

T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

(DOKTORA TEZİ)

TAM PROTEZ YAPIMINDA KULLANILAN ENJEKSİYON,
FREZELEME VE 3 BOYUTLU BASKI AKRİLİKLERİN YUMUŞAK
ASTAR MATERYALLERİNE BAĞLANMASININ
DEĞERLENDİRİLMESİ

ÇAĞLA NUR GEDİKLİ

DANIŞMAN
PROF. DR. TAYFUN BİLGİN

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
TOTAL-PARSİYEL PROTEZLERİ DOKTORA
PROGRAMI

İSTANBUL-2023

İTHAF

Sevgili Anneme, Babama, Kardeşlerime ve Eşim Anıl Hamit Gedikli'ye ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Doktora sürecinde gerek bilimsel konularda gerekse karşılaştığım zorluklarda bilgisini ve yardımlarını esirgemeyen çok değerli hocam **Tayfun BİLGİN'e**,

Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı yöneticisi **Prof. Dr. Hasan Önder GÜMÜŞ**, laboratuvar görevlilerinden **Hasan EKEER'e**,

Tekirdağ Namık Kemal Üniversitesi Merkezi Araştırma Laboratuvarı **görevlilerine**,

Deney örneklerinin hazırlanması sürecinde kullanılan malzemelerle ilgili yardımlarından dolayı **İsmet Talay Diş Firması'na**, **Asiga Firması'na**, **Güleryüz Dental'e**, **Cihan Diş Laboratuvarı'na**,

Eğitimime katkıda bulunan bilim dalımızın öğretim üyeleri **Sayın Prof. Dr. Fatma ÜNALAN**, **Prof. Dr. Gülbahar Işık ÖZKUL**, **Prof. Dr. Olcay ŞAKAR**, **Prof. Dr. Tonguç SÜLÜN**, **Prof. Dr. Onur GEÇKİLİ**, **Prof. Dr. Canan BURAL'a**

Hayatımın her döneminde beni destekleyip daima yanımda olan değerli **aileme**,

Doktora eğitimim süresince pek çok fedakarlıkta bulunan sevgili eşim **Anıl'a** teşekkür ederim.

Çağla Nur GEDİKLİ

2023

İÇİNDEKİLER

İTHAF.....	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
İÇİNDEKİLER	iv
TABLolar LİSTESİ.....	viii
ŞEKİLLER LİSTESİ	ix
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	xi
ÖZET	xiii
ABSTRACT.....	xiv
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Protez Kaide Materyalleri	3
2.1.1. Protez Kaide Materyallerinin Tarihçesi	3
2.1.2. İdeal Bir Protez Kaide Materyalinden Beklenen Özellikler	4
2.1.2.1. Fiziksel Özellikler	4
2.1.2.2. Mekanik Özellikler.....	4
2.1.2.3. Kimyasal Özellikler	5
2.1.2.4. Biyolojik Özellikler.....	5
2.1.2.5. Diğer Özellikler.....	5
2.1.3. Polimetil Metakrilat (PMMA)	6
2.1.4. Protez Kaide Materyallerinin Polimerizasyonunda Kullanılan Yöntemler	8
2.1.4.1. Isı ile Polimerizasyon.....	8
2.1.4.2. Kimyasal Yolla Polimerizasyon.....	9
2.1.4.3. Görünür Işıkla Polimerizasyon	10
2.1.4.4. Mikrodalga Enerjisiyle Polimerizasyon.....	11
2.2. Dijital Tam Protezler.....	11
2.2.1. Dijital Tam Protezlerin Tarihçesi.....	12
2.2.2. Dijital Tam Protez Üretim Yöntemleri	13
2.2.2.1. Eksiltmeli Üretim	13
2.2.2.2. Eklemeli Üretim	13
2.2.3. Dijital Tam Protez Üretiminde Kullanılan Sistemler.....	15

2.2.3.1. AvaDent (Global Dental Science).....	15
2.2.3.2. DENTCA/Whole You (DENTCA, Inc.;Whole You, Inc)	17
2.2.3.3. Wieland Dijital Protez (Ivoclar Vivadent, Inc)	18
2.2.3.4. Ceramill Tam Protez Sistemi (Amann Girrbach AG).....	21
2.2.3.5. Baltic Protez Sistemi (Merz Dental)	22
2.2.3.6. VITA Vionic (VITA Zahnfabrik)	23
2.2.3.7. Dentsply Dijital Protez Sistemi (Dentsply Sirona).....	23
2.2.4. Dijital Tam Protezlerin Avantajları.....	24
2.2.5. Dijital Tam Protezlerin Dezavantajları	24
2.3. Yumuşak Astar Maddeleri	25
2.3.1. Yumuşak Astar Maddelerinin Tarihçesi	25
2.3.2. İdeal Bir Yumuşak Astar Maddesinin Sahip Olması Gereken Özellikler.....	25
2.3.3. Yumuşak Astar Maddelerinin Endikasyonları	26
2.3.4. Yumuşak Astar Maddelerinin Avantajları	27
2.3.5. Yumuşak Astar Maddelerinin Dezavantajları	28
2.3.6. Yumuşak Astar Maddelerinin Sınıflandırılması	29
2.3.6.1. Hazırlanış Şekillerine Göre	29
2.3.6.1.1. Oda Sıcaklığında Polimerize Olanlar	29
2.3.6.1.2. Isıyla Polimerize Olanlar	29
2.3.6.1.3. Işıkla Polimerize Olanlar	30
2.3.6.2. Kullanım Amaçlarına Göre	30
2.3.6.2.1. Geçici Amaçla Kullanılan Yumuşak Astar Maddeleri.....	30
2.3.6.2.2. Daimi Amaçla Kullanılan Yumuşak Astar Maddeleri	30
2.3.6.3. Kimyasal Yapılarına Göre.....	30
2.3.6.3.1. Doğal Kauçuk ve Türevleri	32
2.3.6.3.2. Polivinil Reçineler.....	32
2.3.6.3.3. Hidrofilik Akrilik Reçineler	33
2.3.6.3.4. Poliüretanlar	33
2.3.6.3.5. Yumuşak Akrilikler	33
2.3.6.3.5.1. Oda Sıcaklığında Polimerize Olan Yumuşak Akrilikler	33
2.3.6.3.5.2. Isı ile Polimerize Olan Yumuşak Akrilikler.....	33
2.3.6.3.6. Silikon Elastomerler.....	34

2.3.6.3.6.1. Oda Sıcaklığında Polimerize Olan Silikon Elastomerler.....	34
2.3.6.3.6.2. Isı ile Polimerize Olan Silikon Elastomerler.....	35
2.3.6.3.7. Polifosfazın Floroelastomerler.....	35
2.3.6.4. Silikon ve Akrilik Esaslı Yumuşak Astar Maddelerinin Karşılaştırılması ..	36
2.4. Yumuşak Astar Maddelerinin Akrilik Kaide ile Bağlantısı.....	36
2.4.1. Yumuşak Astar Maddelerinin Kaide Materyali ile Bağlantısının Değerlendirilmesinde Kullanılan Kavramlar	36
2.4.1.1. Adezyon ve Kohezyon	36
2.4.1.2. Gerilim ve Gerinim	37
2.4.1.3. Reziliens	38
2.4.2. Yumuşak Astar Maddelerinin Kaide Materyali ile Bağlantısının Değerlendirilmesinde Kullanılan Test Yöntemleri	38
2.4.2.1. Çekme Bağlantı Direnci Testi	38
2.4.2.2. Sıyrıma Bağlantı Direnci Testi	39
2.4.2.3. Makaslama Bağlantı Direnci Testi.....	39
2.4.3. Yüzey Analiz Yöntemleri	39
2.4.3.1. Stereomikroskop	39
2.4.3.2. Atomik Kuvvet Mikroskobu	40
2.4.3.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)	40
3. GEREÇ VE YÖNTEM	41
3.1. Çalışmamızda Kullanılan Materyaller	41
3.1.1. Protez Kaide Materyalleri	42
3.1.1.1. Ivobase High Impact	42
3.1.1.2. Ivobase Cad	43
3.1.1.3. Dentabase	44
3.1.2. Yumuşak Astar Maddeleri	45
3.1.2.1. Molloplast B	45
3.1.2.2. Ufi Gel P	45
3.2. Çekme Testi Deneyi.....	46
3.2.1. Örnek Hazırlığı	46
3.2.1.1. Ivobase High Impact Örnek Hazırlığı	46
3.2.1.2. Ivobase Cad Örnek Hazırlığı.....	49
3.2.1.3. Dentabase Örnek Hazırlığı	50

3.2.2. Yumuşak Astarla Bağlantı	53
3.2.2.1. Molloplast B ile Bağlantı	55
3.2.2.2. Ufi Gel P ile Bağlantı	56
3.2.3. Çekme Direnci Deneyinin Uygulanışı	57
3.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) İncelemesi.....	59
3.4. İstatistiksel Değerlendirmeler	59
4. BULGULAR.....	60
4.1. Çekme Direnci Test Bulguları	60
4.2. Başarısızlık Tiplerinin Değerlendirilmesi	65
4.3. SEM İncelemesi Bulguları	66
5. TARTIŞMA	70
SONUÇLAR.....	81
KAYNAKLAR	82

TABLULAR LİSTESİ

Tablo 3-1: Çalışmamızda kullanılan materyallerin listesi.....	40
Tablo 3-2: Çekme direnci deneyi için örneklerin gruplandırılması.....	56
Tablo 4-1: Çekme direnci değerleri.....	59
Tablo 4-2: Gruplara göre çekme direnci değerlerinin değerlendirilmesi.....	60
Tablo 4-3: Molloplast B uygulanan grupların çekme direnci bulguları.....	62
Tablo 4-4: Ufi Gel P uygulanan grupların çekme direnci bulguları.....	62
Tablo 4-5: Ivobase High Impact gruplarının çekme direnci bulguları.....	63
Tablo 4-6: Ivobase Cad gruplarının çekme direnci bulguları.....	63
Tablo 4-7: Asiga Dentabase gruplarının çekme direnci bulguları.....	63
Tablo 4-8: Çekme direnci testi örneklerinin başarısızlık tipi ve yüzdeleri.....	64
Tablo 4-9: Başarısızlık tiplerine göre çekme direnci bulgularının değerlendirilmesi.....	65

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Çekme bağlantı dayanımı testi uygulamasına ait test düzeneği.....	37
Şekil 3-1: Ivobase High Impact akrilik.....	41
Şekil 3-2: Ivobase Cad blok.....	42
Şekil 3-3: Dentabase 3B baskı reçinesi.....	43
Şekil 3-4: Molloplast B ve Primo adeziv.....	44
Şekil 3-5: Ufi Gel P.....	44
Şekil 3-6: Mum örneklerin muflaya yerleştirilmesi.....	46
Şekil 3-7: Enjeksiyon kanallarının oluşturulması.....	46
Şekil 3-8: Ivobase enjektör ünitesi.....	47
Şekil 3-9: Polimerizasyon sonrası mufladaki örnekler.....	47
Şekil 3-10: Polisaj sonrası Ivobase High Impact örnekler.....	48
Şekil 11: Yazılım programında örneklerin yerleşimi.....	48
Şekil 3-12: VHF5 kazıma cihazı.....	49
Şekil 3-13: Kazıma işlemi sonrası bloklar.....	49
Şekil 3-14: Asiga MAX UV yazıcı.....	50
Şekil 3-15: Baskı sonrası örnekler.....	50
Şekil 3-16: Örneklerin izopropil alkol içerisinde bekletilmesi.....	51
Şekil 3-17: Asiga Cure cihazında polimerizasyon.....	51
Şekil 3-18: Dentabase örnekler.....	52
Şekil 3-19: Mum modelajların hazırlanması ve örneklerin mum ile bağlanması.....	52
Şekil 3-20: Mufladaki örnekler.....	53
Şekil 3-21: Mum eliminasyonu sonrası mufladaki örnekler.....	53
Şekil 3-22: Örneklerin bağlantı yüzeylerine primo adeziv uygulaması.....	54
Şekil 3-23: Molloplast B'nin muflaya yerleştirilmesi.....	54
Şekil 3-24: Örneklerin bağlantı yüzeylerine adeziv uygulaması.....	55

Şekil 3-25: Çekme deneyine hazır örnekler.....	55
Şekil 3-26: Çekme deneyi öncesi örneklerin distile suda bekletilmesi.....	57
Şekil 3-27: Test cihazındaki örnekler.....	57
Şekil 3-28: Çekme direnci deneyinin uygulanışı.....	58
Şekil 4-1: Çekme direnci ortalamaları grafiği.....	60
Şekil 4-2: Adeziv başarısızlık tipi örneğinin SEM görüntüsü (x500).....	66
Şekil 4-3: Adeziv başarısızlık tipi örneğinin SEM görüntüsü (x2000).....	66
Şekil 4-4: Koheziv başarısızlık tipi örneğinin SEM görüntüsü (x500).....	67
Şekil 4-5: Koheziv başarısızlık tipi örneğinin SEM görüntüsü (x2000).....	67
Şekil 4-6: Mikst başarısızlık tipi örneğinin SEM görüntüsü (x500).....	68
Şekil 4-7: Mikst başarısızlık tipi örneğinin SEM görüntüsü (x2000).....	68

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

CAD: Bilgisayar destekli tasarım

CAM: Bilgisayar destekli üretim

3B: Üç boyutlu

mm: Milimetre

MPa: Megapascal

°C: Santigrat derece

% : Yüzde

PMMA: Polimetil metakrilat

nm: Nanometre

MMA: Metil metakrilat

ADA: Amerikan diş hekimleri birliği (American Dental Association)

ISO: Uluslararası standardizasyon organizasyonu (International Standards Organization)

CNC: Bilgisayar destekli sayısal kontrol (Computer Numeric Controlled)

SLA: Stereolitegrofi

DLP: Dijital ışık projeksiyonu

DLMS: Doğrudan lazer metal sinterleme

SLS: Seçici lazer sinterleme

UV: Ultraviyole

µm: Mikrometre

AMD: Anatomik ölçüm cihazı

PVC: Poli-vinil klorür

PVA: Poli-vinil asetat

Pa: Pascal

N: Newton

m²: Metrekare

F: Kuvvet

A: Alan

ASTM: Amerikan test ve malzeme derneği (American Society for Testing and Materials)

AFM: Atomik kuvvet mikroskopisi

SEM: Taramalı elektron mikroskobu

ml: Mililitre

gr: Gram

dk: Dakika

STL: Standart mozaik dili (Standard Tessellation Language)

kPa: Kilopascal

IHI-MpB: Ivobase High Impact + Molloplast B örneği

IC-MpB: Ivobase Cad + Molloplast B örneği

D-MpB: Dentabase + Molloplast B örneği

IHI-UgP: Ivobase High Impact + Ufi Gel P örneği

IC-UgP: Ivobase Cad + Ufi Gel P örneği

D-UgP: Dentabase + Ufi Gel P örneği

ÖZET

Gedikli ÇN. Tam protez yapımında kullanılan enjeksiyon, frezeleme ve 3 boyutlu baskı akriliklerin yumuşak astar materyallerine bağlanmasının değerlendirilmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 2023.

Bu in vitro tez çalışmamızın amacı üç farklı protez kaide materyali üzerinde iki farklı yumuşak astar materyalinin çekme bağlantı direncini değerlendirmektir. Üç farklı protez kaidesi olarak enjeksiyon (Ivobase High Impact), frezeleme (Ivobase Cad) ve 3 boyutlu baskı (Dentabase) akrilikleri tercih edildi. İki farklı yumuşak astar materyali olarak ise her ikisi de silikon esaslı olan ısı ile polimerize (Molloplast B) ve otopolimerize (Ufi Gel P) kullanıldı. Her grupta 10'ar örnek olmak üzere toplam 60 örnek hazırlandı (10x10x20 mm). Çekme testi universal test cihazı kullanılarak 5 mm/dk kafa hızında yapıldı. Kopmadan önceki en yüksek değer ve başarısızlık şekli (adeziv, koheziv, mikst) kaydedildi. Elde edilen verilerin değerlendirilmesinde Kruskall Wallis testi ve Mann Whitney U testi kullanıldı. Çalışmada en yüksek çekme bağlantı direnci değeri Molloplast B/Ivobase High Impact grubunda görüldü. En düşük çekme bağlantı direnci değeri ise Ufi Gel P/Ivobase Cad grubunda görüldü ve bu değer (0,39 MPa), klinik kullanım için gerekli minimum değer (0,44 MPa) altında kaldı. Tüm gruplarda Molloplast B yumuşak astar materyali, Ufi Gel P yumuşak astar materyaline göre daha yüksek çekme bağlantı direnci değeri gösterdi. Molloplast B ile bağlanan örneklerde düşük oranda koheziv ve mikst, yüksek oranda adeziv başarısızlık tipi görülürken; Ufi Gel P ile bağlanan tüm örneklerde adeziv başarısızlık tipi görüldü.

Anahtar Kelimeler: CAD/CAM, dijital tam protezler, astar uygulama, çekme bağlantı dayanımı testi, PMMA

ABSTRACT

Gedikli ÇN. Evaluation of the bonding of injected, milled and 3D printed acrylic resins for denture bases to soft lining materials. Istanbul University, Institute of Health Science, Department of Prosthodontics. Doctoral Thesis. Istanbul. 2023.

