöntemleri kullanılarak üretilmesi durumunda özellikle eklemeli üretim yöntemi ile üretilen kaide- yapay diş MBD değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir optimal sınırın (10 MPa) üzerinde sonuç verebileceği ancak eksiltmeli üretim yöntemi için farklı bağlantı teknikleri geliştirilmesi gibi düzenlemelere ihtiyaç bulunmaktadır.
2. Sodyum hipoklorit solüsyonunu temizleme solüsyonunun, konvansiyonel hareketli protezlerde olduğu gibi, CAD/CAM ile üretilen protezler için de ancak çok düşük konsantrasyonlarda ve kısa süreli olarak kullanılabilirken, aksi takdirde kaide- yapay diş bağlantısında anlamlı bozulmalara yol açabilir.
3. Konvansiyonel üretim yöntemi ile üretilen hareketli protezlerin kaide- yapay diş arasındaki bağlantıyı alkalın peroksit, sitrik asit ve sodyum hipoklorit içerikli solüsyonlar da istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşürmekte olup, kullanıcı talimatlarının yeniden değerlendirilmesi önerilmektedir.
4. CAD/CAM eksiltmeli üretim yöntemi ile üretilen hareketli protezlerin kaide- yapay diş arasındaki bağlantıyı Corega, Curaprox ve sodyum hipoklorit dezenfektan solüsyonları istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşürür. Aktident protez temizleyici solüsyon önerilebilir.
5. CAD/CAM eklemeli üretim yöntemi ile üretilen hareketli protezlerin kaide rezini-yapay diş arasındaki bağlantıyı Corega, Curaprox ve sodyum hipoklorit dezenfektan solüsyonları istatistiksel olarak anlamlı şekilde düşürür. Aktident protez temizleyici solüsyon önerilebilir.

7. KAYNAKLAR

- Abduo, J., Lyons, K. ve Bennamoun, M., 2014, Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams, *International journal of dentistry*, 2014.
- Ahlholm, P., Sipilä, K., Vallittu, P., Jakonen, M. ve Kotiranta, U., 2018, Digital versus conventional impressions in fixed prosthodontics: a review, *Journal of Prosthodontics*, 27 (1), 35-41.
- Ahmed, K. E., Wang, T., Li, K. Y., Luk, W. K. ve Burrow, M. F., 2019, Performance and perception of dental students using three intraoral CAD/CAM scanners for full-arch scanning, *Journal of prosthodontic research*, 63 (2), 167-172.
- Akin, H., Kirmali, O., Tugut, F. ve Coskun, M. E., 2014, Effects of different surface treatments on the bond strength of acrylic denture teeth to polymethylmethacrylate denture base material, *Photomedicine and laser surgery*, 32 (9), 512-516.
- Al-Dwairi, Z. N., Tahboub, K. Y., Baba, N. Z. ve Goodacre, C. J., 2020, A comparison of the flexural and impact strengths and flexural modulus of CAD/CAM and conventional heat-cured polymethyl methacrylate (PMMA), *Journal of Prosthodontics*, 29 (4), 341-349.
- Al Doorri, D., Huggett, R., Bates, J. ve Brooks, S., 1988, A comparison of denture base acrylic resins polymerised by microwave irradiation and by conventional water bath curing systems, *Dental materials*, 4 (1), 25-32.
- Alfadhli, S. F., 2022, Evaluation of the bond strength of various denture teeth materials to conventional, CAD/CAM, and 3D printed denture bases, *Boston University*.
- Alfouzan, A. F., Tuwaym, M., Aldaghri, E. N., Alojaymi, T., Alotiabi, H. M., Taweel, S. M. A., Al-Otaibi, H. N., Ali, R., Alshehri, H. ve Labban, N., 2023, Efficacy of Denture Cleansers on Microbial Adherence and Surface Topography of Conventional and CAD/CAM-Processed Denture Base Resins, *Polymers*, 15 (2), 460.
- Alghazzawi, T. F., 2016, Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation, *Journal of prosthodontic research*, 60 (2), 72-84.

- AlHelal, A., AlRumaih, H. S., Kattadiyil, M. T., Baba, N. Z. ve Goodacre, C. J., 2017, Comparison of retention between maxillary milled and conventional denture bases: A clinical study, *The Journal of prosthetic dentistry*, 117 (2), 233-238.
- Ali, I. L., Yunus, N. ve Abu-Hassan, M. I., 2008, Hardness, flexural strength, and flexural modulus comparisons of three differently cured denture base systems, *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 17 (7), 545-549.
- Alkaltham, N. S., Aldhafiri, R. A., Al-Thobity, A. M., Alramadan, H., Aljubran, H., Ateeq, I. S., Khan, S. Q., Akhtar, S. ve Gad, M. M., 2023, Effect of denture disinfectants on the mechanical performance of 3D-printed denture base materials, *Polymers*, 15 (5), 1175.
- Alsharbaty, M. H. M., Alikhasi, M., Zarrati, S. ve Shamshiri, A. R., 2019, A clinical comparative study of 3-dimensional accuracy between digital and conventional implant impression techniques, *Journal of Prosthodontics*, 28 (4), e902-e908.
- Alsulaimani, O., 2021, Mechanical properties and shear bond strength of denture teeth to different denture base materials, *Boston University*.
- Andersson, M. ve Odén, A., 1993, A new all-ceramic crown: a dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain, *Acta Odontologica Scandinavica*, 51 (1), 59-64.
- Andersson, M., Carlsson, L., Persson, M. ve Bergman, B., 1996, Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system, *The Journal of prosthetic dentistry*, 76 (2), 187-193.
- Andrade de Freitas, S. L., Brandt, W. C., Miranda, M. E. ve Vitti, R. P., 2018, Effect of thermocycling, teeth, and polymerization methods on bond strength teeth-denture base, *International Journal of Dentistry*, 2018.
- Anusavice, 2003, Phillips' science of dental materials, *St. Louis: WB Saunders*, 596, 41-43.
- Anusavice, K. J., Shen, C. ve Rawls, H. R., 2012, Phillips' science of dental materials, Elsevier Health Sciences, p.

- Arruda, C. N. F., Sorgini, D. B., Oliveira, V. d. C., Macedo, A. P., Lovato, C. H. S. ve Paranhos, H. d. F. O., 2015, Effects of denture cleansers on heat-polymerized acrylic resin: a five-year-simulated period of use, *Brazilian dental journal*, 26, 404-408.
- Ates, S. M., Caglar, I., Ozdogan, A. ve Duymus, Z. Y., 2017, The effect of denture cleansers on surface roughness and bond strength of a denture base resin, *Journal of adhesion science and Technology*, 31 (2), 171-181.
- Ates, S. M., Caglar, I. ve Yesil Duymus, Z., 2018, The effect of different surface pretreatments on the bond strength of veneering resin to polyetheretherketone, *Journal of Adhesion Science and Technology*, 32 (20), 2220-2231.
- Ayaz, D. F., Tağtekin, D. Ve Yanikoğlu, F., 2011, Dentine bağlanma ve değerlendirme metodları, *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2011 (4), 49-56.
- Ayman, A.-D., 2017, The residual monomer content and mechanical properties of CAD\CAM resins used in the fabrication of complete dentures as compared to heat cured resins, *Electronic physician*, 9 (7), 4766.
- Barão, V. A. R., Ogawa, E. S., Moreno, A., Mesquita, M. F., Wee, A. G. ve Assunção, W. G., 2015, Long-term clinical evaluation of the color stability and stainability of acrylic resin denture teeth, *The Journal of prosthetic dentistry*, 113 (6), 628-635.
- Barbosa, D. B., Barão, V. A. R., Monteiro, D. R., Compagnoni, M. A. ve Marra, J., 2008, Bond strength of denture teeth to acrylic resin: effect of thermocycling and polymerisation methods, *Gerodontology*, 25 (4), 237-244.
- Barron, D. J., Schuster, G. S., Caughman, G. B. ve Lefebvre, C. A., 1993, Biocompatibility of visible light-polymerized denture base resins, *international Journal of Prosthodontics*, 6 (5).
- Bartoloni, J., Murchison, D., Wofford, D. ve Sarkar, N., 2000, Degree of conversion in denture base materials for varied polymerization techniques 1, *Journal of oral rehabilitation*, 27 (6), 488-493.
- Bayraktar, G., Turfaner, M. ve Duran, Ö., 1998, Kimyasal Temizlik Solüsyonlarının Akrilik Kaide Materyalinin Renk Değişimine Etkisi-The Effect Of Various