The aim of this in vitro thesis study is to evaluate the tensile bond strength of two different soft lining materials on three different denture base materials. Injection (Ivobase High Impact), milling (Ivobase Cad) and 3D printing (Dentabase) acrylics were preferred as three different denture bases. Heat polymerized (Molloplast B) and autopolymerized (Ufi Gel P) were used as two different soft lining materials, both of which are silicone-based. A total of 60 specimens (10x10x20 mm) were prepared, with 10 specimens in each group. The tensile test was performed using a universal test machine at a head speed of 5 mm/min. Highest value before break and failure pattern (adhesive, cohesive, mixed) were recorded. Kruskal Wallis test and Mann Whitney U test were used to evaluate the data obtained. In the study, the highest tensile joint strength value was seen in the Molloplast B/Ivobase High Impact group. The lowest tensile strength value was seen in the Ufi Gel P/Ivobase Cad group, and this value (0.39 MPa) was below the minimum value required for clinical use (0.44 MPa). Molloplast B soft lining material showed higher tensile bond strength value than Ufi Gel P soft lining material in all groups. In the samples bonded with Molloplast B, low rate of cohesive and mixed, high rate of adhesive failure type is observed; adhesive failure type was seen in all specimens bonded with Ufi Gel P.

Key Words: CAD/CAM, digital denture, resilient liner application, tensile bond strength test, PMMA

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Modern diş hekimliğinin en büyük amaçlarından biri doğal dişlerin korunması olmasına rağmen ortalama yaşam sürelerinin uzaması ve yaşlı nüfusun artmasıyla birlikte gelecekte insanların diş kaybı yaşama ihtimalleri yüksektir. Tam dişsiz hastalar için implant destekli tam protezlerin daha etkili bir tedavi seçeneği olduğu bildirilmesine rağmen anatomik, fizyolojik ve finansal kısıtlamalar sebebiyle tam protezler etkili bir tedavi seçeneği olmaya devam etmektedir. (1, 2)

Günümüzde dijital diş hekimliği, protetik diş hekimliğinin en eski tedavilerine kadar entegrasyonu ile birlikte tüm alanlarında mevcuttur. Tam protezlerin bilgisayar destekli tasarımı/bilgisayar destekli üretimi (CAD/CAM), 1980'lerin ortalarında tanıtılmıştır ve o günden beri kullanımı artmaktadır. Tam protez üretiminde bilgisayar destekli teknolojinin tanıtılması ve geliştirilmesiyle birlikte, geleneksel tam protez üretim yöntemlerindeki zorlukların üstesinden gelmesi ve üretim sürecini kolaylaştırması beklenmektedir. (3, 4)

Dijital tam protezlerin daha az randevu süresi ve klinik ziyaret sayısı gerektirmesi, dokuya adaptasyonunun daha iyi olması, laboratuvar adımlarının azalması ve verilerin dijital olarak arşivlenmesi gibi avantajları vardır. Ayrıca artık monomer oranının azalmasıyla birlikte daha az alerjik reaksiyon görülmesi, polimerizasyon büzülmesinin azalmasıyla birlikte travmatik ülser görülme sıklığının düşmesi ve porozitenin azalmasıyla birlikte Candida albicans ile ilişkili protez stomatitinin azalması dijital protez kaidelerinin avantajlarıdır. (5, 6)

Dijital tam protez yapımı, hasta verilerinin taranmasına, protez tasarımına ve protezin üretilmesine dayanır. Tam protezlerin dijital olarak üretilmesinde eksiltmeli üretim yöntemi olan frezeleme ve eklemeli üretim yöntemi olan 3B baskı kullanılabilir. (7)

Tam protezlerde streslerin destek dokulara homojen bir şekilde iletilmesi ve alveol kretlerine gelen çiğneme basınçlarının olabildiğince azaltılabilmesi amacıyla yumuşak astar malzemelerinin kullanılması sıklıkla tercih edilmektedir. (8, 9)

Yumuşak astar maddeleri geçici ve daimi amaçlı kullanılabilir. Ayrıca akrilik veya silikon esaslı olarak sınıflandırılmakta ve ısı ile, ışık ile ve oda sıcaklığında kendiliğinden polimerize olabilmektedir. (8)

Yumuşak astar maddelerinin klinik başarısı için 3mm kalınlığında ve kaide materyali ile arasındaki bağlantı dayanımının minimum 0,44 MPa olması gerektiği bildirilmiştir. Malzemelerin kimyasal bileşimi, ağız boşluğundaki termal stresler, astar malzemesinin kalınlığı, adezivin cinsi ve yumuşak astar malzemesinin yırtılma direnci gibi faktörler bağlanma başarısını etkilemektedir. Mevcut CAD/CAM reçinelerinin yumuşak astar materyallerine bağlanma özelliklerine ilişkin bilgi azdır. (10, 11)

Bu in-vitro tez çalışmasının amacı; enjeksiyon, 3B baskı ve frezeleme yöntemi ile üretilen protez kaidelerine ısı ile polimerize ve otopolimerize olmak üzere iki farklı silikon esaslı yumuşak astar materyallerinin bağlanmasının değerlendirilmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Protez Kaide Materyalleri

Protez kaidesi, hareketli protezlerde yumuşak dokularla temas eden ve üzerine yapay dişlerin bağlandığı protez bölümüdür. (12)

Günümüzde protez kaide plağı yapımında en yaygın kullanılan materyal polimerlerdir ancak geçmişte çok çeşitli materyallerin protez kaidesi yapımında kullanıldığı bilinmektedir. (13, 14)

2.1.1. Protez Kaide Materyallerinin Tarihçesi

1774 yılında Chement'in ilk porselen protezleri ürettiği ve 1789 yılında porselen dişli protezin patentini aldığı bilinmektedir. (15)

1839'da Charles Goodyear tarafından vulkanize kauçuğun icat edilmesiyle birlikte protez üretme maliyeti önemli ölçüde azaldı ve çok sayıda tüketiciye erişilebilir hale geldi. Vulkanit, doğal kauçuk ve kükürtün katılma reaksiyonu sonucu oluşan bir malzemedir. Sülfür bağı, sert, opak ve kararlı bir katı oluşturmak için kauçuk polimer zincirleri arasında çapraz bağlanmaya izin verir. Vulkanit üretimi, 160°C ile 170°C'de, vulkanizatör olarak anılan bir buhar basınçlı kapta gerçekleştirildi. Vulkanitin en büyük dezavantajlarından biri estetik olmayan görüntüsüdür. Ayrıca gözenekli yapısından dolayı plak ve ağız sıvılarının birikmesine sebep olmaktadır. (16, 17)

1870'lerde selüloz nitratın kafurla plastikleştirilmesiyle üretilen ve istenen pembe renkle pigmentlenebilen bir malzeme olan selüloit piyasaya sürüldü. Başlangıçta selüloit, yaygın olarak kullanılan vulkonite bir alternatif olarak görüldü ancak zamanla yiyecek ve içecekleri absorbe ederek hızla renk değiştirdiği görülmüştür. (18)

1909 yılında fenol formaldehit reçinesi keşfedilmiştir ve ilk kez 1924 yılında 'Bakalit' adıyla diş hekimliğinde ticari kullanım için üretilmiştir. Ancak estetik sonuçlarının iyi olmasına rağmen kötü tat, hızlı lekelenme, kolay kırılma, tamirinin zor olması ve raf ömrünün kısa olması gibi nedenlerle terk edilmiştir. (16, 19)

1930'lu yıllarda vinil klorür (%80) ve vinil asetat (%20) oluşan bir kopolimer protez kaide malzemesi olarak kullanılmaya başlanmıştır. Ancak üretim tekniklerinden kaynaklı malzeme içerisinde oluşan artık gerilimler sonucu protez kaidesinin deformasyona uğradığı ve fonksiyonel kuvvetler sırasında kırılmalar olduğu görülmüştür. Kopolimer protez kaidesindeki bu zayıflıklar, onun bir protez kaide malzemesi olarak kullanımının azalmasına neden oldu. Dibütil veya dioktil ftalat ile plastikleştirilmiş PVC,

günümüzde hala protez astar malzemesi olarak veya ağız koruyucularının yapımında kullanılmaktadır. (20)

1937 yılında polimetil metakrilat (PMMA) kullanıma sunulmuştur. Polimerizasyon büzülmesi ve radyopak olmaması gibi dezavantajları olmasına rağmen protez kaideleri yapımında en yaygın kullanılan malzeme haline gelmiştir ve tüm polimerik protez kaide malzemeleri arasında en popüler olmaya devam etmektedir. (21)

2.1.2. İdeal Bir Protez Kaide Materyalinden Beklenen Özellikler

İdeal bir protez kaide maddesinden beklenen özellikler; fiziksel, mekanik, kimyasal, biyolojik ve diğer özellikler ana başlıkları altında toplanabilir.

2.1.2.1. Fiziksel Özellikler

İdeal bir protez kaide materyalinden beklenen fiziksel özellikler şu şekilde sıralanabilir;

- Rengi ağız dokularıyla benzer görünümde olmalıdır
- Sıcak gıdaların tüketilmesi sonucu yumuşama ve distorsiyon görülmemelidir
- Boyutsal stabilitesi yüksek olmalıdır
- Protezin ağırlığının mümkün olduğunca az olması için özgül ağırlığı düşük olmalıdır
- Çok sıcak ve çok soğuk yiyecek ve içecekler tüketildiğinde ağız ve devamındaki sindirim sistemi dokularının zarar görmemesi için termal iletkenliği yüksek olmalıdır
- Protezlerin veya protez parçalarının yanlışlıkla solunması veya yutulması durumunda radyografik olarak tespit edilmesi için radyopak olmalıdır (22-24)

2.1.2.2. Mekanik Özellikler

İdeal bir protez kaide materyalinden beklenen mekanik özellikler şu şekilde sıralanabilir;

- Rijit olmalıdır. Böylece ısırma ve çiğneme esnasında gelen kuvvetler sonucu kaidenin deformasyona uğraması engellenir. Ayrıca kaidenin daha ince yapılabilmemesine olanak tanır.
- Yeterli bükülme direncine sahip olmalıdır. Böylece özellikle üst protezlerde sıklıkla karşılaşılan orta hat kırıkları engellenebilir.

- Yorgunluk limiti yüksek olmalıdır. Uzun süreli kullanıma bağlı olarak küçük bükülme gerilimlerinin birikerek sebep olduğu çatlak ve kırıklar engellenebilir.
- Darbe direnci yüksek olmalıdır. Hastanın özellikle kafa darbesi aldığı kazalar sonucunda, protezde çok parçalı kırıklar gözlemlenebilir ve bu durum yumuşak dokuya gömülme veya parçaların inhalasyonu gibi çok daha tehlikeli biçimlerde sonuçlanabilir.
- Yüzey sertliği ve abrazyona karşı direnci yüksek olmalıdır. Protez temizleyicileri veya yiyecek içecekler abrazyon aşınmaya neden olabilir. (22-24)

2.1.2.3. Kimyasal Özellikler

İdeal bir protez kaide materyalinde bulunması gereken kimyasal özellikler şu şekilde sıralanabilir:

- Ağız sıvılarında çözünürlüğü az olmalı
- Rengi değişmemeli
- Polimerlere, porselene metale yeterince yapışabilmeli (14, 23, 24)

2.1.2.4. Biyolojik Özellikler

İdeal bir protez kaide materyalinde bulunması gereken biyolojik özellikler şu şekilde sıralanabilir:

- Tadı ve kokusu olmamalı
- Toksik veya alerjik olmamalı
- Bakteri üremesine karşı dirençli olmalı
- Temizliği kolay olmalı (14, 23, 24)

2.1.2.5. Diğer Özellikler

İdeal bir protez kaide materyalinde bulunması istenen diğer özellikler aşağıdaki şekilde sıralanabilir:

- Kullanılan materyal ve sistem pahalı olmamalı
- Raf ömrü uzun olmalı
- Manipülasyonu ve fabrikasyonu kolay olmalı
- Tamiri kolay olmalı (14, 23, 24)

2.1.3. Polimetil Metakrilat (PMMA)

Polimetil metakrilat (PMMA), ideal bir protez kaide materyali olmasa da sahip olduğu birçok olumlu özelliklerinden dolayı günümüzde kaide yapımında en çok kullanılan materyaldir. Bu olumlu özellikler; rengi ve görüntüsünün estetik olması, düşük su emme özelliği, çözünürlüğünün düşük olması, aşınmaya karşı yeterli dayanıma sahip olması, düşük toksisite, tamirinin kolay olması ve laboratuvar işlemlerinin basit olması şeklinde sıralanabilir. PMMA'nın piyasaya sürülmesinden bu yana birçok araştırma, daha yüksek dayanıma, daha düşük artık monomer oranına, gelişmiş boyutsal stabiliteye, artan radyopasiteye ve kandidal enfeksiyona karşı yüksek dirence sahip materyaller geliştirmeye odaklanmıştır. Poliamitler, epoksi reçine, polistiren, vinil akrilik, kopolimerler ve polikarbonat gibi polimerler potansiyel alternatif protez kaide materyalleri olarak geliştirilmiş ve test edilmiştir. Ancak bu malzemeler genellikle başarılı olmamıştır ve şimdiye kadar uygun bir alternatif malzeme henüz keşfedilememiştir. (25, 26)

PMMA, 250 nm'lik bir dalga boyuna kadar görünür ve ultraviyole aralığında ışığa karşı şeffaf olan, su benzeri berraklığa sahip şeffaf bir reçinedir. Kimyasal formülü ($C_5O_2H_8$)'dir. Knoop sertlik numarası 18 ile 20 KHN olan sert bir reçinedir. Yaklaşık 60 MPa çekme mukavemetine, 1,19 g/cm³ yoğunluğa ve yaklaşık 2,4 GPa elastisite modülüne sahiptir. Aynı zamanda son derece kararlıdır ve ultraviyole ışıkta rengi solmaz. 125 °C'nin altındaki sıcaklıklarda kimyasal olarak kararlıdır. 125 °C'de yumuşar ve termoplastik özellik kazanır. 125 °C'nin üzerindeki sıcaklıklarda ise depolimerize olmaya başlar ve metilmetakrilat monomerini (MMA) oluşturur. (23)

PMMA, metil metakrilatın (MMA) sentetik polimeridir. MMA monomerlerindeki çift bağ, uygun koşullar olduğunda birbirlerine bağlanmalarını sağlar. Monomer adı verilen birçok küçük molekülün bağlanarak daha büyük bir molekül oluşturması işlemine polimerizasyon denir ve PMMA bu şekilde elde edilir. Polimerizasyon reaksiyonu, benzoil peroksit gibi serbest radikallerin üretilmesiyle başlar ve ısı, kimyasal veya ışık yoluyla indüklenir. Polimerizasyon işlemi sırasında tüm monomer molekülleri dönüştürülemez ve bazı monomer molekülleri polimerleşmeden kalır. Bu reaksiyona girmemiş artık monomer (MMA); toksisite, düşük mekanik özellikler ve su emilimi gibi dezavantajlara sebep olur. MMA molekülleri küçük ve hidrofiliktir, ağız boşluğuna ve vücuda hızla yayılabilir. (7)

PMMA, basit doğrusal zincir yapısı veya çapraz bağlı (karmaşık üç boyutlu ağ) olarak sentezlenebilir. Çapraz bağlı polimer için glikol dimetakrilat veya allil metakrilat gibi organik bileşikler monomere katılırlar. Çapraz bağlama, polimer zincirlerinin iyonik veya kovalent bağlarla birbirine bağlanması işlemiyle polimer yapısının değiştirildiği bir yöntemdir. Bu işlem, yeni çapraz bağlı polimerin fiziksel ve kimyasal özelliklerini iyileştirmek amacıyla yapılır. Çapraz bağlı polimerlerin en büyük avantajı rijitliğin ve küçük yüzey çatlaklarına karşı direncin artmasıdır. Aynı zamanda çapraz bağlayıcılar, polimerize malzemelerde oksijen inhibisyon tabakalarının ve artık monomerlerin oluşumunu azaltır. CAD/CAM teknolojisi kullanılarak tam protez üretiminin, yüksek oranda çapraz bağlı PMMA'nın ortaya çıkmasıyla ilgili olduğu bilinmektedir. Birçok üretici, CAD/CAM üretim yöntemleri için yüksek oranda çapraz bağlı PMMA akrilik reçinelerine dayanan yüksek yoğunluklu polimerler sunmaktadır. (7, 24)

Protez kaide malzemeleri, gıdanın sıcaklığını hastaların ağız dokularına iletmek için kabul edilebilir termal iletkenliğe sahip olmalıdır. Ancak, PMMA'nın termal iletkenliği düşüktür. Bu nedenle, sıcak gıdalar fark edilmeden farinks veya yemek borusuna ulaşabilir ve hassas mukozayı yakabilir. Estetik gereksinimleri karşılamak için, PMMA protez kaide malzemeleri renk, ton ve doku açısından ağız mukozasını taklit etmelidir. Hastanın doğal dokularını taklit ederek iyi estetik özellikler sağlamak için PMMA'ya çeşitli şeffaf pigmentler eklenebilir. Ayrıca protez kaide malzemeleri yüksek renk stabilitesine sahip olmalı ve ağız ortamında renkleri zamanla değişmemelidir. Artık monomerlerin salınması çeşitli moleküllerin girmesi nedeniyle su emilimini ve renk bozunmasını artırır. PMMA'nın lekelenmesi ve renk değiştirmesinin bir diğer sebebi ise gözeneklilik ve renkli gıdaların periyodik tüketimidir. (27)

Polimerizasyon büzülmesi, protez üretimi sırasında dikkate değer boyutsal değişikliklere ve yanlışlıklara neden olabilir. Çeşitli PMMA türleri karşılaştırıldığında, ışıkla sertleşen PMMA, ısıyla ve kimyasal yolla sertleşen PMMA malzemelerine kıyasla daha düşük miktarlarda artık monomer ve daha az polimerizasyon büzülmesi göstermiştir. Isı ile sertleşen PMMA açısından, enjeksiyon kalıplama tekniğinin, geleneksel basınçla kalıplamaya kıyasla polimerizasyon büzülmesini azalttığı ve marjinal sızdırmazlığı iyileştirdiği öne sürülmüştür. Aynı zamanda eksiltmeli üretim teknolojisinde kullanılan prepolimerize PMMA diskleri, toz ve sıvı arasında yüksek basınç altında daha yüksek oranda ve daha uzun süre gerçekleşen polimerizasyon işlemi sonucunda çok düşük artık monomer oranına sahiptir. (27-30)

Kimyasal olarak PMMA malzemeleri suda ihmal edilebilecek kadar az çözünen organik reçinelerdir, ancak organik çözücülerde (ketonlar ve esterler gibi) çözünürlükleri yüksektir. Benzer şekilde, alkollü çözeltiler plastikleştirici görevi görür ve camsı geçiş sıcaklığını azaltabilir. Bu nedenle PMMA protezlerin alkollü solüsyonlarla saklanması veya temizlenmesinden kaçınılmalıdır. (27)

2.1.4. Protez Kaide Materyallerinin Polimerizasyonunda Kullanılan Yöntemler

American Dental Association (ADA) Spesifikasyonu No. 12'ye göre, protez kaidesi polimerleri çeşitli tip ve sınıflarda sınıflandırılır. Polimerizasyon reaksiyonunun aktivasyonuna bağlı olarak, polimerizasyon reaksiyonları ve bileşimleri açısından birbirinden farklılık gösterebilen üç ana tip protez kaidesi polimeri vardır. (31)

ADA spesifikasyonuna ek olarak ISO (International Standards Organization; Spesifikasyon No: 20795-1:2013), ışık ile polimerize ve mikrodalga ile polimerize polimerleri de içermektedir ve kaide materyallerini polimerizasyon şekillerine göre 5 farklı gruba ayırmıştır. (32)

Tip1: Isı ile polimerize olan materyaller

- Sınıf 1: Toz ve likit
- Sınıf 2: Plastik pat

Tip 2: Otopolimerize materyaller

- Sınıf 1: Toz ve likit
- Sınıf 2: Toz ve likit akışkan rezinler

Tip 3: Termoplastik toz içeren materyaller

Tip 4: Işık ile polimerize olan materyaller

Tip 5: Mikrodalga ile polimerize olan materyaller

2.1.4.1. Isı ile Polimerizasyon

Protez kaide polimerizasyonunda en çok kullanılan yöntem ısı ile polimerizasyondur. Polimerizasyon değişik ısı ve sürelerde, su içinde veya açık alev aracılığıyla yapılır. (24)

Polimetil metakrilat reçine sistemi çoğunlukla, toz ve sıvı bileşenler içerir. Toz, önceden polimerize edilmiş polimetil metakrilat kürelerinden ve başlatıcı olarak adlandırılan ve polimerizasyon sürecini başlatmaktan sorumlu az miktarda benzoil

peroksitten oluşur. Sıvı ağırlıklı olarak küçük miktarlarda hidrokinon içeren polimerize olmayan metil metakrilat monomeridir. Depolama sırasında sıvının istenmeyen polimerizasyonunu veya kurummasını önleyen bir inhibitör olarak hidrokinon eklenir. İnhibitörler ayrıca sertleşme sürecini geciktirir ve böylece çalışma süresini uzatır. Sıvıya bir çapraz bağlama maddesi de eklenebilir. (33)

Hatalardan kaçınmak için doğru toz-sıvı oranına uyulması önemlidir. Bu genellikle hacimce 3-3.5/1 veya ağırlıkça 2.5/1'dir. Polimer granülleri ile çok az sıvı karıştırılırsa, polimerin tamamı monomer tarafından ıslanmaz ve işlenmiş akrilik granüler bir dokuya sahip olur. Karışıma çok fazla monomer katılırsa, daha yüksek seviyede polimerizasyon büzülmesi meydana gelir. Doğru polimer/monomer karışımı ile, yaklaşık %7'lik bir polimerizasyon büzülmesi beklenebilir. (34)

Geleneksel yöntemle kalıbın içerisine basınçla akrilik burajı yöntemi ve kalıbın içerisine enjeksiyonla akrilik burajı yöntemi olmak üzere iki tip kalıplama yöntemi vardır. Kalıbın içerisine basınçla akrilik burajı yönteminde basınç altında tutulan muflaya su banyosu içerisinde dışarıdan ısı verilmek suretiyle polimerizasyon reaksiyonunun tamamlanması sağlanır. Kalıbın içerisine enjeksiyonla akrilik burajı yöntemi ise akriliğin sürekli basınç altında alçı, hidrokolloid veya alçı-silikon kalıplar arasındaki protez boşluğuna enjekte edilmesidir. (24, 33)

2.1.4.2. Kimyasal Yolla Polimerizasyon

Kimyasal olarak aktivasyonda polimerizasyon oda sıcaklığında gerçekleşebilmektedir. Bu nedenle kimyasal olarak aktive olan akrilik reçinelere soğuk akrilik reçineler, kendiliğinden sertleşen reçineler veya otopolimerizan akrilik reçineler adları da verilmektedir. Kimyasal aktivasyon, dimetil-para-toluidin gibi bir tersiyer aminin monomere eklenmesiyle gerçekleştirilir. Toz ve sıvı bileşenlerin karıştırılmasıyla birlikte amin, benzoil peroksidin ayrışmasına neden olur ve serbest radikaller açığa çıkarak polimerizasyon reaksiyonu başlar. Reaksiyon ekzotermiktir ve hacimsel olarak büzülmeye sonuçlanır. (24, 27, 33)

Kimyasal yolla polimerizasyon sonucunda ısı ile polimerizasyona göre daha fazla reaksiyona girmemiş monomer bulunur. Bu artık monomer plastizer gibi rol oynayarak dayanım ve sertlik değerlerini düşürür. Artık monomer miktarının %2'den fazla olması mukozada iritasyona sebep olur. Aynı zamanda renk stabilitesi de ısı ile polimerize olan reçinelere göre daha düşüktür. İçerisinde bulunan amin başlatıcıların oksidasyonu sonucu

renkleşme meydana gelmektedir. Kimyasal yolla polimerizasyon sonucunda daha az polimerizasyon büzülmesi meydana gelir, bu nedenle bu malzemelerin boyutsal olarak ısıyla polimerize reçinelere göre daha doğru olduğu kabul edilebilir. (24, 27, 33, 35, 36)

Bu sınırlamalar nedeniyle kimyasal olarak polimerize olan PMMA malzemeleri, özel kaşıkların yapımında, geçici bölümlü protezlerin yapımında ve protez tamirinde kullanılmaktadır. Alqahtani ve arkadaşları, mekanik özelliklerini iyileştirmek için soğuk akrilikleri modifiye etti. Altıgen bir bor nitrür nano tozunun eklenmesi elastik modülü ve eğilme mukavemetini arttırırken, zirkonya eklenmesi yüzey sertliğini arttırdı. Ayrıca zirkonya ve altıgen boron nitrürün her ikisinin de kullanıldığı hibrit güçlendirmenin, PMMA'nın mukavemetini ve sertliğini önemli ölçüde arttırabileceği belirtilmiştir. (27, 37)

2.1.4.3. Görünür Işıkla Polimerizasyon

Görünür ışıkla aktive olan protez kaideleri, çok ince silika ve yüksek moleküler ağırlıklı akrilik reçine monomerlerinden oluşan matrislere sahip reçine bazlı kompozitler olarak tanımlanmıştır. Akrilik reçine tanecikleri organik dolgu maddesi olarak dahil edilmiştir. Görünür ışık aktivatördür, kamforokinon gibi ışığa duyarlı hale getiren bir ajan ise polimerizasyon için başlatıcı görevi görür. Tek bileşenli protez kaide reçineleri levha ve ip formlarında bulunur ve ışık geçirmeyen poşetler içinde paketlenir. (24, 33)

Üretim teknikleri, ısıyla aktive olan protez kaideleri ve kimyasal olarak aktive olan protez kaidelerinden farklıdır. Protez kaidesi henüz plastik halindeyken modele adapte edilir ve polimerize edilir. Ardından dişler kaideye ilave bir materyalle bağlanır. Polimerizasyon için uygun bir süre boyunca yüksek yoğunluklu görünür bir ışık kaynağına maruz bırakılır. Daha sonra protezin bitimi ve parlatma işlemi geleneksel şekilde tamamlanır. (24, 33)

Işık ile polimerize olan protez kaideleri, polimerizasyonu başlatmadan önce manipülasyon ve adaptasyon için yeterli zamanı sağlayarak kütleme üzerinde tam kontrole izin verir. Aynı zamanda ısı ile ve kimyasal yolla polimerize kaide malzemeleri ile karşılaştırıldığında, polimerizasyon büzülmesi, artık monomer ve bakteri yapışması daha azdır. Işık ile polimerize olan protez kaideleri ısı ile polimerize olan protez kaidelerine göre daha yüksek eğilme mukavemetine sahip olmalarına rağmen kırılganlıkları daha yüksektir. Aynı zamanda ışıkla sertleşen PMMA malzemeleri, teknik hassasiyet gerektirmesi, sertleşmenin malzemenin yüzeyinde sınırlı kalması ve derinlere

ulaşamaması ve maliyeti gibi dezavantajları nedeniyle yaygın olarak kullanılmamaktadır (27, 36, 38)

2.1.4.4. Mikrodalga Enerjisiyle Polimerizasyon

Mikrodalga enerjisi, diş hekimliğinde ilk olarak 1968 yılında Hishi ve Hashimoto tarafından kullanılmıştır. Mikrodalga enerjisi, PMMA'yı polimerize etmek ve iyileştirmek için kullanılabilen başka bir ısı enerjisi kaynağıdır. Metil metakrilat molekülü asimetrik olduğu için mikrodalga enerjisi kullanılarak polimerleştirilebilir. Mikrodalga, polimerizasyon reaksiyonunun gerçekleşmesine izin veren termal enerjiyi sağlamak için kullanılır. Bu teknik için geleneksel bir su banyosu kullanmak yerine özel olarak formüle edilmiş reçineyi polimerize etmek için bir mikrodalga enerjisi kaynağı ve metalik olmayan bir mufla kullanılmalıdır. Benzoil peroksit başlatıcı içermedikleri için bu malzemeler, geleneksel bir su banyosu ısıtma döngüsü kullanılarak polimerize edilemezler. (24, 27, 33)

Bu tekniğin en büyük avantajı, polimerizasyonun gerçekleştirilme hızıdır. Saatlerce ısıtma ve ardından bir soğuma periyodu gerektiren geleneksel ısıyla polimerizasyonun aksine, bir mikrodalgada 500W'de 3 dakikada polimerizasyon süresi tamamlanabilir. Ancak kalın kesitlerde aşırı ısınma meydana gelebilir, bu da monomerin kaynamasına ve gözenekliliğe neden olabilir. (24, 33)

Mikrodalga ile polimerize edilen akriliklerin fiziksel özellikleri, ısı ile polimerize olan akriliklerle hemen hemen aynıdır. Ancak bu malzemelerin en büyük dezavantajları, akrilik dişlerle olan zayıf bağ kuvvetleri ve ekipman ve metalik olmayan muflanın nispeten pahalı olmasıdır. (27)

2.2. Dijital Tam Protezler

Diş hekimliğinde bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) 1980'lerin ortalarında sunulmuştur ve o günden beri kullanımı artmaktadır. Bilgisayarla tasarlanmış tam protez yapımı, hasta verilerinin taranmasına, protez tasarımına ve protezin üretilmesine dayanır.

Günümüzde tam protezlerin üretimi için CAD/CAM teknolojisine sahip farklı sistemler kullanılabilmektedir. Genellikle bu sistemlerde 2 klinik randevuya ihtiyaç vardır. İlk randevu klinik kayıtların alınmasını ve ikinci randevu bilgisayarla tasarlanmış tam protezin hastaya teslimini içerir. İsteğe bağlı olarak prova randevusu olarak üçüncü bir randevu eklenebilir. (39, 40)

2.2.1. Dijital Tam Protezlerin Tarihçesi

CAD/CAM teknolojisi tam protezlerin üretiminde 20 yılı aşkın bir süredir kullanılmaktadır. (41)

3 boyutlu baskı ile ilk hareketli protez 1994 yılında Maeda ve arkadaşları tarafından üretilmiştir. Daha sonra 1997 yılında Kawahata ve arkadaşları, duplike hareketli protez üretiminde CAD/CAM teknolojisini kullanmıştır. 2006 yılında Busch ve arkadaşları, anatomik ölçüler ve ortalamalar kullanarak özel bir bilgisayar programı ile dijital diş düzenlemesini gerçekleştirmiştir. Sun ve arkadaşları 2008 yılında 3B baskı teknolojisini kullanarak bireysel mufla üretmişlerdir. Kanawaza ve arkadaşları ise 2011 yılında ilk olarak konik ışınli bilgisayarlı tomografi (CBCT) kullanarak freze yöntemiyle dijital protez üretmiştir. (40, 42-47)

2012’de Goodacre ve arkadaşları, 3 eksenli bir freze makinesi kullanarak şeffaf plastikten kaide üretti ve dişleri, frezeleme işlemi sırasında oluşturulan girintilere manuel olarak yapıştırdı. Frezelenmiş kaidede interdental papilla bulunmamasına ve önemli frezeleme hatalarına sahip olmasına rağmen klinik prosedürler doğrulanmıştır. Yazarlar ayrıca; 5 eksenli bir freze makinesi ve daha küçük freze aletleri kullanılarak önceden polimerize edilmiş PMMA’dan frezelenmiş başka bir klinik örnek sundular. Protezin hastanın ağzına yerleştirildiği ve klinik olarak kullanımda olduğu bildirilmiştir.(48)

Dişlerin dijital olarak düzenlenmesinden konik ışınli bilgisayarlı tomografilerin dahil edilmesine, hızlı prototipleme veya frezeleme yoluyla tam protezlerin taranması ve üretilmesine kadar uzanan diğer araştırmalar, bu çağdaki gelişmelere katkıda bulunmuştur. Ancak 2015 yılına kadar klinik sonuçları değerlendiren hiçbir çalışma mevcut değildi. (49)

Dijital olarak üretilmiş tam protezlerde klinik sonuçları değerlendiren ilk klinik çalışma, 2015 yılında Kattadiyil ve arkadaşları tarafından yapılmıştır. Klinik tedavi sonuçlarını, hasta memnuniyetini ve dijital olarak üretilmiş tam protezler için diş hekimliği öğrencilerinin tercihlerini karşılaştırdılar. (50)

2017 yılında Al Helal ve arkadaşları, geleneksel ısıyla polimerize olarak üretilmiş maksiler tam protez kaideleri ile dijital olarak frezeleme teknoloji kullanılarak üretilmiş maksiller tam protez kaidelerinin retansiyonunu karşılaştıran bir klinik çalışma yayınlamışlardır. Bu çalışmada, dijital olarak üretilmiş tam protez kaidelerinin sağladığı retansiyon, geleneksel ısıyla polimerize edilen kaidelerin sunduğundan önemli ölçüde yüksek bulunmuştur. (51)

2.2.2. Dijital Tam Protez Üretim Yöntemleri

Dijital tam protezlerin üretiminde; eksiltmeli üretim yöntemi olan frezeleme ve eklemeli üretim yöntemi olan 3B baskı kullanılabilir. Frezeleme yöntemi daha çok daimi protez üretiminde kullanılırken, 3B baskı yöntemi çoğunlukla immedat geçici protez ve nadiren daimi protez üretiminde kullanılmaktadır. Frezeleme yönteminde büyük miktarda akrilik kaide malzemesi israf olurken 3B baskı yönteminde daha az akrilik reçine kullanılmaktadır. (39, 52)

2.2.2.1. Eksiltmeli Üretim

Eksiltmeli üretim, kıvılcım aşındırma ve frezeleme şeklinde gerçekleştirilebilir. (40)

Kıvılcım aşındırma, metal bir bloktan aşındırma yapmak için sürekli kıvılcımlar kullanan bir metal çıkarma işlemi olarak tanımlanabilir. Elektrik akımı kullanılarak metal aşındırmayı esas alan bu yöntem materyali aşırı derecede ısıtmadan uzaklaştırır. Prob ve kablo olmak üzere iki tip mevcuttur. Diş hekimliğinde prob ucu kullanılmaktadır. (40, 53)

Frezelemeli üretim, kısmen veya tamamen sinterlenmiş bir bloğun, bilgisayar sayısal kontrollü (Computer Numeric Controlled-CNC) bir makine ile frezelemesi prensibine dayanır. CNC makineleri; 3 eksenli, 4 eksenli veya 5 eksenli frezeleme sistemine sahip olabilir. 3 eksenli freze cihazlarında 3 uzamsal yön (X, Y ve Z) bulunurken, 4 eksenli freze cihazlarında ise 3 uzamsal yön (X, Y ve Z) ve gergi köprüsü bulunmaktadır. 3 uzamsal yön (X, Y ve Z), freze mili ve gergi köprüsü ise 5 eksenli freze cihazı olarak sınıflandırılır. 5 eksenli makinelerin beşinci eksen, karmaşık geometrilerin ve pürüzsüz dış yüzeylerin üretimini kolaylaştırdığı için protez kaideleri gibi karmaşık şekillerin üretilmesinde uygundur. (5, 40, 54)

2.2.2.2. Eklemeli Üretim

Eklemeli üretim; 3 boyutlu baskı, hızlı prototipleme, serbest biçimli imalat veya katmanlı imalat olarak da bilinir ve 3 boyutlu tasarımla oluşturulmuş modeli, çok sayıda sıralı sıvı veya toz malzemeyi katman katman eklenerek oluşturma prensibine dayanır. Her bir katmanın kalınlığı ve yönü, son modelin özelliklerinde önemli bir rol oynamaktadır. (5)