- Chemical Cleaning Solutions On The Color Stability Of The Acrylic Denture Base Material, *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 32 (1), 39-45.
- Baysan, A., Whiley, R. ve Wright, P. S., 1998, Use of microwave energy to disinfect a long-term soft lining material contaminated with *Candida albicans* or *Staphylococcus aureus*, *The Journal of prosthetic dentistry*, 79 (4), 454-458.
- Berman, B., 2012, 3-D printing: The new industrial revolution, *Business horizons*, 55 (2), 155-162.
- Beuer, F., Schweiger, J. ve Edelhoff, D., 2008, Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations, *British dental journal*, 204 (9), 505-511.
- Bidra, A. S., Taylor, T. D. ve Agar, J. R., 2013, Computer-aided technology for fabricating complete dentures: systematic review of historical background, current status, and future perspectives, *The Journal of prosthetic dentistry*, 109 (6), 361-366.
- Bidra, A. S., Farrell, K., Burnham, D., Dhingra, A., Taylor, T. D. ve Kuo, C.-L., 2016, Prospective cohort pilot study of 2-visit CAD/CAM monolithic complete dentures and implant-retained overdentures: Clinical and patient-centered outcomes, *The Journal of prosthetic dentistry*, 115 (5), 578-586. e571.
- Bilhan, H., Erdogan, O., Ergin, S., Celik, M., Ates, G. ve Geckili, O., 2012, Complication rates and patient satisfaction with removable dentures, *The journal of advanced prosthodontics*, 4 (2), 109-115.
- Blagojevic, V. ve Murphy, V., 1999, Microwave polymerization of denture base materials. A comparative study, *Journal of oral rehabilitation*, 26 (10), 804-808.
- Braden, M., Clarke, R. L., Nicholson, J. ve Parker, S., 2012, Polymeric dental materials, Springer Science & Business Media, p.
- Braian, M. ve Wennerberg, A., 2019, Trueness and precision of 5 intraoral scanners for scanning edentulous and dentate complete-arch mandibular casts: A comparative in vitro study, *The Journal of prosthetic dentistry*, 122 (2), 129-136. e122.

- Braun, K., N. Mello, J., N. Rached, R. ve Del Bel Cury, A., 2003, Surface texture and some properties of acrylic resins submitted to chemical polishing, *Journal of oral rehabilitation*, 30 (1), 91-98.
- Busch, M. ve Kordass, B., 2006, Concept and development of a computerized positioning of prosthetic teeth for complete dentures, *International journal of computerized dentistry*, 9 (2), 113-120.
- Campanha, N. H., Pavarina, A. C., Vergani, C. E. ve Machado, A. L., 2005, Effect of microwave sterilization and water storage on the Vickers hardness of acrylic resin denture teeth, *The Journal of prosthetic dentistry*, 93 (5), 483-487.
- Campanha, N. H., Pavarina, A. C., Jorge, J. H., Vergani, C. E., Machado, A. L. ve Giampaolo, E. T., 2012, The effect of long-term disinfection procedures on hardness property of resin denture teeth, *Gerodontology*, 29 (2), e571-e576.
- Can, G., Ersoy, E. ve Aksu, L., 2014, Diş hekimliğinde maddeler bilgisi, *Özyurt matbacılık*, 210-214.
- Chai, J., Takahashi, Y., Takahashi, T. ve Habu, T., 2000, Bonding durability of conventional resinous denture teeth and highly crosslinked denture teeth to a pour-type denture base resin, *International journal of prosthodontics*, 13 (2).
- Chan, C.-M., Wu, J., Li, J.-X. ve Cheung, Y.-K., 2002, Polypropylene/calcium carbonate nanocomposites, *polymer*, 43 (10), 2981-2992.
- Chen, H., Yang, X., Chen, L., Wang, Y. ve Sun, Y., 2016, Application of FDM three-dimensional printing technology in the digital manufacture of custom edentulous mandible trays, *Scientific reports*, 6 (1), 19207.
- Chen, L.-H., Tsutsumi, S. ve Iizuka, T., 1997, A CAD/CAM technique for fabricating facial prostheses: a preliminary report, *international Journal of Prosthodontics*, 10 (5).
- Cheng, Y. Y., Cheung, W. L. ve Chow, T. W., 2010, Strain analysis of maxillary complete denture with three-dimensional finite element method, *The Journal of prosthetic dentistry*, 103 (5), 309-318.
- Chittaranjan, B., Taruna, M., Sudheer, N. ve Patil, N. S., 2013, Evaluation of shear bond strength of three different types of artificial teeth to heat cure denture base resin: an in vitro study, *Indian Journal of Dental Research*, 24 (3), 321.

- Choi, J. J. E., Uy, C. E., Plaksina, P., Ramani, R. S., Ganjigatti, R. ve Waddell, J. N., 2020, Bond strength of denture teeth to heat-cured, CAD/CAM and 3D printed denture acrylics, *Journal of Prosthodontics*, 29 (5), 415-421.
- Christensen, G. J., 2001, Computerized restorative dentistry: state of the art, *The Journal of the American Dental Association*, 132 (9), 1301-1303.
- Chung, Y.-J., Park, J.-M., Kim, T.-H., Ahn, J.-S., Cha, H.-S. ve Lee, J.-H., 2018, 3D printing of resin material for denture artificial teeth: chipping and indirect tensile fracture resistance, *Materials*, 11 (10), 1798.
- Civjan, S., Huget, E. F. ve de Simon, L. B., 1972, Modifications of the fluid resin technique, *The Journal of the American Dental Association*, 85 (1), 109-112.
- Clements, J. L., Tantbirojn, D., Versluis, A. ve Cagna, D. R., 2018, Do denture processing techniques affect the mechanical properties of denture teeth?, *The Journal of prosthetic dentistry*, 120 (2), 246-251.
- Cleto, M. P., Silva, M. D., Nunes, T. S., Viotto, H. E., Coelho, S. R. ve Pero, A. C., 2023, Evaluation of Shear Bond Strength Between Denture Teeth and 3D-Printed Denture Base Resin, *Journal of Prosthodontics*, 32 (S1), 3-10.
- Combe, E. C., 1986, Notes on dental materials, Churchill Livingstone, p.
- Cox, C. F., Sübay, R. K., Suzuki, S., Suzuki, S. H. ve Ostro, E., 1996, Biocompatibility of various dental materials: pulp healing with a surface seal, *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 16 (3).
- Craig, O. B., 1992, Dental materials: properties and manipulation, *Mosby year book*, 45-56.
- Craig, R., Powers, J. ve Wataha, J., 2004, Dental materials: properties and manipulation. 2004, *China: Mosby*, 161-166.
- Craig, R., 1996, Restorative dental materials, *Mosby-Year Book, St. Louis, Baltimore, Boston*.
- Craig, R. G. ve Gibbons, P., 1961, Properties of resilient denture liners, *The Journal of the American Dental Association*, 63 (3), 382-390.
- Craig, R. G., Peyton, F. A. ve Asgar, K., 1975, Restorative dental materials, CV Mosby Company, p.
- Çalikkocaoğlu, S., 2000, Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi (Metal Olmayan Maddeler), *Baskı, Mor Ajans, İstanbul, Türkiye*, 114.