Eklemeli 3B baskı teknikleri arasında stereolitegofi (SLA), dijital ışık projeksiyonu (DLP), jet (PolyJet/ProJet) baskı ve doğrudan lazer metal sinterleme (DLMS)/seçici lazer sinterleme (SLS) yer alır. (5, 40)

SLA tekniği, tüm modeli tamamlayana kadar hassas bir sıvı reçineden malzemelerin katman katman polimerizasyonu için ultraviyole (UV) lazer kullanır. Teknik, ultraviyoleye duyarlı sıvı reçinelerden dış modellerinin üretiminde kullanılır. Sıvı formdaki malzeme önce saydam bir tabana sahip bir kaba yerleştirilir ve içinden bir lazer veya karanlık ve aydınlık öğeler içeren bir görüntüden geçen bir ışık demeti ile seçici olarak aydınlatılır. Bu görüntü, yazdırılacak şeklin birkaç yatay katmana bölünmesiyle oluşturulur. Malzeme, tasarım aşamasında eklenen yardımcı destekler yardımıyla platforma yapıştırılır. Daha sonra platform 50-100 µm yukarı kaldırılır ve tüm aydınlatma işlemi ve dilimleme tekrarlanır. Yazıcıdan çıkarılan malzeme tamamen sertleşmemiştir; bu nedenle polimerizasyon işleminin tamamlanmasını sağlamak için özel bir fırına konulmalıdır. Polimerizasyondan sonra nihai ürün, küçük polimerize olmayan tabakayı çıkarmak için bir izopropanol solüsyonunda yıkanır. (5, 30, 40, 55)

Dijital ışık projeksiyonu tekniği (DLP), polimerizasyon için UV lazer ve görünür ışık kullanır ve görünür ışığa duyarlı reçineler, mum ve kompozit malzemelerden dış modelleri, mum modeller, bölümlü iskelet protezler ve geçici restorasyonların üretiminde kullanılır. Materyal basıldıktan sonra ışık yayan bir diyot ışık kaynağı veya lamba kullanılarak sertleştirilir. Ayrıca DLP tekniğinde polimetil metakrilat (PMMA) kullanılmaktadır. (40, 55, 56)

Jet (PolyJet/ProJet) baskı, bir dizi mürekkep püskürtmeli baskı kafası ve destek malzemesi üzerine püskürtülen küçük malzeme parçaları kullanır ve parçanın her katmanını oluşturur. Ardından, püskürtülen her katman bir UV lambası, ışık kaynağı veya ısıtma kullanılarak sertleştirilir. Bu teknik, diş reçinesi ve mumlardan dış modelleri, cerrahi rehber plakları, şeffaf plaklar, mum kalıpları ve bölümlü iskelet protezlerin üretiminde kullanılır. (40, 55, 56)

Doğrudan lazer metal sinterleme / seçici lazer sinterleme (DLMS/SLS), yüksek güçlü lazer ışınının toza çarparak toz parçacıklarının erimesine ve kaynaşmasına neden olduğu toz bazlı bir tekniktir. Bu teknik, kobalt-krom, paladyum krom ve naylondan dış modelleri, kopingler ve cerrahi rehber plakların üretiminde kullanılır. (40, 55, 56)

2.2.3. Dijital Tam Protez Üretiminde Kullanılan Sistemler

2.2.3.1. AvaDent (Global Dental Science)

AvaDent (Global Dental Science LLC, Scottsdale, AZ) sistemi, tam protezlerin üretimi için eksiltici imalat yöntemi olan frezeleme teknolojisini kullanır. İki farklı kaide seçeneği vardır: Protez kaidesi ve frezelenmiş dişlerin tek bir üniteden oluştuğu monolitik AvaDent® XCL (extreme cross-linked) ve frezeleme yöntemiyle elde edilen protez kaidesi üzerine farklı üreticilerin sağladığı yapay dişlerin bağlandığı tam protezler. AvaDent® XCL monolitik protezler iki şekilde piyasaya sürülmüştür. Bunlardan, XCL-1'de yapay dişler dentin çekirdeğe sahip tek katmanlı iken XCL-2'de ise yapay dişler hem dentin çekirdeğe hem de yarı şeffaf mine çekirdeğe sahip çift katmanlıdır. Bu sayede daha doğal bir görüntü elde edilebilmektedir. (57-59)

AvaDent sistemi tam protezlere ek olarak immediat tam protezleri, özel ölçü kaşıkları, maksillofasiyal protezleri, tek protezleri ve implant üstü overdenture protezleri de üretme imkanı sunar. (59)

Klinik prosedürler 2 randevuda tamamlanabilmektedir. Opsiyonel olarak ilave bir randevu eklenebilir.

İlk Randevu:

Ölçü ve çene ilişkisi kayıtları çeşitli yöntem ve materyaller kullanılarak yapılabilir.

1) Referans protez tekniği: Hastanın mevcut protezleri duplike edildikten sonra ölçü almak ve interokluzal ilişkiyi kaydetmek için kullanılabilir. (59)

2) AvaDent-Wagner EZ kılavuz protokolü: AvaDent-Wagner EZ rehberleri, Wagner Try-In (WTI) için pembe mumu andıran özel bir malzeme üzerine yerleştirilmiş maksiller ve mandibular ön dişlere sahip baskılı baz plaklardan yapılmıştır. Özel pembe mum, dişlerin yerinden oynamadan kolayca hareket ettirilmesini sağlar. Maksiller rehber, tabanla birlikte frezelenmiş arka dişlere de sahiptir. Mandibular rehberde ise mum içerisinde altı ön diş ve arka bölgede mum duvar mevcuttur. Bu rehber baz ve dişler üretici tarafından sağlanan bir Standart Mozaik Dili dosyasından (Standart Üçgen Dili olarak da bilinir) (STL dosyası) frezelenebilir veya yazdırılabilir. Tam protez yapımında kullanılan prensipler göz önünde bulundurularak dişlerin konumları ayarlanır ve okluzal dikey boyut kaydı tamamlanır. (57)

3. Geleneksel ölçü tekniği: Klinisyenler geleneksel protez üretim tekniklerini kullanma ayrıcalığına sahiptir. Diş dizimi istenilen şekilde ayarlandıktan sonra deneme

protezleri tarayıcılarla taranır ve elde edilen veriler final protezin AvaDent ile üretilmesi amacıyla kullanılır. (57, 59)

4. Ağız içi tarama: Bir anatomik ölçüm cihazı (AMD) kullanılarak, maksiller ve mandibular ark klinik kayıtları yapılır. AMD, ayarlanabilir bir dudak destek flanşı ile birlikte ayarlanabilir stilus (prob ucu) (Gotik ark izi için) içeren bir maksiller kaşıktan ve düz oklüzal izleme plakası içeren bir mandibular kaşıktan oluşur. Maksiller dişlerin interpupiller hat ile hizalanmasına yardımcı olmak için maksiller kaşığa ek bir oklüzal düzlem ayarlama cetveli takılabilir. Maksiller kaşık adeziv ile kaplanır, AvaDent kayıt materyali ile doldurulur ve daha sonra maksiller arkın morfolojisini kaydedecek şekilde ağza oturtulur. Daha sonra mandibular kaşık adeziv ile kaplanır, AvaDent kayıt materyali ile doldurulur ve aynı şekilde ağza oturtulur. Oklüzal dikey boyut, geleneksel yöntemlerle belirlenir. Ayarlanabilir vida sayesinde prob ucu uygun dikey boyutta mandibular izleme plakasına temas edene kadar yukarı veya aşağı yönde hareket ettirilir. Daha sonra maksiller kaşıktaki dudak destek flanşı, yeterli dudak desteği elde edilecek şekilde ayarlanır. Hastaya lateral ve protrusiv hareketler yaptırılır, maksiller kaşıktaki kalem mandibular izleme plakasına çizgiler çizer ve okun tepe noktasının sentrik ilişkiyi gösterdiği bir nokta elde edilir. Bu nokta küçük bir çöküntü yapılarak işaretlenir. AvaDent cetveli maksiller kaşığa yerleştirilir ve gözbebekleri arası çizgiye paralel olacak şekilde ayarlanarak üreticinin laboratuvarında yönlendirmesine yardımcı olmak için açılı not edilir. Orta hat, gülme çizgisi işaretlenir ve dişlerin boyu ve şekli seçilir. Mandibula işaretlenmiş olan sentrik ilişki pozisyonuna getirilir ve alt ve üst kaşıklar arasında kalan boşluğa interoklüzal bir kayıt materyali enjekte edilir. Oklüzal düzenleme için algoritmalar, geleneksel kurallar kullanılarak yazılmıştır. Oklüzal düzlem, mandibular dişlerin kesici kenarlarından retromolar pedin yarısına kadar ayarlanır ve tercihe göre Spee ve Wilson eğrileri yazılıma dahil edilir. Lingualize veya monoplane oklüzyon seçilebilir. (58-60)

İkinci Randevu:

Bu randevuda fonetik, estetik ve fonksiyonu değerlendirmek için kullanılacak çok sayıda deneme protezi vardır. Daha önce açıklanan Wagner EZ rehberleri kullanılabilir gibi kaidenin ve dişlerin Vita reçine tonlarından biriyle oluşturulduğu beyaz renkli frezelenmiş bir deneme protezi de kullanılabilir. Üçüncü bir seçenek, estetik modifikasyonları yerine getirmek için sınırlı miktarda diş hareketine (gelişmiş prova protezi, ATI) izin veren, biraz büyük boyutlu frezelenmiş girintilerde ince bir mum tabakasına yerleştirilmiş takma dişlere sahip frezelenmiş bir kaidedir. Mum tabakası

çıkarılıp reçine girintileri genişletilerek daha kapsamlı düzeltmeler de yapılabilir. Dördüncü seçenek ise hem kaide hem de dişlerin aynı renge sahip olduğu monokromatik baskılı reçine deneme protezidir. Deneme protezlerinde yapılan herhangi bir değişikliğin ardından protezler yeniden taranarak değişiklikler final proteze aktarılacaktır. (57, 58)

Üçüncü Randevu

Üretilmiş tam protezlerin ağız içine uygulanması geleneksel tam protezler ile aynıdır. Fit Checker™ (GC America, Alsip, IL) veya basınç indikatörü kullanılarak protezin mukozaya uyumu ayarlanabilir. Oklüzal temaslara bakılır ve gerekirse ağız içinde ayarlamalar yapılabilir. (57, 58)

2.2.3.2. DENTCA/Whole You (DENTCA, Inc.;Whole You, Inc)

Whole You Nexteeth sistemi (eski adıyla Dentca) dijital protez üretimi için eklemeli imalat yöntemi olan 3B baskı yöntemini kullanır. CAD kısmı DENTCA, Inc tarafından ve CAM kısmı Whole You, Inc tarafından tamamlanır. (59)

Tam protez üretimi iki şekilde yapılabilir; birincisinde 3B baskı yöntemiyle üretilmiş deneme protezleri hasta ağızında denenir ve daha sonra daimi protezler 3B baskı yöntemiyle üretilmiş özel muflalar kullanılarak geleneksel yöntemle tamamlanır, ikincisinde ise protez kaidesi 3B baskı yöntemiyle üretilir ve dişler kaideye yapıştırılır. (58, 59)

Sistem, tam protezlerin, bölümlü protezlerin, tek protezlerin ve immedat protezlerin üretimi için kullanılabilir. (57)

İlk Randevu

Dentca sistemine ait maksiler ve mandibular ölçü kaşıkları, ölçü almak ve çeneler arası ilişkiyi kaydetmek için kullanılır. Bu kaşıklar ayrılabilir arka segmentlere sahiptir. Fonksiyonel ölçüler tamamlandıktan sonra arka ve ön segmenti birbirinden ayırmak için bir cerrahi bistüri kullanılarak maksiler ve mandibular ölçülere tek bir çizgi halinde kesi atılır ve iki segment ayrılır. Çene ilişkisi kaydı için ön segmentler yeniden hasta ağızına yerleştirilir. Burada AvaDent protez sistemindeki AMD kaşıklarından farklı olarak prob ucu mandibular kaşığa, izleme plakası ise maksiler kaşığa yer almaktadır. Üretici tarafından sağlanan EZ-Tracer™ izleme plakası üzerine yapıştırılır. Oklüzal dikey boyut geleneksel yöntemlerle belirlenir ve mandibular hareketler yaptırılarak prob ucunun izleme plakası üzerine çizdiği çizgiler kaydedilir. Okun tepe noktası sentrik ilişki pozisyonunu gösterir ve bu nokta izleme plakası üzerinde küçük bir çukur oluşturularak

işaretlenir. Daha sonra mandibula, bu işaretlenen noktaya getirilerek kaşıklar arasına interokluzal kayıt materyali enjekte edilir. Bu sistemde üretici tarafından sağlanan dudak cetveli, insiziv papille üst dudağın alt kenarı arasındaki mesafeyi ölçmek için kullanılır. (57, 59, 61)

Ölçüler ve çeneler arası kaydı içeren kaşıklar taranmak üzere firmaya gönderilir ve sanal olarak tasarımları yapılır. (57)

İkinci Randevu (Opsiyonel)

Daimi protezin üretiminden önce opsiyonel olarak ilave bir randevu eklenebilir ve deneme protezi üretilerek fonetik, estetik ve fonksiyon değerlendirilir. Gerekli olduğu takdirde düzeltmeler yapılır ve yeniden kayıtlar alınarak tarama ve ayarlamalar için laboratuvara gönderilir. (57, 58)

Üçüncü Randevu

Protez ağız içerisine uygulaması, geleneksel bir tam protez ile tamamen aynıdır. Fit Checker™ (GC America, Alsip, IL) veya basınç gösteren pat, protezin mukozaya oturmasını ayarlamak için kullanılabilir. Okluzal temaslar kontrol edilir ve gerekli görülürse ağız içerisinde okluzal ayarlamalar yapılır. (57, 58)

2.2.3.3. Wieland Dijital Protez (Ivoclar Vivadent, Inc)

Wieland dijital protez sistemi (Ivoclar Vivadent Inc., Schann, Liechtenstein), deneme protezleri için hem frezeleme hem de 3B baskı ile üretim, daimi tam protezler için ise frezeleme ile üretim protokolünü kullanır. İş akışı, klinisyenin tercihinine ve klinik parametrelerin doğrulanması ihtiyacına bağlı olarak üç veya dört randevu şeklinde tamamlanabilir.(57)

Üç randevulu iş akışı

İlk Randevu

Klinik kayıtların alınması için üç yöntem kullanılabilir;

- 1) Hastanın mevcut protezlerinin duplike edilmesi, kenar şekillendirmesi yapılması ardından polivinil siloksan malzeme kullanılarak ölçünün tamlanması ve sentrik ilişki kaydının yapılması
- 2) Isı ile şekillenebilen tek kullanımlık ölçü kaşıkları (Accudent XD) ile polivinil siloksan bir ölçü malzemesi kullanarak ölçünün alınması ve sentrik kaşıkla sentrik ilişki kaydının yapılması

- 3) Sentrik kaşığı kullanarak daimi ölçülerin alınması ve sentrik ilişki kaydının yapılması (57)

Laboratuvar deneme protezlerini frezeleyebilir veya yazdırabilir. Frezeleme tekniği ile üretilmiş monolitik deneme protezleri, beyaz opak poli (metilmetakrilat) (ProArt CAD try-in) bloğundan üretilir. Hem dişler hem de kaide aynı renkten frezelenir. Basılı deneme tam protezleri, birkaç 3B yazıcı kullanılarak basılabilir. Önce dişlerin oturacağı girintilere sahip kaide plağı basılır, ardından dişler basılır ve ikisi bir PMMA reçinesi kullanılarak birbirine yapıştırılır. (57)

İkinci Randevu

Üretilen deneme protezleri retansiyon, stabilite, dudak desteği, orta hat, ön dişlerin görünümü, fonetik, estetik, okluzal dikey boyut ve okluzal düzlem açısından ağız içerisinde değerlendirilir. Protezde bir aşındırma ve değişiklik yapılırsa laboratuvarın ayarlanan alanı yeniden taramasına ve ayarlamaları sanal olarak tasarlanmış protezlere dahil etmesi için yeni bir ölçü alınması ve sentrik ilişki kaydı yapılması önerilir. (57)

Ivoclar sistemi iki tip daimi tam protez sunar:

1) Önceden polimerize edilmiş bir poli(metilmetakrilat) bloğundan (Ivobase CAD) protez kaidesi ve bir çift çapraz bağlı materyal bloğundan (SR Vivodent CAD) dişler frezelenerek üretilir. Frezelenmiş dişler daha sonra özel bir PMMA (Ivobase® CAD bond) kullanılarak frezelenmiş girintilere sahip protez kaidesine yapıştırılır. (57)

2) İki renkli bir disk (Ivotion) frezelenerek monolitik tam protez üretilir. Bu disk; bir tarafı yüksek darbe için optimize edilmiş PMMA'dan yapılan protez kaide malzemesinden, diğer tarafı ise dolgu maddesi içermeyen yüksek oranda çapraz bağlı PMMA'dan yapılmış diş malzemesinden oluşur. Tam protezlerin sanal tasarımının ardından iki renkli disk kesintisiz bir şekilde frezelenir. (57)

Üçüncü Randevu

Tam protezlerin ağza uygulanması yapılır ve geleneksel tam protezlere benzer şekilde ağız içerisinde ayarlamalar yapılabilir. (57)