- Çalikkocaoğlu, S., 2010, Dişsiz hastaların protetik tedavisi: klasik tam protezler, Quintessence, p.
- Da Silva, F. C., Kimpara, E. T., Mancini, M. N. G., Balducci, I., Jorge, A. O. C. ve Koga-Ito, C. Y., 2008, Effectiveness of six different disinfectants on removing five microbial species and effects on the topographic characteristics of acrylic resin, *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 17 (8), 627-633.
- Darbar, U., Huggett, R. ve Harrison, A., 1994, Denture fracture--a survey, *British dental journal*, 176 (9), 342-345.
- Davi, L. R., Peracini, A., de Queiroz Ribeiro, N., Soares, R. B., Da Silva, C. H. L., de Freitas Oliveira Paranhos, H. ve De Souza, R. F., 2010, Effect of the physical properties of acrylic resin of overnight immersion in sodium hypochlorite solution, *Gerodontology*, 27 (4), 297-302.
- Dawood, A., Marti, B. M., Sauret-Jackson, V. ve Darwood, A., 2015, 3D printing in dentistry, *British dental journal*, 219 (11), 521-529.
- De Clerck, J., 1987, Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses, *The Journal of prosthetic dentistry*, 57 (5), 650-658.
- de Luna Malheiros-Segundo, A., Pisani, M. X., Paranhos, H. d. F. O. ve de Souza, R. F., 2008, Effect of a denture cleanser on hardness, roughness and tensile bond strength of denture liners, *Brazilian Journal of Oral Sciences*, 7 (26), 1596-1601.
- de Souza, R. F., Paranhos, H. d. F. O., Da Silva, C. H. L., Abu-Naba'a, L., Fedorowicz, Z. ve Gurgan, C. A., 2009, Interventions for cleaning dentures in adults, *Cochrane Database of Systematic Reviews* (4).
- Denissen, H. W., van der Zel, J. M. ve van Waas, M. A., 1999, Measurement of the Margins of Partial-Coverage Tooth Preparations for CAD/CAM, *international Journal of Prosthodontics*, 12 (5).
- Denry, I. ve Kelly, J., 2014, Emerging ceramic-based materials for dentistry, *Journal of dental research*, 93 (12), 1235-1242.
- Dikbaş, İ., 2005, Köksal T, *Hareketli protezlerin temizlenmesinde ve dezenfeksiyonunda kullanılan maddeler ve yöntemler. Hacettepe Diş Hek Fak Dergisi*, 29 (4), 16-27.

- Diz, P., Scully, C. ve Sanz, M., 2013, Dental implants in the medically compromised patient, *Journal of dentistry*, 41 (3), 195-206.
- Dos Santos, G., Alto, R. M., Sampaio Filho, H., Da Silva, E. ve Fellows, C., 2008, Light transmission on dental resin composites, *Dental materials*, 24 (5), 571-576.
- Douglass, C. W., Shih, A. ve Ostry, L., 2002, Will there be a need for complete dentures in the United States in 2020?, *The Journal of prosthetic dentistry*, 87 (1), 5-8.
- Drago, C. J. ve Peterson, T., 2007, Treatment of an edentulous patient with CAD/CAM technology: a clinical report, *Journal of Prosthodontics*, 16 (3), 200-208.
- Duret, F. ve Preston, J., 1991, CAD/CAM imaging in dentistry, *Current opinion in dentistry*, 1 (2), 150-154.
- El Mourad, A. M., 2018, Assessment of bonding effectiveness of adhesive materials to tooth structure using bond strength test methods: a review of literature, *The open dentistry journal*, 12, 664.
- Ender, A., Zimmermann, M. ve Mehl, A., 2019, Accuracy of complete-and partial-arch impressions of actual intraoral scanning systems in vitro, *International journal of computerized dentistry*, 22 (1), 11-19.
- Ergün, G., 2016, Konvansiyonel ve İmplant Üstü Protezlerde Kullanılan Kaide Materyallerinde Güncel Gelişmeler, *Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics*, 2 (3), 35-44.
- Ersu, B., Yüzügüllü, B. ve Canay, Ş., 2008, Sabit restorasyonlarda CAD/CAM uygulamaları, *Hacettepe üniversitesi diş hekimliği fakültesi dergisi*, 32 (2), 58-72.
- Fang, J.-H., An, X., Jeong, S.-M. ve Choi, B.-H., 2018, Development of complete dentures based on digital intraoral impressions—case report, *Journal of prosthodontic research*, 62 (1), 116-120.
- Fasbinder, D. J., 2006, Clinical performance of chairside CAD/CAM restorations, *The Journal of the American Dental Association*, 137, 22S-31S.
- Fatemi, F. S., Vojdani, M. ve Khaledi, A. A. R., 2019, The Effect of Food-Simulating Agents on the Bond Strength of Hard Chairside Reline

- Materials to Denture Base Resin, *Journal of Prosthodontics*, 28 (1), e357-e363.
- Felipucci, D. N., Davi, L. R., Paranhos, H. F., Bezzon, O. L., Silva, R. F., Barbosa Junior, F. ve Pagnano, V. O., 2011a, Effect of different cleansers on the weight and ion release of removable partial denture: an in vitro study, *Journal of Applied Oral Science*, 19, 483-487.
- Felipucci, D. N. B., Davi, L. R., Paranhos, H. F. O., Bezzon, O. L., Silva, R. F. ve Pagnano, V. O., 2011b, Effect of different cleansers on the surface of removable partial denture, *Brazilian dental journal*, 22, 392-397.
- Felton, D., Cooper, L., Duquum, I., Minsley, G., Guckes, A., Haug, S., Meredith, P., Solie, C., Avery, D. ve Deal Chandler, N., 2011, Evidence-based guidelines for the care and maintenance of complete dentures: a publication of the American College of Prosthodontists, *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 20, S1-S12.
- Fernandez, M. A., Nimmo, A. ve Behar-Horenstein, L. S., 2016, Digital denture fabrication in pre-and postdoctoral education: a survey of US dental schools, *Journal of Prosthodontics*, 25 (1), 83-90.
- Ferracane, J., 2001, Polymers for prosthetics, *Materials in dentistry, principles and applications*. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins Company, 251-271.
- Feuerstein, P., 2004, Can technology help dentists deliver better patient care?, *The Journal of the American Dental Association*, 135, 11S-16S.
- Fischer, J., Stawarczyk, B., Trottmann, A. ve Hämmerle, C. H., 2009, Impact of thermal properties of veneering ceramics on the fracture load of layered Ce-TZP/A nanocomposite frameworks, *Dental materials*, 25 (3), 326-330.
- Fournier, G., Savall, F., Galibourg, A., Gély, L., Telmon, N. ve Maret, D., 2020, Three-dimensional analysis of bitemarks: a validation study using an intraoral scanner, *Forensic science international*, 309, 110198.
- Gad, M. M., Fouda, S. M., Al-Harbi, F. A., Năpănkangas, R. ve Raustia, A., 2017, PMMA denture base material enhancement: a review of fiber, filler, and nanofiller addition, *International journal of nanomedicine*, 12, 3801.

- Gad, M. M., Fouda, S. M., ArRejaie, A. S. ve Al-Thobity, A. M., 2019, Comparative effect of different polymerization techniques on the flexural and surface properties of acrylic denture bases, *Journal of Prosthodontics*, 28 (4), 458-465.
- Gad, M. M., Abualsaud, R., Fouda, S. M., Rahoma, A., Al-Thobity, A. M., Khan, S. Q., Akhtar, S. ve Al-Harbi, F. A., 2021, Effects of denture cleansers on the flexural strength of PMMA denture base resin modified with ZrO₂ nanoparticles, *Journal of Prosthodontics*, 30 (3), 235-244.
- Gao, W., Zhang, Y., Ramanujan, D., Ramani, K., Chen, Y., Williams, C. B., Wang, C. C., Shin, Y. C., Zhang, S. ve Zavattieri, P. D., 2015, The status, challenges, and future of additive manufacturing in engineering, *Computer-Aided Design*, 69, 65-89.
- Garcia, R. C. M. R., Júnior, J. A. d. S., Rached, R. N. ve Del Bel Cury, A. A., 2004, Effect of denture cleansers on the surface roughness and hardness of a microwave-cured acrylic resin and dental alloys, *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 13 (3), 173-178.
- Gedikli, Ç. N. ve Bilgin, T., 2023, Dijital Tam Protezlerin Üretiminde Kullanılan Sistemler, *Türk Diş Hekimliği Araştırma Dergisi*, 2 (1), 172-178.
- Gharebagh, T. G., Hamedirad, F. ve Miruzadeh, K., 2019, Comparison of bond strength of acrylic, composite, and nanocomposite artificial teeth to heat-cure acrylic denture base resin, *Frontiers in dentistry*, 16 (3), 166.
- Glass, R., Goodson, L., Bullard, J. ve Conrad, R., 2001, Comparison of the effectiveness of several denture sanitizing systems: a clinical study, *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 22 (12), 1093-1096, 1098, 1100.
- Goodacre, B. J., Goodacre, C. J., Baba, N. Z. ve Kattadiyil, M. T., 2016, Comparison of denture base adaptation between CAD-CAM and conventional fabrication techniques, *The Journal of prosthetic dentistry*, 116 (2), 249-256.
- Goodacre, C. J., Garbacea, A., Naylor, W. P., Daher, T., Marchack, C. B. ve Lowry, J., 2012, CAD/CAM fabricated complete dentures: concepts and clinical methods of obtaining required morphological data, *The Journal of prosthetic dentistry*, 107 (1), 34-46.