Dört Randevulu İş Akışı

İlk Randevu

Isı ile şekillenebilen tek kullanımlık ölçü kaşıkları (Accudent® XD) veya tek kullanımlık dişsiz ölçü kaşıkları kullanılarak maksiler ve mandibular ilk ölçüler alınır. Bu ilk ölçüler polivinil siloksan veya hidrokolloid bir ölçü maddesi kullanılarak alınabilir. Üretici firmanın sağladığı bir sentrik ilişki tablası kullanılarak dikey boyut ve sentrik

ilişki pozisyonu kaydedilir. Papillametre olarak da bilinen bir dudak cetveli (Candolor AG, Glattpark, Switzerland) üst dudağın uzunluğunu, dişlerin insizoservikal boyutunu ve kesici dişlerin kesici kenarlarının konumunu kaydetmek için ağza yerleştirilir ve dişler arası mesafe (burun kanatları arası genişlik) üretici tarafından sağlanan bir cihazla ölçülür. Dudak cetvelinden, dişler arası ölçümden ve sentrik ilişki tablasından elde edilen bilgiler, entegre oklüzyon plakaları ile özelleştirilmiş ölçü kaşıklarının üretimi için temel oluşturur. (57)

Bu aşamada bir UTS CAD cihazı (temel bir facebow), hekimin Camper çizgisini (okluzal düzlemin camper düzlemine göre açısı) ve gözbebekleri arasındaki çizgiyi ölçmesine yardımcı olmak için sentrik ilişki tablasının koluna sabitlenir. İlk ölçüler, sentrik ilişki tablası, Camper çizgisi, gözbebekleri çizgisi, dudak cetveli ve dişler arası mesafe seçilen diş rengiyle birlikte laboratuvara gönderilir. Laboratuvarda ölçüler ve sentrik ilişki kaydı taranır ve elde edilen bilgiler sayesinde hastaya özel oklüzyon düzlemi belirlenir. Daha sonra ikinci ölçü uygulaması için entegre oklüzyon plakaları da içeren özelleştirilmiş ölçü kaşıkları tasarlanır. Oklüzyon plakaları ayrıca, gotik ark kaydı yapmak için Gnathometer CAD'in stabilizasyonuna izin veren bir girinti içerir. Tasarımı tamamlanan kaşıklar bir PMMA bloğundan (ProArt CAD try-in) frezelenerek üretilir. (57)

İkinci Randevu

Frezelenerek üretilmiş özel ölçü kaşıklarının ölçü yüzeyleri adeziv ile kaplanır ardından kenar şekillendirmesi yapılır ve polivinil siloksan ölçü malzemesi kullanılarak ikinci ölçü işlemi tamamlanır. Daha önce kaydedilen Camper çizgisi ve gözbebekleri arasındaki çizgi değerlerinin tekrar doğrulanması için UTS CAD cihazı kullanılır. Hastanın maksiller insizal kenar konumu, dudak desteği, orta hat ve dudak hattı belirlenir ve kaydedilir. Gnathometer CAD, oklüzyon plakalarına sabitlenir. Sentrik ilişki, Gotik ark ile belirlenir ve kapanış kayıt materyali ile kaydedilir. Dezenfeksiyon işlemlerinin ardından oklüzyon plakaları ve fonksiyonel ölçü, tüm kaydedilen değerlerle birlikte taranmak üzere laboratuvara gönderilir. (57)

Laboratuvarda sanal modeller üzerinde analiz yapılır ve Ivoclar Vivadent yazılım programında bulunan protez diş kitaplığından istenen dişler seçilir. Protez programı, Spee ve Wilson eğrilerini kullanarak sanal bir diş dizilimi önerir. Önerilen diş dizilimi, tedaviyi yapan diş hekiminin ve hastanın isteklerine göre değiştirilebilir ve ardından protezlerin dişeti kısmının kişiselleştirilmesi sağlanır. (57)

Üçüncü Randevu

Fonetik, estetik, dikey boyut, oklüzyon ve retansiyonu doğrulamak için frezelenmiş bir monolitik PMMA deneme protezi üretilir ve ağızda prova edilir. Bu aşamada, orta hatta, dişlerin pozisyonuna, sentrik ilişki ve dikey boyuta yönelik düzeltmeler, doğrudan deneme protezi üzerinde yapılabilir veya laboratuvara bildirilebilir. Protezin dokulara temas eden yüzeyinde veya oklüzyonda düzeltmeler yapılırsa, polivinil siloksan ölçü alınması ve interoklüzal kayıt yapılması ve yeniden tarama ve ayarlamalar için laboratuvara gönderilmesi önerilir. (57)

Dördüncü Randevu

Protezlerin hasta ağızına uygulaması geleneksel tam protezlerle aynıdır. Fit Checker™ (GC America, Alsip, IL) veya basınç gösteren pat, protezin mukozaya oturmasını ayarlamak için kullanılabilir. Oklüzal temaslar kontrol edilir ve gerekirse ağız içinde ayarlamalar yapılır. Protezler arasındaki oklüzal temaslardaki önemli eşitsizlik, remount prosedürü kullanılarak ayarlanabilir. (57)

2.2.3.4. Ceramill Tam Protez Sistemi (Amann Girrbach AG)

Ceramill® tam protez sistemi (FDS) (Amann Girrbach AG, Koblach, Avusturya) laboratuvar teknisyenleri için tasarlanmış bir sistemdir. Ceramill sisteminin dijital iş akışı laboratuvarında başlamaktadır. (58, 59)

Birinci Randevu

Maksilla ve mandibulanın ölçüleri alınır ve çeneler arası ilişkiyi kaydetmek ve yüz arkı transferini sağlamak için kaide plakları üretilmek üzere laboratuvara gönderilir. (59)

İkinci Randevu

Yüz arkı ve çeneler arası ilişki kaydı yapılır. Dikey boyut, uygun dudak desteği, gülme hattı, köpek dişlerinin pozisyonları, orta hat ve ön dişlerin pozisyonları belirlenir. Daha sonra bu kayıtlar laboratuvara gönderilir ve alçı modeller Amann Girrbach artikülatörüne alınır. Her alçı model optik 3B tarayıcı (Ceramill Map400, Amann Girrbach AG) kullanılarak önce ayrı ayrı taranır, ardından interoklüzal kayıt bir transfer standına (Ceramill Transferkit) yerleştirilir ve modellerin konumu tasarım yazılımına aktarılır. Tam protezleri tasarlamak için Ceramill D-Flow yazılımı kullanılır. Sanal tasarım anatomik yer işaretlerini, diş düzenlemesini ve diş setinin seçimini içerir. Kulzer (Pala Premium 6, Pala Mondial 6 ve 8 ve Pala Idealis 8), Vita Vionic Solutions

(VITAPAN Excell® ve VITAPAN Lingiform®) ve Merz Dental (Polystar® seçim sürümü Anteriors ve DeltaForm® posteriors) olmak üzere üç farklı üreticiden protez dişler kullanılabilir. Yazılım seçilen diş setini otomatik olarak alveolar krete uyarlayacaktır. Ön dişler estetik gereksinimlere göre istenilen şekilde dijital olarak konumlandırılır. Diş setinin ardından tam protezin diş eti bölümü yazılım tarafından otomatik olarak tasarlanır. (57-59)

Maksiller ve mandibular kaide tabanları su soğutmalı 5 eksenli bir frezeleme makinesi (Ceramill® Motion 2) ile dişeti renginde bir mum bloğu (Ceramill D-Wax, Ceramill Motion 2; Amann Girrbach) kullanılarak frezelenir. Daha sonra dişler, kaide tabanları üzerindeki yerlerine mum ile bağlanır. Deneme protezleri klinisyene prova için gönderilir. (58, 59)

Üçüncü Randevu

Deneme protezleri hasta ağızında estetik, fonetik ve fonksiyon açısından değerlendirilir. Klinik duruma bağlı olarak dişler, dişlerin bazal yüzeyleri frezelenerek modifiye edilebilir. Gerekli ayarlamalar yapıldıktan sonra daimi protezlerin üretimi için laboratuvara gönderilir. Tam protezler geleneksel yöntemlerle üretilir. (58, 59)

Dördüncü Randevu

Tam protezlerin hasta ağızına uygulaması geleneksel tam protezlerle aynıdır. Fit Checker™ (GC America, Alsip, IL) veya basınç gösteren pat mukozaya oturmasını ayarlamak için kullanılabilir. Okluzal temaslar kontrol edilir ve gerekli görülürse ağız içi aşındırma yapılarak ayarlanır. (57)

2.2.3.5. Baltic Protez Sistemi (Merz Dental)

Baltık Protez Sistemi (BDS), dijital protez sistemlerini Ceramill FDS ile entegre etmek için Amann Girrbach® ile de ortaklık kurdu. Bu sistem sadece 2 randevuda tam protez üretebilmek için tasarlanmıştır. (57)

Bu sistemde farklı palatal genişlik ve diş boyutlarına sahip küçük, orta ve büyük olmak üzere 8 farklı konfigürasyonda maksiler ve mandibular ayarlanabilir BDKEY Set bileşenleri bulunur. (57, 59)

Birinci Randevu

Ölçüler, BDKEY kaşıkları kullanılarak alınır. Maksiller kaşığa takılan yüz arki, gözbebekleri arasından geçen hattı ve Camper çizgisini kaydetmeye yardımcı olurken, dikey gösterge ise orta hattı kaydetmeye yardımcı olur. Çene ilişkisinin kaydı özel bir

cihaz olan BDKEY Lock ile yapılır. Plaklarda bulunan dişler sayesinde estetik, dudak desteği, diş dizimi ve interoklüzal mesafe değerlendirilir ve bunlar aynı zamanda deneme protezi görevi görür. (57, 59)

Laboratuvara gönderilen kayıtlar Amann Girrbach® Ceramill Map400 optik 3B tarayıcıda taranır ve ardından BDCreator yazılımı ile protezlerin sanal tasarımı yapılır. Tasarım onayından sonra, protez 5 eksenli bilgisayarlı sayısal kontrollü bir makinede frezelenir. Protez kaidesi çapraz bağlı polimetil metakrilattan (PMMA) yapılır ve dişler lingualize okluzyon düzenine sahiptir. (57, 59)

İkinci Randevu

Tam protezlerin hasta ağızına uygulaması geneksel tam protezlerle aynıdır. Okluzal ayarlamalar ağız içerisinde yapılabilir. (57, 59)

2.2.3.6. VITA Vionic (VITA Zahnfabrik)

Vita, dijital takma diş sistemini Amann Girrbach® Ceramill ile entegre etti. VITA Vionic sistemi, kullanılan tarama cihazına bağlı olarak, model üzerinde veya ölçü üzerinde tarama yapılarak kullanılabilir. Sistem esnektir ve kullanıcının aşına olduğu protokole uyum sağlayabilir. Sistemin avantajı diş hekiminin, rutinini değiştirmeden dijital tam protez kaidelerinin sağladığı avantajlardan yararlanabilmesidir. Geleneksel üretim protokolü beş seans olmasına rağmen diş hekiminin deneyimine bağlı olarak seans sayısını üçe indirme seçeneği de vardır. Açık sistem, var olan tarayıcıların, yazılımların ve kazıma cihazlarının entegrasyonuna izin verse de, dijitalleştirme süreci sisteme özgü ve özelleştirilmiş değildir. Bu nedenle bu sistemin en büyük zorluğu, bir diş laboratuvarı ile pratik ve işlevsel bir iş akışı oluşturmak olabilir. (57, 62)

Azaltılmış seans protokolünde ilk seansta anatomik ölçü alınır, ikinci seansta fonksiyonel ölçü alınır ve dikey boyut ve sentrik ilişki kaydı yapılır, üçüncü seansta ise protezin hasta ağızına uygulaması gerçekleştirilir. Tüm bu aşamalar geleneksel olarak kaydedilir ve sonrasında dijitalleştirilir. Deneme protezi VITA mum disklerinden frezelenerek üretilebilir. (59, 63)

2.2.3.7. Dentsply Dijital Protez Sistemi (Dentsply Sirona)

Dentsply Sirona sisteminde modeller inEos X5 tarayıcısı ile taranır ve ardından inLab CAD SW 20.0 yazılımı kullanılarak tasarlanır. Sistemin diş kitaplığından uygun dişlerin seçimi veya dişlerin özelleştirilerek yeniden tasarlanması şeklinde iki farklı diş

seçeneği sunar. Dijital protezler frezeleme teknolojisi veya 3B baskı teknolojisi kullanılarak üretilebilir. (57)

2.2.4. Dijital Tam Protezlerin Avantajları

Dijital protezlerin avantajları aşağıdaki şekilde sıralanabilmektedir;

- Geleneksel üretim yöntemlerine bağlı olarak oluşan değişken protez kalitesinin ortadan kalkması ve tüm aşamaların dijitalleşmesiyle birlikte daha sabit kalitede protezlerin üretilebilmesi

- Randevu sayılarının azalması

- Dokuya adaptasyonun artması

- Önceden polimerize edilmiş PMMA bloklarının mikro gözenekliliğinin azalması

- Okluzyonun daha az okluzal ayarlama gerektirmesi

- Candida albicans birikiminde azalma

- Dijital ortamda protezlerin saklanması ve bir sorun oluştuğunda aynı protezin yeniden üretilebilmesi ve bu sayede adaptasyon probleminin ortadan kalkması

- Hastanın veya klinisyenin gereksinimlerini karşılayamadığı noktada, kullanılan dişler veya protez kaidesi kullanılarak geleneksel yöntemlere geçiş sağlanabilmesi

- Laboratuvar adımlarının azalması, teknisyenin alçı dökmek ve artikülatör gibi adımlarla uğraşmadan dijital ortamda protezi tasarlaması

- Teknisyenin geleneksel yöntemde olduğu gibi PMMA reçinesini karıştırmak zorunda kalmaması ve monomere maruz kalmaması

- Tam dişsiz hastalar üzerinde yapılan araştırmaların standardize edilebilmesi (60, 63-67)

2.2.5. Dijital Tam Protezlerin Dezavantajları

Dijital tam protezlerin sınırlamaları ve dezavantajları şu şekilde sıralanabilmektedir;

- Okluzal dikey boyut, maksilomandibular ilişki, dudak desteği ve maksiller insizal kenar konumunun optimal olarak değerlendirilmesinin zor olması

- Mandibular okluzal düzlemi oluşturmanın zor olması

- Dişlerin protez kaidesine manuel olarak yapıştırıldığı sistemlerde, dengeli bir okluzyonun sağlanabilmesi için remount prosedürü gerekmesi

- İki randevulu sistemlerde prova seansının yapılamaması

- Mevcut malzeme ve laboratuvar maliyetlerinin geleneksel yöntemlere göre yüksek olması (65, 66)

2.3. Yumuşak Astar Maddeleri

2.3.1. Yumuşak Astar Maddelerinin Tarihçesi

Kayıtlara geçen en eski yumuşak astar ‘doğal kauçuk’, 1869’da Twitchel tarafından kullanılmıştır. 1940’ta ‘velum’ olarak bilinen yumuşak doğal kauçuk vulkanitle beraber obturatör, yarık damak protezleri ve alt tam protezlerin yapımında kullanılmıştır. Ancak bu malzeme gözenekli yapısından dolayı yüksek su emme özelliğine sahipti ve bir süre sonra kullanımı uygunsuz hale gelmiştir. (68-70)

1940’ların sonlarında Lammie ve Storer, %35 metilmetakrilat ve %65 bütilester akrilik asitten oluşan bir polimer olan Plastupalat adlı bir Alman ürününü tanımlamıştır. Ancak bu malzeme ile akrilik reçineli protez kaidesi arasındaki bağ kuvveti iyi değildi ve aşınmaya karşı gösterdiği düşük direnç kullanımını sınırlamıştır. (68)

1945’te Matthews, ilk sentetik yumuşak astar malzemesi olarak bir plastizerle kullanımı uygun olan polivinil klorid tozunu di-n-bütülfitalat plastizeriyle kullanmıştır. Ancak plastizer dışarı sızdığı için kısa sürede (6-12 ay) sertleşme görülmüştür. (68, 70, 71)

1961’de Witcherle ve Lim, Softdent adını verdikleri yeni bir yumuşak astar malzemesi geliştirmiştir. Glikol melakrilat ester içeriğine sahip bu hidrofilik jel, suya daldırıldığında yavaş yavaş şişerek %37’lik nihai su içeriğiyle yumuşak hale gelmiştir. Ancak laboratuvar ve klinik çalışmalar, hacmindeki sürekli değişiklikler nedeniyle yumuşak bir astar malzemesi olarak uygunluğu konusunda şüphe uyandırmıştır ve bu sebeple piyasadan çekilmiştir. (68)

1960’ların sonlarında polidimetil siloksan bazlı silikon kauçuk malzemedan yapılmış daha dayanıklı, esnek yumuşak astar malzemeleri piyasaya sürüldü. O dönemde 2 yaygın malzeme kullanılmıştır; bunlardan biri Silastic 390 ve Silastic 616 (Dow Corning, Midland, Michigan), bir diğeri ise günümüzde hala kullanılmakta olan Molloplast B (Buffalo Dental Manufacturing Co, Syosset, New York). (69, 70)

2.3.2. İdeal Bir Yumuşak Astar Maddesinin Sahip Olması Gereken Özellikler

İdeal bir yumuşak astar materyalinin sahip olması gereken özellikler ilk olarak 1961 yılında Graig ve Gibson tarafından belirtilmiştir.