- Gornitsky, M., Paradis, I., Landaverde, G., Malo, A.-M. ve Velly, A. M., 2002, A clinical and microbiological evaluation of denture cleansers for geriatric patients in long-term care institutions, *Journal-Canadian Dental Association*, 68 (1), 39-45.
- Günday, M., Şener, I. D. ve Yamaner, G., 2009, The study of the age of becoming edentulous in the last 20 years in Turkey, *Archives of gerontology and geriatrics*, 49 (1), 172-175.
- Haghi, H. R., Asadzadeh, N., Sahebalam, R., Nakhaei, M. ve Amir, J. Z., 2015, Effect of denture cleansers on color stability and surface roughness of denture base acrylic resin, *Indian Journal of Dental Research*, 26 (2), 163.
- Hamouda, I. M. ve Beyari, M. M., 2014, Addition of glass fibers and titanium dioxide nanoparticles to the acrylic resin denture base material: comparative study with the conventional and high impact types, *Oral Health Dent Manag*, 13 (1), 107-112.
- Han, S. Y., Moon, Y.-H. ve Lee, J., 2020, Shear bond strength between CAD/CAM denture base resin and denture artificial teeth when bonded with resin cement, *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 12 (5), 251.
- Han, W., Li, Y., Zhang, Y., Zhang, Y., Hu, P., Liu, H., Ma, Z. ve Shen, Y., 2017, Design and fabrication of complete dentures using CAD/CAM technology, *Medicine*, 96 (1).
- Harrison, Z., Johnson, A. ve Douglas, C., 2004, An in vitro study into the effect of a limited range of denture cleaners on surface roughness and removal of *Candida albicans* from conventional heat-cured acrylic resin denture base material, *Journal of Oral Rehabilitation*, 31 (5), 460-467.
- Hashimoto, H., Nishii, M. ve Kato, Y., 1968, Studies on the curing of denture base resin with microwave, preliminary report, *Text in Japanese.) J Jap Res Soc Dent Mater Appli*, 7, 46.
- Helal, M. A., Al-Gazzar, A. E., Abas, M., Akhtar, S., Gad, M. M. ve Al-Thobity, A. M., 2022, Comparative effect of different surface treatments on the Shear bond strength of two types of artificial teeth bonded to two types of denture base resins, *Journal of Prosthodontics*, 31 (5), 427-433.

- Helöe, L. A., 1973, Oral health status and treatment needs in a disadvantaged, rural population in Norway, *Community Dentistry and Oral Epidemiology*, 1 (3), 94-103.
- Hong, G., Murata, H., Li, Y., Sadamori, S. ve Hamada, T., 2009, Influence of denture cleansers on the color stability of three types of denture base acrylic resin, *The Journal of prosthetic dentistry*, 101 (3), 205-213.
- Hu, F., Pei, Z. ve Wen, Y., 2019, Using intraoral scanning technology for three-dimensional printing of kennedy class i removable partial denture metal framework: A clinical report, *Journal of Prosthodontics*, 28 (2), e473-e476.
- Ilbay, S., Güvener, S. ve Alkumru, H., 1994, Processing dentures using a microwave technique, *Journal of oral rehabilitation*, 21 (1), 103-109.
- Infante, L., Yilmaz, B., McGlumphy, E. ve Finger, I., 2014, Fabricating complete dentures with CAD/CAM technology, *The Journal of prosthetic dentistry*, 111 (5), 351-355.
- ISO, 2003, ISO/TS, <https://www.iso.org/standard/31486.html>: [15-05-2023].
- ISO, 2004, <https://www.iso.org/standard/33709.html>: [15-05-2023].
- Jagger, D., 1999, The reinforcement of dentures, *Journal of oral rehabilitation*, 26 (3), 185-194.
- Jagger, D., Jagger, R., Allen, S. ve Harrison, A., 2002, An investigation into the transverse and impact strength of high strength denture base acrylic resins, *Journal of oral rehabilitation*, 29 (3), 263-267.
- Jahangiri, L., Choi, M., Moghadam, M. ve Jawad, S., 2021, Interventions for missing teeth: Removable prostheses for the edentulous mandible, *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, 2021 (10).
- Janeva, N. M., Kovacevska, G., Elencevski, S., Panchevska, S., Mijoska, A. ve Lazarevska, B., 2018, Advantages of CAD/CAM versus conventional complete dentures-a review, *Open access Macedonian journal of medical sciences*, 6 (8), 1498.
- Javaid, M. ve Haleem, A., 2019, Current status and applications of additive manufacturing in dentistry: A literature-based review, *Journal of oral biology and craniofacial research*, 9 (3), 179-185.

- Jedynakiewicz, N. ve Martin, N., 2001, CEREC: science, research, and clinical application, *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 22 (6 Suppl), 7-13.
- Jeyapalan, K., Kumar, J. K. ve Azhagarasan, N., 2015, Comparative evaluation of the effect of denture cleansers on the surface topography of denture base materials: An in-vitro study, *Journal of pharmacy & bioallied sciences*, 7 (Suppl 2), S548.
- Jin, X.-z., Homaei, E., Matinlinna, J. P. ve Tsoi, J. K. H., 2016, A new concept and finite-element study on dental bond strength tests, *Dental materials*, 32 (10), e238-e250.
- Kanazawa, M., Inokoshi, M., Minakuchi, S. ve Ohbayashi, N., 2011, Trial of a CAD/CAM system for fabricating complete dentures, *Dental materials journal*, 30 (1), 93-96.
- Kansu, G., Keskin, Y. ve Misirligil, A., 1999, Akrilik rezin kaide materyalinin sterilizasyonunda mikrodalga enerjisinin etkisi, *Türkiye Klinikleri Diş Hek. Bil. Derg.*, 5 (1), 19-25.
- Kaplan, R., 2002, Isı ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik kaide rezinlerinde dental fiber sistemlerinin etkilerinin in vitro olarak değerlendirilmesi.
- Kattadiyil, M. T., Goodacre, C. J. ve Baba, N. Z., 2013, CAD/CAM complete dentures: a review of two commercial fabrication systems, *Journal of the California Dental Association*, 41 (6), 407-416.
- Kattadiyil, M. T., Jekki, R., Goodacre, C. J. ve Baba, N. Z., 2015, Comparison of treatment outcomes in digital and conventional complete removable dental prosthesis fabrications in a predoctoral setting, *The Journal of prosthetic dentistry*, 114 (6), 818-825.
- Kattadiyil, M. T., AlHelal, A. ve Goodacre, B. J., 2017, Clinical complications and quality assessments with computer-engineered complete dentures: A systematic review, *The Journal of prosthetic dentistry*, 117 (6), 721-728.
- Kawaguchi, T., Lassila, L. V., Baba, H., Tashiro, S., Hamanaka, I., Takahashi, Y. ve Vallittu, P. K., 2020, Effect of cellulose nanofiber content on flexural properties of a model, thermoplastic, injection-molded, polymethyl

- methacrylate denture base material, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 102, 103513.
- Kawahata, N., Ono, H., Nishi, Y., Hamano, T. ve Nagaoka, E., 1997, Trial of duplication procedure for complete dentures by CAD/CAM, *Journal of oral rehabilitation*, 24 (7), 540-548.
- Kazanji, M. ve Watkinson, A. C., 1988, Influence of thickness, boxing, and storage on the softness of resilient denture lining materials, *The Journal of prosthetic dentistry*, 59 (6), 677-680.
- Keating, A. P., Knox, J., Bibb, R. ve Zhurov, A. I., 2008, A comparison of plaster, digital and reconstructed study model accuracy, *Journal of orthodontics*, 35 (3), 191-201.
- Kesercioğlu, A., Öztürk, B. ve Artunç, C., 1991, SR-İvocap sistemi ile profitez akrilik kaide plaklarının yapım tekniği, *Ege üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 12, 42.
- Kessler, A., Hickel, R. ve Reymus, M., 2020, 3D printing in dentistry—State of the art, *Operative dentistry*, 45 (1), 30-40.
- Keul, C. ve Güth, J.-F., 2020, Accuracy of full-arch digital impressions: an in vitro and in vivo comparison, *Clinical oral investigations*, 24, 735-745.
- Keyf, F. ve Güngör, T., 2003, Comparison of effects of bleach and cleansing tablet on reflectance and surface changes of a dental alloy used for removable partial dentures, *Journal of biomaterials applications*, 18 (1), 5-14.
- Khan, Z., Von Fraunhofer, J. ve Razavi, R., 1987, The staining characteristics, transverse strength, and microhardness of a visible light-cured denture base material, *The Journal of prosthetic dentistry*, 57 (3), 384-386.
- Kiat-amnuay, S., Mekayarajjanonth, T., Cron, C. C., Khan, Z. ve Gettleman, L., 1999, Simplified methods for fabricating tissue-supported implant-retained overdentures with retention from a resilient liner, *The Journal of prosthetic dentistry*, 82 (2), 242-245.
- Kimura, H. ve Teraoka, F., 1984, On the microwave polymerization method by the developed flask, *Quintessence Dent Tech (Japan)*, 9, 967-974.