- 1) Geleneksel laboratuvar ekipmanları kullanılarak kolayca uygulanabilmelidir
- 2) Uygulama sırasında minimal boyutsal değişiklik göstermeli ve bu değişiklik protez kaide malzemeleri ile aynı oranda olmalıdır
- 3) Su emilimi minimum düzeyde olmalıdır. Su emilimi yüksek olursa protez kaide ara yüzünde şişme ve gerilme meydana gelebilir ve bunun sonucunda distorsiyonda artma, bağlanmada azalma ve hijyen problemleri ortaya çıkabilir
- 4) Tükürükte çözünürlüğü minimum düzeyde olmalıdır. Özellikle akrilik esaslı yumuşak astar materyallerinde kullanılan plastizerlerin sızması durumunda tükürükte çözünmesi minimum olmalıdır
- 5) Rezilientliğini korumalıdır. Rezilient derecesi malzemenin kimyasal bileşenine ve yumuşak astarın kalınlığına bağlıdır. Yumuşak astarın kalınlığının 2-3 mm olması gerekmektedir
- 6) Kaide plağı malzemesiyle bağlantısı yeterli olmalıdır. Kullanım esnasında kolayca ayrılması kullanım ömrünü ve hasta memnuniyetini azaltır ve temizlenmesi zor bölgelerde plak birikimi hızla gerçekleşir ve protez hijyeni bozulur
- 7) Yırtılmaya karşı direnci yüksek olmalıdır
- 8) Tesviye ve cilalama işlemlerine uygun olmalı
- 9) Kolay temizlenebilir olmalı, protez temizleyicilerinden olumsuz etkilenmemelidir
- 10) Toksik olmamalı, kokusuz ve tatsız olmalıdır.
- 11) Estetik olarak kabul edilebilir olmalı ve rengi protez kaidesinin rengiyle uyumlu olmalıdır
- 12) Yumuşaklığı kalıcı olmalıdır (8, 68, 70-72)

2.3.3. Yumuşak Astar Maddelerinin Endikasyonları

- 1) Yaşlanma ve patolojik değişikliklere bağlı olarak mukoperiostal dokuların kalınlığında meydana gelen azalma sonucu protez kaidesinin oturduğu dokularda oluşan sorunları azaltmak ve kaybedilen konforu geri kazandırmak amacıyla kullanılmaktadır.
- 2) Kret atrofisi ve rezorpsiyonu sonucunda özellikle alt çenede mental foramen ve mandibular kanal yüzeye yaklaşır. Böyle vakalarda kretler bıçak sırtı gibidir ve yük, sert bir kaide plağı aracılığıyla uygulandığı zaman ağrı duyulur. Protezin ilgili sinirlere ve kan damarlarına basınç uygulamasını önlemek amacıyla kullanılmaktadır.

3) Diş çekimi sonrasında meydana gelen düzensiz kemik çıkıntıları varlığında basıncın lokal olarak azaltılması amacıyla kullanılmaktadır. Aynı zamanda mandibular torus ve keskin mylohyoid çıkıntılarının varlığında da kullanılmaktadır.

4) Okluzal yüklerin mukoperiostal dokular üzerinde vuruş oluşturmasını engellemek veya azaltmak amacıyla kullanılmaktadır.

5) Andırkat alanlarının varlığında ve bu doku andırkatlarının cerrahi olarak düzeltilmesinin kontrendike olduğu durumlarda protezin tutuculuğunu arttırmak ve rotasyonel giriş yolu sağlamak amacıyla kullanılmaktadır.

6) Toruslar ve bastırılabilirliği az olan median palatal rafe gibi rölief gerektiren alanlarda basıncı azaltmak ve irritasyonu önlemek amacıyla kullanılabilir. (8, 9, 68, 70, 71, 73-76)

7) Konjenital veya kazanılmış defektlerin rehabilitasyonunda kolaylıkla irrite olan hassas dokuları travmatize ve irrite etmeden retantif protezlerin yapımında kullanılmaktadır.

8) Radyasyon tedavisi görmüş hastalarda zayıflamış destek dokulara gelen yüklerin dağıtılmasında kullanılmaktadır.

9) Ağız kuruluğu olan hastalarda tükürük eksikliği ağrının artmasına yol açabileceğinden ve ayrıca protezlerin retansiyonunun azalmasına neden olabileceğinden bu vakalarda kullanılabilir. (8, 9, 68, 70, 71, 73-76)

10) Alveol kemiği üzerinde ileri derecede hipertrofik ve hiperplastik bağ dokuları olduğu vakalarda basıncı azaltmak amacıyla kullanılmaktadır.

11) İmplant tedavisi sonrasında implant bölgesini kaplayan doku üzerine gelen kuvvetleri en aza indirmek için kullanılabilir. (8, 9, 68, 70, 71, 73-76)

12) Doğal dişli bir kavsin karşısında yüksek çigneme kuvvetlerine maruz kalan tek tam protezlerin varlığında doku üzerine gelen yükün hafifletilmesinde kullanılabilir. (8, 9, 68, 70, 71, 73-76)

2.3.4. Yumuşak Astar Maddelerinin Avantajları

- 1) Protez tutuculuğunu arttırırlar.
- 2) Aşırı basınçları absorbe ederek rezorpsiyonu azaltırlar.
- 3) Sağlığını kaybetmiş ancak bu durumun dönüşebilir düzeyde olduğu vakalarda, destek dokular üzerinde vibromasaj etkisiyle kan dolaşımını uyararak kısa sürede iyileşme sağlarlar.

4) Protez kaide plağı altındaki destek dokularda biyolojik hücre faaliyetlerinin normal olarak devamını sağlarlar.

5) Çiğneme performansını ve ısırma kuvvetini artırır ve çiğneme ritmini iyileştirirler. (71, 77, 78)

Yumuşak astar maddelerinin avantajlarının geçerli olabilmesi için esnekliklerinin devam etmesi gerekir. (71)

2.3.5. Yumuşak Astar Maddelerinin Dezavantajları

1) Maddenin yumuşaklığını kaybederek sertleşmesi: Akrilik esaslı yumuşak astar maddeleri, plastizör içermeleri nedeniyle zaman içerisinde yumuşaklıklarını kaybederek sertleşirler. Silikon esaslı yumuşak astar maddeleri ise plastizör içermez veya çok az içerir. Ancak tüm yumuşak astar maddelerinin zaman içerisinde yumuşaklıklarını kaybederek sertleştikleri bilinmektedir. Sıcak ve soğuk gıdalardan kaynaklanan termal etkiler de sebep olabilmektedir. (8, 68, 74)

2) Kaide plağı ile bağlantısının zayıf olması: En sık karşılaşılan sorun maddenin bir süre sonra akrilik kaideden ayrılmasıdır. Yumuşak astar maddelerinin bağlantı kuvvetleri, klinik kullanım sonucunda zaman içerisinde maruz kaldıkları kuvvetler, su absorpsiyonu, protez temizleyici kullanımı, besin maddelerinin absorpsiyonu, kimyasal yapıları ve adeziv ajanlara bağlı olarak değişik miktarda azalma gösterir. (8)

3) Protez kaidesinin kırılması: Yumuşak astar maddelerinin stresi absorbe edebilmesi ve dağıtabilmesi için belli bir kalınlıkta olması gerekmektedir. Gerekli olan bu yeri sağlamak amacıyla protez kaidesinin iç yüzeyinden bir miktar madde kaldırılır; bu da protez kaidesinin zayıflamasına ve rijitliğinin azalmasına neden olur. Özellikle kretler arası mesafenin yetersiz olduğu durumlarda protezin kırılma olasılığı daha fazladır. Kretler arası mesafenin 5mm'nin altında olduğu durumlarda yumuşak astar maddesinin kullanılması tavsiye edilmemektedir. (8, 68, 75)

4) Boyutsal stabilitenin değişmesi: İçeriğindeki plastizörler ve diğer çözünebilir bileşenlerin zaman içerisinde çözünmesi ve su ya da tükürük absorbe etmeleri sonucu boyutsal stabilite etkilenir. (68, 75)

5) Mantar üremesi (Beyaz nokta fenomeni): Yumuşak astar maddeleri yapıları nedeniyle mantar üremesini desteklemedikleri halde, pürüzlü yapıları ve eksik hijyen nedeniyle mantar oluşumuna maruz kalırlar. Mikroorganizmalar önce astarın

yüzeyine yapışır ve daha sonra materyalin içine nüfuz ederler. En fazla üreyen mantar ise *Candida albicans*'tır. Özellikle silikon esaslı yumuşak astar maddelerinde bu durum daha fazla görülmektedir. (8, 9)

6) Renk stabilitesi: Uzun süreli kullanımdan sonra suyun emilmesi, bileşenlerin çözünmesi ve intrinsik pigmentlerin bozulması ile renk değişikliği gözlemlenir. Yenilen içilen besinleri, tütünü ve protez temizleyicilerini absorbe ederek kahverengi ve beyazımsı bir renk alırlar. (8, 9, 79)

7) Maliyet ve uygulama problemleri: Yumuşak astar maddesi uygulanan bir protezin maliyeti klasik akrilik kaideli bir protezin maliyetinden daha yüksektir. Laboratuvar işlemleri karışık ve zaman alıcıdır. Polisaj işleminde sert kaide ile yumuşak astar bağlantı bölgesinde aşırı ısınma meydana gelebilir ve yırtılma gibi problemler oluşabilir. (68, 75)

8) Temizleme sorunu: Oksijen salınımı olan protez temizleyicileri akrilik esaslı yumuşak astar maddelerinin yüzeyini bozar. Fırçalama ise silikon esaslı yumuşak astar maddelerinin bağlantısını bozar. Yumuşak astar maddelerinin günlük bakımında hipoklorit temizleyicilerin kullanılması gerektiği bildirilmiştir. (68)

2.3.6. Yumuşak Astar Maddelerinin Sınıflandırılması

Bu materyaller genel olarak hazırlanış şekilleri, kullanım amaçları ve kimyasal yapıları esas alınarak sınıflandırılmaktadır. (80)

2.3.6.1. Hazırlanış Şekillerine Göre

2.3.6.1.1. Oda Sıcaklığında Polimerize Olanlar

Oda sıcaklığında polimerize olan yumuşak astar maddeleri akrilik ve silikon esaslı olmak üzere iki grupta incelenmektedirler. Oda ısısında sertleşen (otopolimerize) yumuşak astar maddeleri hasta ağızında direkt olarak uyumlanabilmeleri, uygulamalarının kolay olması ve ekonomik olmaları nedeniyle ısıyla sertleşen astar maddelerine bir alternatif olarak gösterilmektedir. (8, 71)

2.3.6.1.2. Isıyla Polimerize Olanlar

Isıyla polimerize olan yumuşak astar maddeleri de akrilik ve silikon esaslı olmak üzere iki grupta incelenmektedirler. Isıyla polimerize olan astar maddeleri düşük su emilimi ve çözünürlük oranlarına bağlı olarak oda ısısında polimerize olan astar

maddelerine göre daha az renk, boyut, elastikiyet değişikliği ve kötü koku oluşumu gösterirler. (8, 71)

2.3.6.1.3. Işıklı Polimerize Olanlar

Poliizopren bazlı ışıkla sertleşen astar malzemesi yakın zamanda geliştirilmiştir. Işıklı polimerizasyon klinisyene astar uygulama prosedürünün kontrolü için yeterli zaman sağlar. (77)

2.3.6.2. Kullanım Amaçlarına Göre

ISO yumuşak astarlarla ilgili 2 uluslararası standart yayınlamıştır. Kısa süreli yumuşak astar malzemeleri yumuşaklık ve elastikiyetini 30 güne kadar koruyabilen, uzun süreli yumuşak astarlar ise 30 günden daha uzun süreli kullanılabilen malzemeler olarak kategorize edilmiştir. (81, 82)

2.3.6.2.1. Geçici Amaçla Kullanılan Yumuşak Astar Maddeleri

Geçici amaçla kullanılan yumuşak astar maddeleri akrilik esastır ve oda sıcaklığında hazırlanırlar. Kullanım süreleri birkaç hafta ile birkaç ay arasında değişir, ancak bu süre materyallerin yapılarına göre değişiklik gösterebilir. Protez yenileninceye kadar ya da daimi astarlama yapıncaya kadar eski protezlerin uyumlanmasını ve rahat bir şekilde kullanılmasını sağlar. (71)

Garcia ve arkadaşları, kısa süreli kullanılan yumuşak astar maddelerini, cerrahi ya da diagnostik işlemlerden sonra, immedat protezlerinin uyumlanmasında ve diğer geçici durumlarda bir ay süreyle kullanılan ‘doku iyileştiriciler ve geçici yumuşak astarlar’ olarak tanımlamaktadır. (69)

2.3.6.2.2. Daimi Amaçla Kullanılan Yumuşak Astar Maddeleri

Günümüzde kullanılan daimi yumuşak astar maddeleri genellikle ısı ile polimerize olurlar. Ortalama ömürleri maddenin cinsine göre 6 ay ile 5-6 yıl arasında değişir. (71)

2.3.6.3. Kimyasal Yapılarına Göre

Kimyasal yapılarına göre yumuşak astar maddeleri, çeşitli araştırmacılar tarafından farklı şekillerde sınıflandırılmıştır; (71)

Zaimoğlu ve arkadaşları, 1993 yılında kimyasal yapılarına göre yumuşak astar maddelerini aşağıdaki gibi sınıflandırmıştır:

- Akrilik esaslı rezinler
- Vinil rezinler
- Silikon lastikler (83)

Richard Von Noort, yumuşak astar maddelerini aşağıdaki gibi sınıflandırmıştır:

- Silikon lastikler
- Akrilik esaslılar
 - Zamanla plastikleştiricileri sızan sistemler
 - Polimerize plastikleştiricili sistemler (84)

Braden ve arkadaşları 1995 yılında bu maddeleri aşağıdaki gibi sınıflandırmıştır:

- Akrilik rezin materyaller
 - Isıyla polimerize olan akrilik materyaller
 - Oda ısısında polimerize olan akrilik materyaller
- Silikon elastomerler
 - Isıyla polimerize olan silikon elastomerler
 - Tek pat silikon lastik
 - İlave polimerizasyonlu silikon lastik
 - Fluorosilikon
- Polifosfazin elastomerik sistem
- Deneysel sistemler
 - Doğal lastik (Polimetil metakrilat (PMMA) kopolimer sistem)
 - Toz halinde elastomer eklenmiş akrilik sistem
 - Fluoropolimer (73)

McCabe'e göre yumuşak astar maddeleri aşağıdaki gibi sınıflandırılmıştır:

- Akrilik esaslı
 - Oda ısısında sertleşen
 - Isıyla sertleşen
- Silikon esaslı
 - Isıyla sertleşen
 - Oda ısısında sertleşen
 - İlave polimerizasyonlu silikon lastik
 - Kondanse silikonlar
- Polifosfazin (13)

Voronov'a göre yumuşak astar maddeleri aşağıdaki gibi sınıflandırılmıştır:

-Kimyasal yapılarına göre:

Rubber

Akrilik

Polivinilklorid

Poliüretan

Floroelastomerik

-Polimerizasyon şekline göre:

Oda ısısında polimerize

Isı ile polimerize

Işık ile polimerize

Yüksek frekanslı enerji kullanılarak polimerize (85)

2.3.6.3.1. Doğal Kauçuk ve Türevleri

Yumuşak doğal kauçuklar ilk olarak 1869 yılında yumuşak astar maddesi olarak kullanılmıştır. Kendisini akrilik kaide plağına bağlayan bir ajanla bir arada bulunmaktaydı. Ancak kısa sürede tükürük emmesi, estetik kalitesinin kötü olması, fabrikasyon güçlüğü ve kaide maddesine bağlantısıyla ilgili sorunların ortaya çıkması nedeniyle artık kullanılmamaktadır. (8, 71)

2.3.6.3.2. Polivinil Reçineler

İdeal bir yumuşak astar maddesi bulmak için yapılan çalışmalar sırasında düşünülen ilk sentetik madde vinil kopolimerlerdir. Poli-vinil klorür (PVC) ve poli-vinil asetat (PVA) olmak üzere iki şekilde kullanıma sunulmuşlardır. (8, 71)

Poli-Vinil Klorür: Isı altında pişirilen bu maddeler önceden hazırlanmış yapraklar halinde veya toz ve likit şeklinde kullanılmaktadır. (8, 71)

Poli-vinil Asetet: Poli-vinil klorür polimerizasyon için 100 °C'nin üzerinde ısıya ihtiyaç duyar. Ancak bu sıcaklıkta akriliğin yapısı bozulur. Bu dezavantajlar nedeniyle yeni bir madde olarak poli-vinil asetat piyasaya sürülmüştür. (8, 71)

Ağız ortamında PVC kırılğan bir yapıya sahipken PVA esnek ve yumuşaktır. PVC'nin yapısında bulunan yumuşatıcı maddenin dış ortama sızması sonucu sertleşme ve kopma gösterdiği bildirilmiştir. PVA'nın ağız ortamında kısa sürede sertleştiği ve yüzeyinde kısa sürede çatlaklar oluştuğu görülmüştür. (8, 71)

2.3.6.3.3. Hidrofilik Akrilik Reçineler

Bu maddeler ağız dışında sert ve cilalanabilen bir kıvamda iken ağız ortamında su emerek yumuşak bir kıvama gelir. Bu maddeler hacminin %20'si oranında suyu absorbe edebilme özelliğine sahiptir. Ancak bu durum maddenin özelliklerini olumsuz yönde etkiler. Hızlı renk değiştirme, yırtılma ve kaideden ayrılma gibi dezavantajları vardır. (8)

2.3.6.3.4. Poliüretanlar

Metil ve n-bütül metakrilat monomerlerinin poli fosfazin ile reaksiyonu sonucu oluşurlar. Poliüretanlar zamanla sertleşmez ve akrilik kaide plağına iyi bağlanma gösterirler ancak oldukça güç ve ileri teknoloji bir laboratuvar işlemi gerektirirler. Bu maddelerin ağız içerisinde kullanılmaları sonucu besin maddelerinden oldukça fazla etkilendiği ve birkaç ay gibi kısa bir sürede koyu kahverengi bir renk aldıkları görülmüştür. Bu durumun yüz protezi uygulamalarında görülmediği ve ağız dışı uygulamalarda ideal bir madde niteliğinde olduğu bildirilmiştir. (8)

2.3.6.3.5. Yumuşak Akrilikler

Yumuşak akrilikler, hazırlanış şekillerine göre ısı ile polimerize ve oda sıcaklığında polimerize olmak üzere iki gruba ayrılırlar. Oda sıcaklığında polimerize olan yumuşak akrilikler genellikle geçici amaçla kullanıma uygunken, ısı ile polimerize olan türleri daha uzun süreli kullanımlarda tercih edilmektedir.