- Kulak-Ozkan, Y., Kazazoglu, E. ve Arikan, A., 2002, Oral hygiene habits, denture cleanliness, presence of yeasts and stomatitis in elderly people, *Journal of oral rehabilitation*, 29 (3), 300-304.
- Kupeyan, H. K., Shaffner, M. ve Armstrong, J., 2006, Definitive CAD/CAM-guided prosthesis for immediate loading of bone-grafted maxilla: a case report, *Clinical implant dentistry and related research*, 8 (3), 161-167.
- Küçükekenci, A. S., Dede, D. Ö. ve Çelik, E., 2021, Effects of denture cleaning solutions on the retention of Hader bar clips, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 125 (2), 350. e351-350. e356.
- Lee, Y.-I., Cho, I.-H. ve Lee, J.-S., 2009, The effect of various foods on the color stability of artificial teeth, *The Journal of Korean Academy of Prosthodontics*, 47 (1), 82-90.
- Levin, B., Sanders, J. L. ve Reitz, P. V., 1989, The use of microwave energy for processing acrylic resins, *The Journal of prosthetic dentistry*, 61 (3), 381-383.
- Li, P., Lambart, A.-L., Stawarczyk, B., Reymus, M. ve Spintzyk, S., 2021, Postpolymerization of a 3D-printed denture base polymer: Impact of post-curing methods on surface characteristics, flexural strength, and cytotoxicity, *Journal of dentistry*, 115, 103856.
- Liebermann, A., Wimmer, T., Schmidlin, P. R., Scherer, H., Löffler, P., Roos, M. ve Stawarczyk, B., 2016, Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media, *The Journal of prosthetic dentistry*, 115 (3), 321-328. e322.
- Liu, P.-R. ve Essig, M. E., 2008, A panorama of dental CAD/CAM restorative systems, *Compendium*, 29 (8), 2-8.
- Liu, Q., Leu, M. C. ve Schmitt, S. M., 2006, Rapid prototyping in dentistry: technology and application, *The international journal of advanced manufacturing technology*, 29, 317-335.
- Londono, J., Abreu, A., Baker, P. S. ve Furness, A. R., 2015, Fabrication of a definitive obturator from a 3D cast with a chairside digital scanner for a patient with severe gag reflex: a clinical report, *The Journal of prosthetic dentistry*, 114 (5), 735-738.

- Machado, A. L., Giampaolo, E. T., Vergani, C. E., Souza, J. F. d. ve Jorge, J. H., 2011, Changes in roughness of denture base and reline materials by chemical disinfection or microwave irradiation: surface roughness of denture base and reline materials, *Journal of applied oral science*, 19, 521-528.
- Machado, A. L., Puckett, A. D., Breeding, L. C., Wady, A. F. ve Vergani, C. E., 2012, Effect of thermocycling on the flexural and impact strength of urethane-based and high-impact denture base resins, *Gerodontology*, 29 (2), e318-e323.
- Madhav, G. V., Raj, S., Yadav, N., Mudgal, I., Mehta, N. ve Tatwadiya, R., 2013, Shear bond strength of acrylic teeth to acrylic denture base after different surface conditioning methods, *J Contemp Dent Pract*, 14 (5), 892-897.
- Maeda, Y., Minoura, M., Tsutsumi, S., Okada, M. ve Nokubi, T., 1994, A CAD/CAM system for removable denture. Part I: Fabrication of complete dentures, *international Journal of Prosthodontics*, 7 (1).
- Mahross, H. Z. ve Baroudi, K., 2015, Effect of silver nanoparticles incorporation on viscoelastic properties of acrylic resin denture base material, *European journal of dentistry*, 9 (02), 207-212.
- Mangano, F., Gandolfi, A., Luongo, G. ve Logozzo, S., 2017, Intraoral scanners in dentistry: a review of the current literature, *BMC oral health*, 17 (1), 1-11.
- Marchack, C. B., 2007, CAD/CAM-guided implant surgery and fabrication of an immediately loaded prosthesis for a partially edentulous patient, *The Journal of prosthetic dentistry*, 97 (6), 389-394.
- Marra, J., De Souza, R. F., Barbosa, D. B., Pero, A. C. ve Compagnoni, M. A., 2009, Evaluation of the bond strength of denture base resins to acrylic resin teeth: effect of thermocycling, *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 18 (5), 438-443.
- Masood, S., Rattanawong, W. ve Iovenitti, P., 2003, A generic algorithm for a best part orientation system for complex parts in rapid prototyping, *Journal of materials processing technology*, 139 (1-3), 110-116.
- Matsuda, Y., Yanagida, H., Ide, T., Matsumura, H. ve Tanoue, N., 2010, Bond strength of poly (methyl methacrylate) denture base material to cast titanium and cobalt-chromium alloy, *J Adhes Dent*, 12 (3), 223-229.

- McCabe, J., 1999, Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi, *İstanbul Üniversitesi, Dişhekimliği Fakültesi*, 96, 57.
- McCabe, J. F. ve Walls, A. W., 2013, Applied dental materials, John Wiley & Sons, p.
- Mehl, A. ve Hickel, R., 1999, Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations, *International journal of computerized dentistry*, 2 (1), 9-35.
- Memari, Y., Mohajerfar, M., Armin, A., Kamalian, F., Rezayani, V. ve Beyabanaki, E., 2019, Marginal adaptation of CAD/CAM all-ceramic crowns made by different impression methods: A literature review, *Journal of Prosthodontics*, 28 (2), e536-e544.
- Memon, M. S., Yunus, N., Razak, A. A. A., Memon, M., Yunus, N. ve Razak, A., 2001, Some mechanical properties of a highly cross-linked, microwave-polymerized, injection-molded denture base polymer, *international Journal of Prosthodontics*, 14 (3).
- Millet, C., Virard, F., Dougnac-Galant, T. ve Ducret, M., 2020, CAD-CAM immediate to definitive complete denture transition: A digital dental technique, *The Journal of prosthetic dentistry*, 124 (6), 642-646.
- Mima, E. G., Pavarina, A. C., Neppelenbroek, K. H., Vergani, C. E., Spolidorio, D. M. P. ve Machado, A. L., 2008, Effect of different exposure times on microwave irradiation on the disinfection of a hard chairside relined resin, *Journal of Prosthodontics*, 17 (4), 312-317.
- Mine, A., Kabetani, T., Kawaguchi-Uemura, A., Higashi, M., Tajiri, Y., Hagino, R., Imai, D., Yumitate, M., Ban, S. ve Matsumoto, M., 2019, Effectiveness of current adhesive systems when bonding to CAD/CAM indirect resin materials: A review of 32 publications, *Japanese Dental Science Review*, 55 (1), 41-50.
- Miyazaki, T., Hotta, Y., Kunii, J., Kuriyama, S. ve Tamaki, Y., 2009, A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience, *Dental materials journal*, 28 (1), 44-56.