Akrilik esaslı yumuşak astar maddelerinin en önemli sorunlarından biri plastikleştiricilerin zaman içinde çözünmesidir. Plastikleştiriciler azaldıkça elastiklik özelliği azalır ve sonuçta madde zamanla sertleşir. (71)

2.3.6.3.5.1. Oda Sıcaklığında Polimerize Olan Yumuşak Akrilikler

Tozu polimetil metakrilattır ancak likit kısmı herhangi bir metakrilat monomeri içermez. Onun yerine bir aromatik ester (bütül-ftalil bütül glikolat) ve etil alkol karışımından oluşur. Aromatik ester plastikleştirici olarak; etil alkol ise çözücü olarak görev yapar. (84, 86)

Klinikte tek seansta uygulanabilmektedir. Daha fazla artık monomere sahip olması bir dezavantaj olarak görülmektedir. (8)

2.3.6.3.5.2. Isı ile Polimerize Olan Yumuşak Akrilikler

Isı ile polimerize olan yumuşak akrilikler; hazır akrilik tabakalar ve toz-likit sistemleri olmak üzere iki farklı şekilde bulunabilmektedir. (71)

Hazır akrilik tabakalar; polietil metakrilat ve poli asetat kopolimerlerinden oluşan ve akrilik protez kaidesine bir çözücü ile bağlanan tabakalardır. Yüksek su emilimi ve içeriğinin çözünme sonucu bozulması sebebiyle daimi yumuşak astar maddesi olarak tercih edilmemektedir. (71)

Toz- likit sistemlerde ise; toz bir polimetakrilat veya daha yüksek (örneğin etil, bütil) metakrilat polimerden oluşurken likit, metil metakrilat monomeri ve di-n-bütil fitalat plastikleştiriciden oluşur. Plastikleştiricilerin amacı; polimerin sıvıdan katıya geçişi olan cam geçiş sıcaklığını, ağız sıcaklığının altında tutmaktır. Bu sayede ağız ortamında malzeme yarı sıvıdır ve yumuşaktır. Ancak bu plastikleştiriciler, akrilik içerisinde bağlı değildir; bu nedenle zaman içerisinde sızma meydana gelir. Daha yüksek molekül ağırlıklı monomerlerin kullanılması, daha düşük cam geçiş sıcaklığına sahip olduğu için daha yumuşak malzemelerin üretilmesine izin verir. Böylelikle daha az plastikleştirici malzeme kullanılması gerekir ve sızıntının zararlı etkileri azaltılabilir. (13, 68, 87) Parker ve arkadaşları, dioktil maleat gibi polimerize edilebilir plastikleştiricilerin akrilikten, geleneksel plastikleştiriciler kadar kolay sızmadıklarını bildirmiştir. (88, 89)

2.3.6.3.6. Silikon Elastomerler

Silikon elastomerlerin diş hekimliğinde yumuşak astar maddesi olarak kullanılması ile ilgili ilk makale 1955 yılında Kuck tarafından yayınlanmıştır. (90) Günümüzde en sık olarak kullanılan yumuşak astar maddeleri silikon esaslı olanlardır. Ağız ortamında yumuşak olmaları plastizörlerden değil kendi yapılarından kaynaklanır. Bu sebeple yumuşaklıklarını uzun süre devam ettirirler. En önemli dezavantajı ise akrilik kaide plağından ayrılmasıdır. Maddeye yeterli hacmi, viskoziteyi ve dayanıklılığı sağlaması amacıyla doldurucular ilave edilir. Ancak doldurucular yüksek oranda su absorbe eder ve şişer. Bunun sonucunda boyutsal stabilitede değişiklik meydana gelir ve protez kaide plağı ile bağlantısında başarısızlık meydana gelir. Bir diğer dezavantajı ise hipoklorit içeren protez temizleyicileri ile kullanıldığında yüzeyinin zarar gördüğü bildirilmiştir. (8)

Silikon esaslı yumuşak astar maddeleri hazırlanış şekillerine göre oda sıcaklığında polimerize olanlar ve ısı ile polimerize olanlar olmak üzere iki gruba ayrılır.

2.3.6.3.6.1. Oda Sıcaklığında Polimerize Olan Silikon Elastomerler

Oda ısısında polimerize olan silikon elastomerler, kondanse polimerize tipi ve ilave polimerize tipi olmak üzere iki çeşittir. Bunlar ölçü materyali olarak kullanılan ilave ve kondanse tip silikon elastomerlerle benzerdirler. (13)

Çapraz bağlanma reaksiyonu için gereken düşük sıcaklık nedeniyle bu malzemelerin kürlenmesi ağız ortamında gerçekleştirilebilir. Ancak nihai sertliğe birkaç saat sonra ulaşır ve genellikle ısı ile polimerize olan silikon esaslı yumuşak astar maddelerden daha düşüktür. (87)

Kondanse polimerize tipi: Genellikle macun ve likit olarak bulunurlar. Macun kısmı, hidroksil sonlu polidimetil siloksan sıvı polimer ve inert dolgu maddesi içerir. Likit kısmı ise, tetraetil silikat gibi bir çapraz bağlama maddesi ve kalay dilaurat gibi bir katalizörün karışımını içerir. Macun ve likitin karıştırılması sonucu kondanse çapraz bağlanma reaksiyonu meydana gelir ve bu reaksiyonun bir yan ürünü olarak alkol açığa çıkar. Çapraz bağlanma reaksiyonu sonucu macun yapı kauçuğa dönüşür. (13)

İlave polimerize tipi: Son zamanlarda kullanılmaya başlanmışlardır. Bunlar ölçü almada kullanılan ürünlere çok benzerlerdir ve iki pat halinde bulunurlar. Bu patlardan eşit miktarda karıştırılır ya da bu işlem kartuş tabanca sistemi kullanılarak gerçekleştirilir. (13, 71)

2.3.6.3.6.2. Isı ile Polimerize Olan Silikon Elastomerler

Isı ile polimerize olan silikon elastomerler, çapraz bağlanmanın gerçekleştiği asılı veya terminal vinil gruplarına sahip bir polidimetil siloksan polimerden oluşur. Dolgu maddesi içermeyen silikon malzemelerin mekanik özellikleri yetersizdir. Bu sebeple sıvı polimere silika gibi inert dolgu maddeleri ilave edilerek bir macun şeklinde formüle edilir. Dolgu maddesi ve silikon polimeri arasında oluşan bağlar sayesinde sertlik ve mukavemet artar. Ayrıca içeriğinde, çapraz bağlanma reaksiyonunu başlatmak için ısıtıldığında parçalanıp, serbest radikal başlatıcı olan peroksit bulunur. Çapraz bağlanma reaksiyonu, sıvı polimerin viskozitesinde bir artışla birlikte malzemenin elastikiyet kazanmasına neden olur. Akrilik protez kaidesi ile silikon astar maddesi arasındaki bağlantı bir silikon polimer metil siloksan veya aksilan bağlayıcı ile sağlanır. (8, 13, 71, 87)

2.3.6.3.7. Polifosfazin Floroelastomerler

Polifosfazin floroelastomerler, son yıllarda protez yumuşak astar materyali olarak kullanılmaya başlanmıştır. Sakız ağacından üretilen yarı organik bir malzemedir. Levha şeklinde bulunurlar ve ısı ile polimerize silikon ürünlere benzer şekilde manipüle edilirler. Önerilen polimerizasyon şekli 74 °C'de 8 saat veya 74 °C'de 2,5 saat ve ardından 100 °C'de 30 dakikadır. (13)

2.3.6.4. Silikon ve Akrilik Esaslı Yumuşak Astar Maddelerinin Karşılaştırılması

Daimi yumuşaklık farkı: Malzemelerin yumuşaklığını ve elastikiyet özelliğini ölçmek için ISO Standartı (ISO 10139-2) penetrasyon testini kullanır. (91) 4mm kalınlığındaki örnekler, 2mm çapa sahip 100 gramlık bir yüke 30 saniye boyunca maruz bırakılır. 5 saniyelik yüklemenden sonraki penetrasyon derinliği, malzemenin sert, orta ve yumuşak olarak karakterize edilmesinde kullanılır. Malzemelerin elastik veya viskoelastik özellikleri ise penetrasyonun zamana bağlılığı ile tanımlanır. Elastik materyallerde penetrasyon ve penetrasyondaki düzelme zamana bağlı olmadan hızlıca geri döner. Viskoelastik materyallerde penetrasyon ve düzelme zamana bağlıdır. (13)

Silikon esaslı yumuşak astar maddeleri, yapılarında plastikleştirici maddeler bulunmaması ve doğal yapıları sonucu akrilik esaslı yumuşak astar maddelerine oranla daha uzun süre yumuşak kalırlar. (92)

Elastikiyet farkı: Silikon esaslı yumuşak astar maddeleri, akrilik esaslı yumuşak astar maddelerine göre daha elastiktirler. Bu sebeple andırkatlı vakalarda kullanımı daha uygundur. (92)

Su absorpsiyonu farkı: Akrilik esaslı yumuşak astar maddeleri daha çok su emerler.(92)

Mantar üremesi farkı: Silikon esaslı yumuşak astar maddelerinde daha fazla görüldüğü bilinmektedir. (92)

Kaide plağına bağlanma farkı: Akrilik esaslı yumuşak astar maddeleri, akrilik kaide plağına, silikon esaslı yumuşak astar maddelerinden daha iyi bağlanırlar. Silikon esaslı yumuşak astar maddelerinin en büyük dezavantajı olan bu durumun önlenmesi için, laboratuvar işlemlerinin, her maddenin prospektüsünde verilen talimatlara uygun olarak yapılması gerekmektedir. (92)

2.4. Yumuşak Astar Maddelerinin Akrilik Kaide ile Bağlantısı

2.4.1. Yumuşak Astar Maddelerinin Kaide Materyali ile Bağlantısının Değerlendirilmesinde Kullanılan Kavramlar

2.4.1.1. Adezyon ve Kohezyon

Adezyon protez terimleri sözlüğünde; moleküllerin bir maddeye olan fiziksel çekiminden veya temas halindeki cisimlerin yüzeyleri arasında var olan moleküler çekimden kaynaklanan yakınlık özelliği olarak tanımlanmaktadır. (93) Basitçe temas halinde oldukları bir ara yüzde iki malzeme arasındaki etkileşim olarak tanımlanabilir.

Kohezyon ise tek bir yapının atomları ve molekülleri arasında oluşur. İki yüzeyi birbirine yapıştırabilen malzemelere adeziv, bağlantı yüzeylerine ise aderent denilmektedir. İyi bir adezyon için ilk şart, bu yüzeylerin kuru ve temiz olmasıdır. Yüzeyin adeziv tarafından ıslanabilirliği, adezivin viskozitesi ve yüzey pürüzlülüğü gibi faktörler adezyon kuvvetini etkilemektedir. (13, 84)

Adezyon; mekanik, fiziksel ve kimyasal şekilde olabilir veya bunların hepsinin bir kombinasyonu şeklinde gerçekleşebilir. Mekanik adezyon, bağlanma yüzeyindeki mikroskobik girintilere adezivin penetrasyonu şeklinde olmaktadır. Fiziksel adezyon, iki yüzey arasında Van der Waals bağları ile oluşan çekim kuvveti ile sağlanmaktadır. Bu şekilde oluşan bağlantı hızlı gerçekleşmekte ve geri dönüşebilmektedir. Kimyasal adezyonda ise iki atom arasında elektronların paylaşımı olmakta ve kovalent veya iyonik bağlantı oluşmaktadır. En güçlü bağlanma şekli kimyasal adezyondur. (84)

2.4.1.2. Gerilim ve Gerinim

Gerilim, birim alana etki eden kuvvet olarak tanımlanır. Bir malzemeye kuvvet uygulandığında, malzemenin içerisinde bu kuvvete eşit büyüklükte ve zıt yönde bir reaksiyon meydana gelir. Malzeme içerisindeki gerilim, uygulanan kuvvetin etki ettiği alana bölünmesiyle hesaplanır. Gerilimin birimi pascal'dır (Pa). Bu 1 Newton (N)'luk kuvvetin 1 metrekairelik (m^2) alana etki yapması sonucu ortaya çıkar. (94)

Uygulanan kuvvetlerin doğasına ve malzemelerin şekillerine göre gelişen çeşitli gerilim türleri vardır. Bunlar; çekme gerilimi, makaslama gerilimi ve baskı gerilimidir. Çekme ve baskı gerilimi asıl gerilim şekilleridir. Makaslama gerilimi ise hem çekme hem de baskı bileşenleri olan kombinasyon bir gerilim şeklidir. (94)

Direnç, aynı şekil ve boyuttaki malzemelerin ilk plastik deformasyon sergilediği veya kırılmanın meydana geldiği ortalama gerilim seviyesi olarak tanımlanır. Direnç; gerinim hızı, malzemenin şekli, yüzey kalitesi ve malzemenin test edildiği ortam gibi çeşitli faktörlere bağlıdır. (94)

Gerinim, bir gerilime maruz kalan bir malzemenin göreceli deformasyonu olarak tanımlanır. Gerinim, elastik, plastik veya hem elastik hem plastik şeklinde olabilir. Elastik gerinim geri dönüşümlüdür, yani kuvvet kaldırıldığında malzeme tamamen ilk şekline geri döner. Plastik gerinim kuvvet kaldırıldığında dahi azalmayan, malzemenin kalıcı bir deformasyonunu ifade eder. Üçüncü bir olasılık ise, gerinimin kısmen geri kazanılabilir

olmasıdır. İyileşme zamana bağlıdır ve malzemelerin elastik özelliklerine bağlı olarak değişmektedir. (94)

Elastiklik limiti, bir malzemenin kuvvet bırakıldığında orijinal boyutlarına dönecek şekilde maruz kalabileceği en büyük gerilim olarak tanımlanmaktadır. (94)

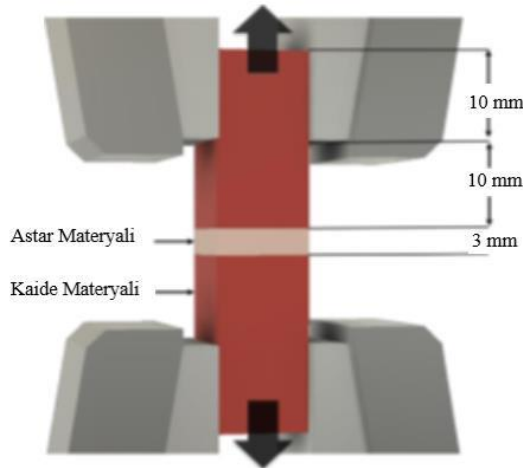
2.4.1.3. Reziliens

Reziliens, bir malzemenin herhangi bir kalıcı deformasyona uğramadan emebileceği enerji miktarıdır. Rezilient materyallerde, kuvvet uygulandığında enerji materyalin bünyesine alınır ve kuvvetin kalkmasıyla enerji dışarı verilerek madde eski haline döner. (84)

2.4.2. Yumuşak Astar Maddelerinin Kaide Materyali ile Bağlantısının Değerlendirilmesinde Kullanılan Test Yöntemleri

2.4.2.1. Çekme Bağlantı Direnci Testi

Çekme gerilimi test metodu, yumuşak astar maddelerinin akriliğe bağlanma kuvvetini ölçmek amacıyla American Society for Testing and Materials (ASTM) D-638 ve 2095'te tarif edilen standarta göre uygulanmaktadır.



Şekil 2-1: Çekme bağlantı direnci testi uygulamasına ait test düzeneği (95)

Çekme bağlantı direnci testlerinde, bağlanmış ara yüzün yükleme eksenine dik olarak hizalanması çok önemlidir. Ayarlanmazsa kuvvet, örneklerde bükülmeye neden olur. Elastomerik materyaller, gerilme esnasında doğrusal olmayan davranışlar sergilemektedir ve yumuşak astar materyalleri de bu davranış şekline benzer bir davranış göstermektedir. Kopma anındaki en yüksek çekme direnci ve uzama miktarı önemlidir.

Kopma noktasındaki enerji, gerilme-gerinim eğrilerinin altında kalan bölgenin alanı ile ifade edilmektedir. (96)

Kopma esnasındaki en yüksek kuvvet – F (N), bağlanma yüzeyine – A (mm²) bölünerek çekme bağlantı direnci – B (MPa) hesaplanır.

2.4.2.2. Sıyırılma Bağlantı Direnci Testi

Sıyırılma bağlantı direnci testi; en az biri esnek yapıda olan birbirine yapışık iki materyalin, ISO 8510-2 standardına uygun ve birbirlerine göre 180°'lik açıyla çekilmesiyle gerçekleştirilmektedir. (97)

2.4.2.3. Makaslama Bağlantı Direnci Testi

Makro makaslama bağlanma direnci testinde bağlanmanın gerçekleşeceği parça uygun şartlarda hazırlandıktan sonra universal test makinasına yerleştirilir. Makinanın kuvvet uygulayıcı koluna tek açılı çivi şeklinde uç, düz yüzeyli keski ya da tel halka kullanılarak bağlanma dayanımı test edilecek parçaya kuvvet uygulanır. (96)

ASTM (American Society for Testing and Materials)'nin D429-03 no'lu standardına uygun olarak test örneklerinin aynı düzlem üzerinde zıt yönde kuvvet uygulama yoluyla çekilmesi sağlanır. Bu işlem sırasında sert yüzeyler arasına yerleştirilen ve kalınlığı 4mm ± 1mm olan lastiklerin kopma şekli değerlendirilir.