- Moffa, E. B., Giampaolo, E. T., Izumida, F. E., Pavarina, A. C., Machado, A. L. ve Vergani, C. E., 2011, Colour stability of relined dentures after chemical disinfection. A randomised clinical trial, *Journal of dentistry*, 39, e65-e71.
- Mörmann, W., Brandestini, M. ve Lutz, F., 1987, The Cerec system: computer-assisted preparation of direct ceramic inlays in 1 setting, *Die Quintessenz*, 38 (3), 457-470.
- Murphy, R. J., Gray, S. A., Sterling, G., Reeves, K. ve DuCette, J., 2009, A comparative study of professional student stress, *Journal of dental education*, 73 (3), 328-337.
- Nalbant, D., Demirköprülü, H., Karacaer, Ö. ve Kocabalkan, E., 1994, Çeşitli Protez Temizleyici Ajanların Akrilik Kaide Materyalinin Yüzey Sertliği ve Yatay Dayanıklılığına Etkisi, *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 11 (1), 73-78.
- Neppelenbroek, K. H., Urban, V. M., de Oliveira, D. G., Porto, V. C., Almilhatti, H. J. ve Campanha, N. H., 2016, Effect of potentially chromogenic beverages on shear bond strength of acrylic denture teeth to heat-polymerized denture base resins, *The Journal of the Indian Prosthodontic Society*, 16 (3), 271.
- O'Brien, W. J., 2002a, Dental materials and their selection, 2002, *Quintessence*.
- O'Brien, W. J., 2002b, Dental materials and their selection, Quintessence Chicago, p.
- Ogle, R., Sorensen, S. ve Lewis, E., 1986, A new visible light-cured resin system applied to removable prosthodontics, *The Journal of prosthetic dentistry*, 56 (4), 497-506.
- Ohkubo, C., Watanabe, I., Hosoi, T. ve Okabe, T., 2000, Shear bond strengths of polymethyl methacrylate to cast titanium and cobalt-chromium frameworks using five metal primers, *The Journal of prosthetic dentistry*, 83 (1), 50-57.
- Ohkubo, C., Shimpo, H., Tokue, A., Park, E.-J. ve Kim, T. H., 2018, Complete denture fabrication using piezography and CAD-CAM: A clinical report, *The Journal of prosthetic dentistry*, 119 (3), 334-338.
- Osman, R. B., Alharbi, N. ve Wismeijer, D., 2017, Build angle: does it influence the accuracy of 3D-printed dental restorations using digital light-processing technology?, *international Journal of Prosthodontics*, 30 (2).

- Ozyilmaz, O. Y. ve Akin, C., 2019, Effect of cleansers on denture base resins' structural properties, *Journal of applied biomaterials & functional materials*, 17 (1), 2280800019827797.
- Öztürk, Ö. ve Gültekin, M., 2017, Protez Temizleyici Solüsyonların Isi İle Polimerize Olan Akrilik Rezinin Mikrosertliğine Etkisi, *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 27 (1), 7-11.
- Palin, W. ve Burke, F. T., 2005, Trends in indirect dentistry: 8. CAD/CAM technology, *Dental update*, 32 (10), 566-572.
- Palitsch, A., Hannig, M., Ferger, P. ve Balkenhol, M., 2012, Bonding of acrylic denture teeth to MMA/PMMA and light-curing denture base materials: the role of conditioning liquids, *Journal of dentistry*, 40 (3), 210-221.
- Paranhos, H., SILVA-LOVATO, C. H., Souza, R. F., Cruz, P., Freitas, K. ve Peracini, A., 2007, Effects of mechanical and chemical methods on denture biofilm accumulation, *Journal of oral rehabilitation*, 34 (8), 606-612.
- Park, G.-H., Son, K. ve Lee, K.-B., 2019, Feasibility of using an intraoral scanner for a complete-arch digital scan, *The Journal of prosthetic dentistry*, 121 (5), 803-810.
- Patil, S., Naveen, B. ve Patil, N., 2006, Bonding acrylic teeth to acrylic resin denture bases: a review, *Gerodontology*, 23 (3), 131-139.
- Pavarina, A. C., Neppelenbroek, K. H., Guinesi, A. S., Vergani, C. E., Machado, A. L. ve Giampaolo, E. T., 2005, Effect of microwave disinfection on the flexural strength of hard chairside relined resins, *Journal of dentistry*, 33 (9), 741-748.
- Penn, E. ve Renner, R., 1993, A comprehensive review of VLC resin in removable prosthodontics, *Quintessence Dent Technol*, 16, 107-118.
- Peracini, A., Davi, L. R., de Queiroz Ribeiro, N., de Souza, R. F., da Silva, C. H. L. ve Paranhos, H. d. F. O., 2010, Effect of denture cleansers on physical properties of heat-polymerized acrylic resin, *Journal of prosthodontic research*, 54 (2), 78-83.
- Perçin, D. ve Esen, Ş., 2009, Güncel Dezenfektanlar Ve Dezenfeksiyon Uygulamalarındaki Sorunlar, *Ankem Derg*, 23 (2), 89-93.

- Pero, A. C., Barbosa, D. B., Marra, J. e., Ruvolo-Filho, A. C. ve Compagnoni, M. A., 2008, Influence of microwave polymerization method and thickness on porosity of acrylic resin, *Journal of Prosthodontics*, 17 (2), 125-129.
- Pero, A. C., Scavassin, P. M., Leite, A. R. P., Marin, D. O. M., Paleari, A. G. ve Compagnoni, M. A., 2013, Effect of immersion cleansers on the bond strength between a denture base resin and acrylic resin teeth, *International Journal of Adhesion and Adhesives*, 44, 180-183.
- Pero, A. C., Scavassin, P. M., Nunes, É. M., Policastro, V. B., Giro, G. ve Compagnoni, M. A., 2016, Bond Strength of Artificial Teeth Attached to a Microwave-Polymerized Denture Base Resin after Immersion in Disinfectant Solutions, *Journal of Prosthodontics*, 25 (7), 576-579.
- Phoenix, R. D., 1996, Denture base materials, *Dental Clinics of North America*, 40 (1), 113-120.
- Pisani, M. X., Silva, C. H. L. d., Paranhos, H. d. F. O., Souza, R. F. ve Macedo, A. P., 2010, The effect of experimental denture cleanser solution *Ricinus communis* on acrylic resin properties, *Materials research*, 13, 369-373.
- Placido, E., Meira, J. B., Lima, R. G., Muench, A., de Souza, R. M. ve Ballester, R. Y., 2007, Shear versus micro-shear bond strength test: a finite element stress analysis, *Dental materials*, 23 (9), 1086-1092.
- Polyzois, G., Niarchou, A., Ntala, P., Pantopoulos, A. ve Frangou, M., 2013, The effect of immersion cleansers on gloss, colour and sorption of acetal denture base material, *Gerodontology*, 30 (2), 150-156.
- Polzer, I., Schimmel, M., Müller, F. ve Biffar, R., 2010, Edentulism as part of the general health problems of elderly adults, *International dental journal*, 60 (3), 143-155.
- Powers, J. ve Wataha, J., 2008, Polymers in prosthodontics, *Dental Materials Properties and Manipulation 9th ed. USA: Mosby Publishers*.
- Prpić, V., Schauerl, Z., Glavina, D., Čatić, A. ve Čimić, S., 2020, Comparison of shear bond strengths of different types of denture teeth to different denture base resins, *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 12 (6), 376.
- Punj, A., Bompolaki, D. ve Garaicoa, J., 2017, Dental impression materials and techniques, *Dental Clinics*, 61 (4), 779-796.

- Radu, M., Radu, D. ve Abboud, M., 2020, Digital recording of a conventionally determined centric relation: A technique using an intraoral scanner, *The Journal of prosthetic dentistry*, 123 (2), 228-231.
- Raigrodski, A. J., 2004, Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature, *The Journal of prosthetic dentistry*, 92 (6), 557-562.
- Rawlings, R., Wu, J. ve Boccaccini, A., 2006, Glass-ceramics: their production from wastes—a review, *Journal of materials science*, 41, 733-761.
- Regis, R., Cunha, T., Della Vecchia, M., Ribeiro, A., Silva-Lovato, C. H. ve De Souza, R., 2013, A randomised trial of a simplified method for complete denture fabrication: patient perception and quality, *Journal of oral rehabilitation*, 40 (7), 535-545.
- Rekow, D., 1987, Computer-aided design and manufacturing in dentistry: a review of the state of the art, *The Journal of prosthetic dentistry*, 58 (4), 512-516.
- Renne, W., Wolf, B., Kessler, R., McPherson, K. ve Mennito, A. S., 2015, Evaluation of the marginal fit of CAD/CAM crowns fabricated using two different chairside CAD/CAM systems on preparations of varying quality, *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 27 (4), 194-202.
- Revilla-León, M. ve Özcan, M., 2019, Additive manufacturing technologies used for processing polymers: current status and potential application in prosthetic dentistry, *Journal of Prosthodontics*, 28 (2), 146-158.
- Ribeiro, D. G., Pavarina, A. C., Dovigo, L. N., Spolidorio, D. M. P., Giampaolo, E. T. ve Vergani, C. E., 2009, Denture disinfection by microwave irradiation: a randomized clinical study, *Journal of dentistry*, 37 (9), 666-672.
- Ritchie, G., Turner, C. ve Fletcher, A., 1979, An assessment of dental requirements of elderly people, *Quintessence International*, 11, 81-81.
- Robison, N. E., Tantbirojn, D., Versluis, A. ve Cagna, D. R., 2016, Failure strengths of denture teeth fabricated on injection molded or compression molded denture base resins, *The Journal of prosthetic dentistry*, 116 (2), 292-299.
- Rohrer, M. D. ve Bulard, R. A., 1985, Microwave sterilization, *Journal of the American Dental Association (1939)*, 110 (2), 194-198.

- Rudd, K. D., 1996, Processing complete dentures, *Dental Clinics of North America*, 40 (1), 121-149.
- Rueggeberg, F. A., 2002, From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry, *The Journal of prosthetic dentistry*, 87 (4), 364-379.
- Ruyter, I. E. ve Øysæd, H., 1982, Conversion in different depths of ultraviolet and visible light activated composite materials, *Acta Odontologica Scandinavica*, 40 (3), 179-192.
- Rw, P., 1991, Skinner's science of dental materials, Philadelphia: Saunders.
- Salles, M. M., Badaro, M. M., Arruda, C. N. F. d., Leite, V. M. F., Silva, C. H. L. d., Watanabe, E., Oliveira, V. d. C. ve Paranhos, H. d. F. O., 2015, Antimicrobial activity of complete denture cleanser solutions based on sodium hypochlorite and *Ricinus communis*—a randomized clinical study, *Journal of Applied Oral Science*, 23, 637-642.
- Saponaro, P. C., Yilmaz, B., Heshmati, R. H. ve McGlumphy, E. A., 2016, Clinical performance of CAD-CAM-fabricated complete dentures: a cross-sectional study, *The Journal of prosthetic dentistry*, 116 (3), 431-435.
- Sari, F., Ustun, O. ve Kirmali, O., 2018, Efficacy of various pretreatments on the bond strength of denture teeth to denture base resins, *Photomedicine and Laser Surgery*, 36 (4), 214-220.
- Savabi, O., Attar, K., Nejatidanesh, F., Goroohi, H. ve Badrian, H., 2013, Effect of different chemical disinfectants on the flexural strength of heat-polymerized acrylic resins, *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 21 (3), 105-108.
- Scherrer, S. S., Cesar, P. F. ve Swain, M. V., 2010, Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review, *Dental materials*, 26 (2), e78-e93.
- Schneider, R. L., Curtis, E. R. ve Clancy, J. M., 2002, Tensile bond strength of acrylic resin denture teeth to a microwave-or heat-processed denture base, *The Journal of prosthetic dentistry*, 88 (2), 145-150.
- Schou, L., Wight, C. ve Cumming, C., 1987, Oral hygiene habits, denture plaque, presence of yeasts and stomatitis in institutionalized elderly in Lathian, Scotland, *Community Dentistry and Oral Epidemiology*, 15 (2), 85-89.

- Schweiger, J., Edelhoff, D. ve Güth, J.-F., 2021, 3D printing in digital prosthetic dentistry: an overview of recent developments in additive manufacturing, *Journal of Clinical Medicine*, 10 (9), 2010.
- Schweigera, J., Stumbaumb, J., Edelhoffc, D. ve Güthd, J., 2018, Systematics and concepts for the digital production of complete dentures: risks and opportunities Systematik und Konzepte zur digitalen Herstellung von Totalprothesen–Chancen und Risiken, *International journal of computerized dentistry*, 21 (1), 41-56.
- Schwindling, F. S., Rammelsberg, P. ve Stober, T., 2014, Effect of chemical disinfection on the surface roughness of hard denture base materials: a systematic literature review, *international Journal of Prosthodontics*, 27 (3).
- Senna, P. M., Sotto-Maior, B. S., Silva, W. J. d. ve Del Bel Cury, A. A., 2013, Adding denture cleanser to microwave disinfection regimen to reduce the irradiation time and the exposure of dentures to high temperatures, *Gerodontology*, 30 (1), 26-31.
- Shay, K., 2000, Denture hygiene: a review and update, *J Contemp Dent Pract*, 1 (2), 28-41.
- Shim, J.-S. ve Watts, D., 1999, Residual monomer concentrations in denture-base acrylic resin after an additional, soft-liner, heat-cure cycle, *Dental Materials*, 15 (4), 296-300.
- Silva, N. R., Witek, L., Coelho, P. G., Thompson, V. P., Rekow, E. D. ve Smay, J., 2011, Additive CAD/CAM process for dental prostheses, *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 20 (2), 93-96.
- Silva, S., Pires, P., Monteiro, D. R., Negri, M., Gorup, L. F., Camargo, E. R., Barbosa, D. B., Oliveira, R., Williams, D. W. ve Henriques, M., 2013, The effect of silver nanoparticles and nystatin on mixed biofilms of *Candida glabrata* and *Candida albicans* on acrylic, *Medical mycology*, 51 (2), 178-184.
- Sirisha, K., Rambabu, T., Ravishankar, Y. ve Ravikumar, P., 2014, Validity of bond strength tests: A critical review-Part II, *Journal of conservative dentistry: JCD*, 17 (5), 420.

- Sivakumar, I., Arunachalam, K. S., Sajjan, S., Ramaraju, A. V., Rao, B. ve Kamaraj, B., 2014, Incorporation of antimicrobial macromolecules in acrylic denture base resins: a research composition and update, *Journal of Prosthodontics*, 23 (4), 284-290.
- Sjögren, G., Molin, M. ve Van Dijken, J. W., 2004, A 10-year prospective evaluation of CAD/CAM-manufactured (Cerec) ceramic inlays cemented with a chemically cured or dual-cured resin composite, *international Journal of Prosthodontics*, 17 (2).
- Solomon, E. ve Udani, T., 1973, A quantitative estimation of residual monomer in heat cure methyl methacrylate denture base resins processed under varying conditions of time and temperature, *Journal of the Indian Dental Association*, 45 (6), 147-153.
- Srinivasan, M., Cantin, Y., Mehl, A., Gjengedal, H., Müller, F. ve Schimmel, M., 2017, CAD/CAM milled removable complete dentures: an in vitro evaluation of trueness, *Clinical oral investigations*, 21, 2007-2019.
- Srinivasan, M., Gjengedal, H., Cattani-Lorente, M., Moussa, M., Durual, S., Schimmel, M. ve Müller, F., 2018, CAD/CAM milled complete removable dental prostheses: An in vitro evaluation of biocompatibility, mechanical properties, and surface roughness, *Dental materials journal*, 37 (4), 526-533.
- Srinivasan, M., Schimmel, M., Naharro, M., O'Neill, C., McKenna, G. ve Müller, F., 2019, CAD/CAM milled removable complete dentures: time and cost estimation study, *Journal of dentistry*, 80, 75-79.
- Srinivasan, M., Kalberer, N., Naharro, M., Marchand, L., Lee, H. ve Müller, F., 2020, CAD-CAM milled dentures: The Geneva protocols for digital dentures, *The Journal of prosthetic dentistry*, 123 (1), 27-37.
- Stansbury, J. W. ve Idacavage, M. J., 2016, 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities, *Dental materials*, 32 (1), 54-64.
- Stea, S., Granchi, D., Zolezzi, C., Ciapetti, G., Visentin, M., Cavedagna, D. ve Pizzoferrato, A., 1997, High-performance liquid chromatography assay of N, N-dimethyl-p-toluidine released from bone cements: evidence for toxicity, *Biomaterials*, 18 (3), 243-246.

- Steinmassl, P.-A., Wiedemair, V., Huck, C., Klaunzer, F., Steinmassl, O., Grunert, I. ve Dumfahrt, H., 2017, Do CAD/CAM dentures really release less monomer than conventional dentures?, *Clinical oral investigations*, 21, 1697-1705.
- Stipho, H., 1998, Effect of glass fiber reinforcement on some mechanical properties of autopolymerizing polymethyl methacrylate, *The Journal of prosthetic dentistry*, 79 (5), 580-584.
- Strub, J. R., Rekow, E. D. ve Witkowski, S., 2006, Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities, *The Journal of the American Dental Association*, 137 (9), 1289-1296.
- Sun, Y., Lü, P. ve Wang, Y., 2009, Study on CAD&RP for removable complete denture, *computer methods and programs in biomedicine*, 93 (3), 266-272.
- Suwannaroop, P., Chaijareenont, P., Koottathape, N., Takahashi, H. ve Arksornnukit, M., 2011, In vitro wear resistance, hardness and elastic modulus of artificial denture teet, *Dental materials journal*, 30 (4), 461-468.
- Suzuki, S., Sakoh, M. ve Shiba, A., 1990, Adhesive bonding of denture base resins to plastic denture teeth, *Journal of biomedical materials research*, 24 (8), 1091-1103.
- Tahayeri, A., Morgan, M., Fugolin, A. P., Bompolaki, D., Athirasala, A., Pfeifer, C. S., Ferracane, J. L. ve Bertassoni, L. E., 2018, 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials, *Dental materials*, 34 (2), 192-200.
- Takahashi, Y., Chai, J., Takahashi, T. ve Habu, T., 2000, Bond strength of denture teeth to denture base resins, *International journal of prosthodontics*, 13 (1), 59-65.
- Tasaka, A., Matsunaga, S., Odaka, K., Ishizaki, K., Ueda, T., Abe, S., Yoshinari, M., Yamashita, S. ve Sakurai, K., 2019, Accuracy and retention of denture base fabricated by heat curing and additive manufacturing, *Journal of prosthodontic research*, 63 (1), 85-89.
- Ting-shu, S. ve Jian, S., 2015, Intraoral digital impression technique: a review, *Journal of Prosthodontics*, 24 (4), 313-321.
- Tripathi, P., Phukela, S. S., Yadav, B. ve Malhotra, P., 2018, An in vitro study to evaluate and compare the surface roughness in heat-cured denture-based resin

- and injection-molded resin system as affected by two commercially available denture cleansers, *The Journal of the Indian Prosthodontic Society*, 18 (4), 291.
- Tuncdemir, A. R., Uğur, A. R., Özdemir, B. ve Kahraman, K. T., 2018, Antimicrobial activity of different solutions on denture base materials, *Journal of Pediatric Infectious Diseases*, 13 (04), 308-312.
- Türk, A. G., Dünder Çömlekoğlu, M. ve Çömlekoğlu, M. E., 2022, Eklemeli Bilgisayar Destekli Üretim Yöntemleri, *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 43 (Supp: Özel Sayı), 85-94.
- Ulusoy, M. ve Aydın, K., 2010, Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler Cilt 1-2, 3, *Baskı, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Yayınları, Ankara*.
- Unkovskiy, A., Wahl, E., Zander, A. T., Huettig, F. ve Spintzyk, S., 2019, Intraoral scanning to fabricate complete dentures with functional borders: a proof-of-concept case report, *BMC oral health*, 19 (1), 1-7.
- Vaezi, M., Chianrabutra, S., Mellor, B. ve Yang, S., 2013, Multiple material additive manufacturing–Part 1: a review: this review paper covers a decade of research on multiple material additive manufacturing technologies which can produce complex geometry parts with different materials, *Virtual and Physical Prototyping*, 8 (1), 19-50.
- Vallittu, P. ve Ruyter, I., 1997, The swelling phenomenon of acrylic resin polymer teeth at the interface with denture base polymers, *The Journal of prosthetic dentistry*, 78 (2), 194-199.
- Vallittu, P. K., 1995, A review of methods used to reinforce polymethyl methacrylate resin, *Journal of Prosthodontics*, 4 (3), 183-187.
- Vallittu, P. K., 1996, A review of fiber-reinforced denture base resins, *Journal of Prosthodontics*, 5 (4), 270-276.
- Vallittu, P. K., Ruyter, I. E. ve Buykuilmaz, S., 1998, Effect of polymerization temperature and time on the residual monomer content of denture base polymers, *European journal of oral sciences*, 106 (1), 588-593.
- Van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., Van Ende, A., Neves, A. ve De Munck, J., 2010, Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes, *Dental materials*, 26 (2), e100-e121.

- Van Noort, R., 2012, The future of dental devices is digital, *Dental materials*, 28 (1), 3-12.
- Van Noort, R. ve Barbour, M., 2014, introduction to dental materials-E-book, Elsevier Health Sciences, p.
- Vasconcelos, G. L. L., Curylofo, P. A., Raile, P. N., Macedo, A. P., Paranhos, H. F. O. ve Pagnano, V. O., 2019, Effect of alkaline peroxides on the surface of cobalt chrome alloy: an in vitro study, *Journal of Prosthodontics*, 28 (1), e337-e341.
- Vuorinen, A.-M., Dyer, S. R., Lassila, L. V. ve Vallittu, P. K., 2008, Effect of rigid rod polymer filler on mechanical properties of poly-methyl methacrylate denture base material, *Dental materials*, 24 (5), 708-713.
- Wady, A., Machado, A. L., Zucolotto, V., Zamperini, C., Berni, E. ve Vergani, C. E., 2012, Evaluation of *Candida albicans* adhesion and biofilm formation on a denture base acrylic resin containing silver nanoparticles, *Journal of applied microbiology*, 112 (6), 1163-1172.
- Watanabe, K., Kakita, Y., Kashige, N., Miake, F. ve Tsukiji, T., 2000, Effect of ionic strength on the inactivation of micro-organisms by microwave irradiation, *Letters in Applied Microbiology*, 31 (1), 52-56.
- Williams, R., Bibb, R., Eggbeer, D. ve Collis, J., 2006, Use of CAD/CAM technology to fabricate a removable partial denture framework, *The Journal of prosthetic dentistry*, 96 (2), 96-99.
- Wong, D. M., Cheng, L. Y., Chow, T. ve Clark, R. K., 1999, Effect of processing method on the dimensional accuracy and water sorption of acrylic resin dentures, *The Journal of prosthetic dentistry*, 81 (3), 300-304.
- Woo, I.-S., Rhee, I.-K. ve Park, H.-D., 2000, Differential damage in bacterial cells by microwave radiation on the basis of cell wall structure, *Applied and Environmental Microbiology*, 66 (5), 2243-2247.
- Wu, J., Gao, B., Tan, H., Chen, J., Tang, C.-y. ve Tsui, C.-p., 2010, A feasibility study on laser rapid forming of a complete titanium denture base plate, *Lasers in medical science*, 25, 309-315.

- Yanikoglu, D., Duymus, D. ve Bayindir, D., 2002, Comparative bond strengths of autopolymerising denture resin and light cured composite resin to denture teeth, *International dental journal*, 52 (1), 20-24.
- Yao, Q., Morton, D., Eckert, G. J. ve Lin, W.-S., 2021, The effect of surface treatments on the color stability of CAD-CAM interim fixed dental prostheses, *The Journal of prosthetic dentistry*, 126 (2), 248-253.
- Yavuzylmaz, H., Ulusoy, M., Kedici, P. S. ve Kansu, G., 2003, Protetik diş tedavisi terimleri szlğ, *Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Ankara şubesi derneği yayınları*, Ankara.
- Yoshida, K., Kamada, K., Tanagawa, M. ve Atsuta, M., 1996, Shear bond strengths of three resin cements used with three adhesive primers for metal, *The Journal of prosthetic dentistry*, 75 (3), 254-261.
- Yüzügüllü, B. ve Avcı, M., 2008, The implant-abutment interface of alumina and zirconia abutments, *Clinical implant dentistry and related research*, 10 (2), 113-121.
- Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E. ve Aksu, L., 1993, Diş hekimliğinde maddeler bilgisi, *A Basımevi*, Ankara, 515.
- Zarb, G., HOBKIRK, J., ECKERT, S. ve JACOB, R., 2013, Prosthodontic treatment for edentulous patients 13th Edition, *St. Louis: Mosby*, 153-154.
- Zeng, J., Sato, Y., Ohkubo, C. ve Hosoi, T., 2005, In vitro wear resistance of three types of composite resin denture teeth, *The Journal of prosthetic dentistry*, 94 (5), 453-457.
- Zimmermann, M., Mehl, A., Mörmann, W. ve Reich, S., 2015, Intraoral scanning systems-a current overview, *International journal of computerized dentistry*, 18 (2), 101-129.

8. ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Elif ÇELİK

Yabancı Dili : İngilizce

Öğrenim Durumu :

Derece	Bölüm/ Program	Üniversite	Yıl
Lisans	Diş Hekimliği	Selçuk Üniversitesi	2013-2018
Uzmanlık	Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	Ordu Üniversitesi	2020-

İş Deneyimi:

Görev	Görev Yeri	Yıl
Araştırma Görevlisi	Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	2020-