Makaslama bağlanma direnci testlerindeki iki materyalin arasındaki bağlanmanın başarısız olması iki materyalin arasındaki bağlantının bozulmasıdır ve bu durumun asıl nedeni gerilme kuvvetidir. Test yapılan yüzeyin kuvvet uygulayıcı kola olan uzaklığı arttıkça uygulanan kuvvetin momenti artacağından uygulanan gerilme kuvveti de artacaktır.(96)

Makaslama direncinin hesaplanmasında aşağıdaki formül kullanılır:

$$\text{Makaslama Direnci (N/mm)} = \text{Maksimum yük (N)} / \text{Kesit alan (mm)}$$

2.4.3. Yüzey Analiz Yöntemleri

2.4.3.1. Stereomikroskop

Stereomikroskop, 1671 yılında Fransız bir bilim adamı tarafından geliştirilmiştir ve küçük büyütmelemlerle derinlikli görüntü elde edilmesini sağlamaktadır. Gözle görülen nesnelerin belirli bir dereceye kadar görüntüsünü yakınlaştırmaktadır. Her iki yönden farklı açılarla cismin görüntülenebilmesini sağlayabilme özelliği ile ışık mikroskobundan ayrılır ve bu özellik sayesinde nesne üç boyutlu bir derinlik kazanmaktadır. (98)

2.4.3.2. Atomik Kuvvet Mikroskobu

Atomik kuvvet mikroskopisi (AFM), moleküler büyüklüklerin görüntülenmesine olanak tanır. Yüzeyin morfolojik yapısı, topografik yapısı ve yüzey bileşenlerinin incelenmesi çalışmalarında kullanılabilir. AFM, iletken olmayan yüzeylerde kullanılabilir. Bu yöntem ile katı örnek yüzeylerine ilişkin atomik boyutta çözünürlüğe sahip görüntüler elde edilebilmektedir. (99)

2.4.3.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Taramalı elektron mikroskobu (SEM), bir yüzey görüntüleme tekniğidir. Bu teknikte, malzeme üzerine yüksek enerjili elektron ışınları gönderilir. Elektron demetinin çarptığı noktada düşük enerjili ikincil elektronlar yüzeyden koparılır ve bu elektronların emisyonu ölçülür. Görüntüler çok yüksek çözünürlüğe sahiptir ve 3 boyutludur. SEM’de büyütme oranı 10-50.000 arasında olabilmektedir. İstenilen boyuttaki görüntüler dönüştürülerek bilgisayar sisteminde toplanır. (99)

Örneklerin SEM ile incelenmesi için öncelikle stabilizasyonunun sağlanması gerekir. Ardından örneklerin dehidre edilmesi ve yeterli iletkenliğe ulaşması sağlanır. (100)

SEM için örnek hazırlarken örneklerin elektriksel olarak yüklenmesini önlemek amacıyla yüzeyleri ince bir tabaka ile kaplanır. Bunun için karbon veya altın vakum altında buharlaştırılarak örnek üzerine püskürtülür. Böylece yüzeyde iletkenlik sağlanmış olur. Sem daha net ve üç boyutlu görüntü kalitesi sağlaması, incelenen örneğin şekli ve yapısı hakkında detaylı bilgi vermesi, örneklerin spektrum alma öncesinde daha az hazırlık gerektirmesinden dolayı yüzey analizinde sıklıkla kullanılmaktadır. (99)

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Çalışmamızda Kullanılan Materyaller

Çalışmamızda 3 farklı akrilik protez kaide materyali ve 2 farklı yumuşak astar materyali kullanılmıştır. Her bir grupta n=10 olmak üzere toplam 6 adet deney grubu oluşturulmuştur. Çalışmada kullanılan materyaller aşağıdaki tabloda gösterilmiştir (Tablo 3-1).

Tablo 3-1: Çalışmamızda kullanılan materyallerin listesi

Materyal	Üretici Firma	Materyal İçeriği	Ürün No
Ivobase High Impact	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein	Otopolimerize PMMA	LOT VT0765
Ivobase CAD	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein	Prepolimerize PMMA	LOT YB3KKY
Dentabase	Asiga, Alexandria, NSW, Australia	3B Baskı akrilik	LOT MO/13181
Molloplast B	Detax GmbH & Co KG, Ettlingen, Almanya	Isı ile polimerize olan silikon esaslı yumuşak astar	LOT 240201
Ufi Gel P	VOCO GmbH Cuxhaven, Almanya	Otopolimerize silikon esaslı yumuşak astar	LOT 2214430
Primo Adeziv	Detax GmbH & Co KG, Ettlingen, Almanya	Molloplast B yumuşak astar materyali için adeziv	LOT 240301

3.1.1. Protez Kaide Materyalleri

3.1.1.1. Ivobase High Impact



Şekil 3-1: Ivobase High Impact akrilik

Ivobase High Impact, sıcak polimerizasyonun nitelikli avantajlarını, otopolimerizasyonun çalışma avantajları ile birleştirerek protez akriliklerinde yeni bir sınıf geliştirmiştir. Ivobase materyali kimyası açısından otopolimerize olarak sınıflandırılır. Ancak malzemenin kalitesi ısı ile polimerize polimerlerin kalitesine eşdeğerdir ve hatta üstündür. Ivobase bu nedenle hibrit bir malzeme olarak kabul edilebilir. Darbe dayanımına daha dayanıklı versiyonu ise Ivobase High Impact'tır (Şekil 3-1). PMMA esaslı materyal Ivobase Enjektör içinde işlenir. EN ISO 20795-1 normları ile uyumludur.

Ivobase, polimerizasyondan hemen sonra düşük bir artık monomer içeriği gösterir. Basınç-ısı polimerizasyonu nedeniyle dişlerle güçlü bir bağ kurulur. Ayrıca Ivobase enjektörde kısa bir işlem süresi ile yüksek bir okluzal uyum doğruluğu elde edilir.

Ivobase High Impact avantajları aşağıdaki şekilde sıralanabilmektedir:

- Son derece dirençli ve kırılmaya dayanıklı malzeme
- Büzülme kompensasyonu sayesinde mükemmel adaptasyon
- Çok düşük artık monomer miktarı < 1% (RMR* ile)

- Akrilik dişler ile iyi bağlantı
- Çok iyi bazal parlaklık
- Önceden dozajlanmış kapsüller
- Polimerizasyon süresi: 50 dakika

3.1.1.2. Ivobase Cad



Şekil 3-2: Ivobase Cad blok

Ivobase Cad, CAD/CAM teknolojisi kullanılarak hareketli protez tabanı üretmek için geliştirilmiş, darbe dayanımına sahip PMMA diskleridir (Şekil 3-2). İçeriğinde polimetil metakrilat, darbe dayanıklılığı modifikasyonu için kopolimer ve pigmentler bulunur.

Endikasyonlarına baktığımızda hareketli protezlerde protez kaidesi yapımı olarak söylenebilir. Kontendikasyonları ise hastanın içeriğindeki maddelerden herhangi birine alerjisi olduğu biliniyorsa, Ivobase Cad kullanımı kontrendikedir.

3.1.1.3. Dentabase



Şekil 3-3: Dentabase 3B baskı reçinesi

Çalışmamızda 3 boyutlu üretim için kullandığımız malzeme Asiga markasının Dentabase ürünüdür (Şekil 3-3). Dentabase total parsiyel kaidesi yapımında kullanılan bir 3B baskı reçinesidir. Bu ürün Asiga tarafından ISO 13485:2016 ve EN ISO 13485:2016 kapsamında üretilmiştir. 385 nm ve 405 nm tüm yazıcılarla uyumludur.

Yüksek darbe direnci, bitirme kolaylığı ve yüksek leke direnci gibi avantajlara sahip olan Asiga Dentabase materyali, protez kaidelerinin üretiminde kullanılmaktadır.

3.1.2. Yumuşak Astar Maddeleri

3.1.2.1. Molloplast B



Şekil 3-4: Molloplast B ve Primo adeziv

Tez çalışmamızda kullandığımız yumuşak astar çeşitlerinden biri Molloplast-B'dir. Molloplast B ısı ile polimerize olan silikon esaslı uzun süreli yumuşak astar materyalidir.

3.1.2.2. Ufi Gel P



Şekil 3-5: Ufi Gel P

Çalışmamızda kullandığımız bir diğer yumuşak astar materyali Ufi Gel P'dir (Şekil 3-5). Ufi Gel P kendiliğinden polimerize olan, ısı çıkarmayan, A silikon esaslı, daimi

yumuşak kalan yumuşak astar materyalidir. Hem direkt hem de indirekt besleme yapımında kullanılabilir. Hem direkt hem de indirekt besleme yapımında kullanılabilir.

3.2. Çekme Testi Deneyi

3.2.1. Örnek Hazırlığı

Çekme testi deneyi için kullanılan örnekler ISO 10139-2-2016 standardına (Diş Hekimliği- hareketli protezler için yumuşak astar malzemeleri- Bölüm 2: Uzun Süreli Kullanılır Malzemeleri) göre hazırlandı. (91)

3.2.1.1. Ivobase High Impact Örnek Hazırlığı

Ivobase High Impact numuneleri 10x10x20 ölçülerinde ve 40 adet olarak üretildi. Numunelerin üretimi için öncelikle her bir numune için özel olarak mum modelaj hazırlandı. Muflanın iç yüzeyine ince bir vazelin tabakası sürüldü ve Tip III dental alçı ile kaplandı. Daha sonra üretilen mum örnekler muflaya yerleştirildi (Şekil 3-6). Enjeksiyon kanalları oluşturuldu ve mum ile sabitlendi (Şekil 3-7). Muflanın diğer yarısı kapatıldı, alçı ile doldurulduktan sonra kilitlendi ve taşan alçılar temizlendi. Alçı sertleştikten sonra bir su banyosunda yaklaşık 90 °C 'de 5-8 dakika ısıtıldı. Mufla açıldı ve yumuşayan mumlar alındı, kalıntılar kaynar su ile temizlendi. Üreticinin talimatlarına uygun şekilde mufla enjeksiyona hazır hale getirildi. 20 ml monomer ve 30 gr polimer şeklinde Ivobase High Impact kapsül akrilik hazırlandı ve enjeksiyon ünitesine yerleştirildi (Ivobase Enjektör) (Şekil 3-8). Uygun program seçildi ve otomatik enjeksiyon süreci başlatıldı. Daha sonra 20 dk boyunca soğuk akan su altında soğutma işlemi gerçekleştirildi ve örnekler mufladan çıkarıldı (Şekil 3-9). Tungsten karbür frezler, zımpara kağıdı ve polisaj sonrası örnekler yumuşak astar materyalleri ile bağlantıya hazır hale getirildi (Şekil 3-10).



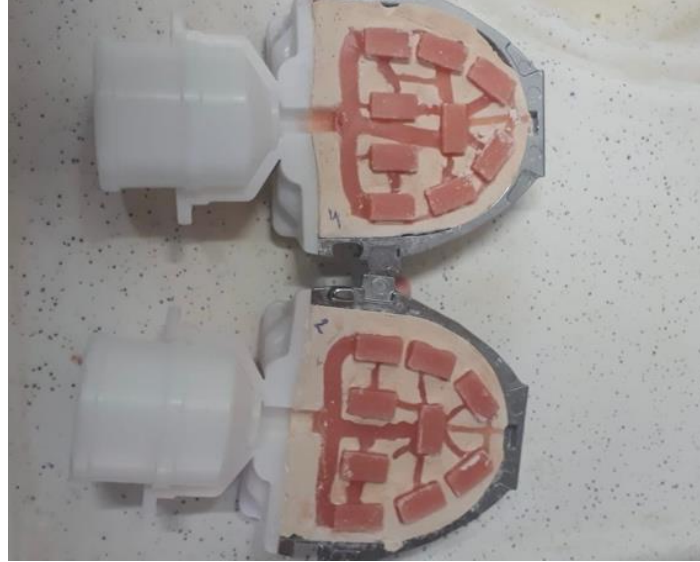
Şekil 3-6: Mum örneklerin muflaya yerleştirilmesi



Şekil 3-7: Enjeksiyon kanallarının oluşturulması



Şekil 3-8: Ivobase enjektör ünitesi



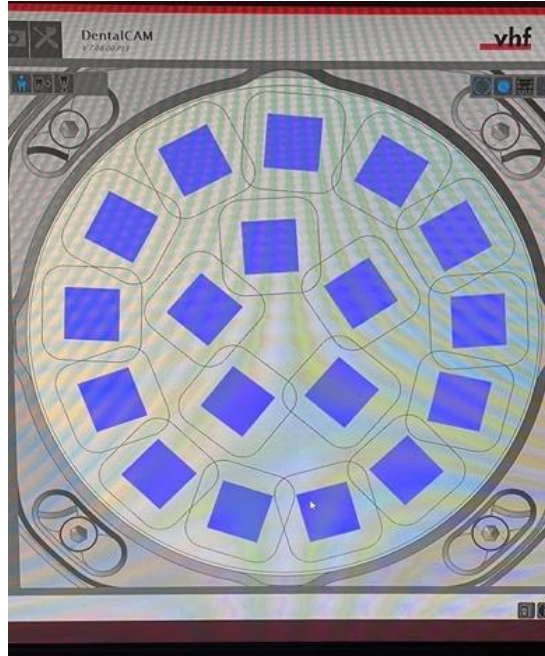
Şekil 3-9: Polimerizasyon sonrası mufladaki örnekler



Şekil 3-10: Polisaj sonrası Ivobase High Impact örnekler

3.2.1.2. Ivobase Cad Örnek Hazırlığı

Ivobase Cad örnekleri 10x10x20 mm ölçülerinde 3 boyutlu bir tasarım programı olan TinkerCad kullanılarak tasarlandı. Tasarım STL (Standard Tessellation Language) formatında kaydedildi. Daha sonra DentalCam 7 yazılım programı kullanılarak örneklerin blok üzerindeki yerleşimi yapıldı. Bir bloktan 18 örnek kazınması planlandı (Şekil 3-11). VHF5 cihazı kullanılarak her bir blok için 12-15 dk arasında kazıma gerçekleştirildi (Şekil 12 ve Şekil 13).



Şekil 3-11: Yazılım programında örneklerin yerleşimi



Şekil 3-12: VHF5 kazıma cihazı



Şekil 3-13: Kazıma işlemi sonrası bloklar

3.2.1.3. Dentabase Örnek Hazırlığı

Dentabase örnekleri 10x10x20 mm ölçülerinde 3 boyutlu bir tasarım programı olan TinkerCad kullanılarak tasarlandı. Tasarım STL (Standard Tessellation Language) formatında kaydedildi. Dentabase örnekleri 40 adet olarak, 385 nm led dalga boyuna

sahip yazıcı (MAX UV; Asiga) kullanılarak üretildi (Şekil 3-14). Örnekler 99 katman, 100 mikron tabaka kalınlığında ve 14 dakikada basılmıştır (Şekil 3-15). Üretim sonrası örnekler fazla reçineden arındırmak amacıyla izopropil alkol içerisinde 3 dakika olacak şekilde iki aşamalı olarak yıkandı (Şekil 3-16).



Şekil 3-14: Asiga MAX UV yazıcı

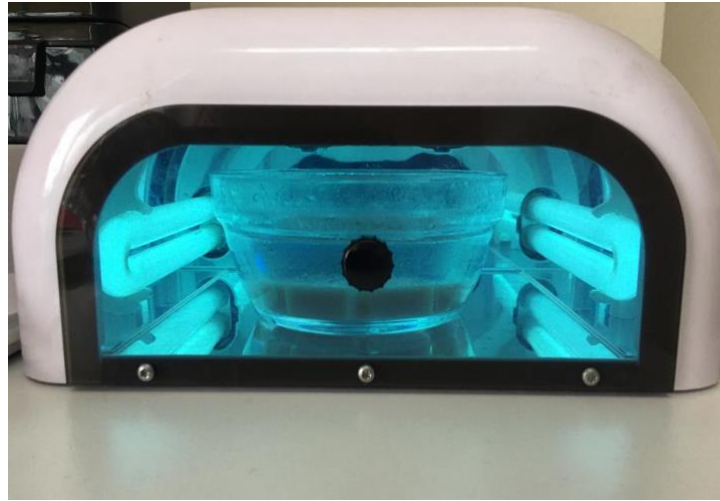


Şekil 3-15: Baskı sonrası örnekler



Şekil 3-16: Örneklerin izopropil alkol içerisinde bekletilmesi

Sonrasında hava ile tamamen kurutuldu. Oksijen inhibe eden tabakayı uzaklaştırmak için gliserin banyosuna yerleştirildi ve post polimerizasyon için Asiga Cure cihazı kullanılarak 1 saat süreyle polimerize edildi (Şekil 3-17). Gliserinden arındırmak için 37 °C suda yıkandı ve kurutuldu. Örnekler yumuşak astar materyalleri ile bağlantıya hazır hale getirildi (Şekil 3-18).



Şekil 3-17: Asiga Cure cihazında polimerizasyon

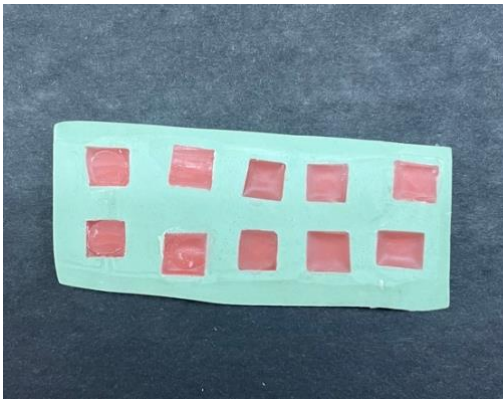


Şekil 3-18: Dentabase örnekler

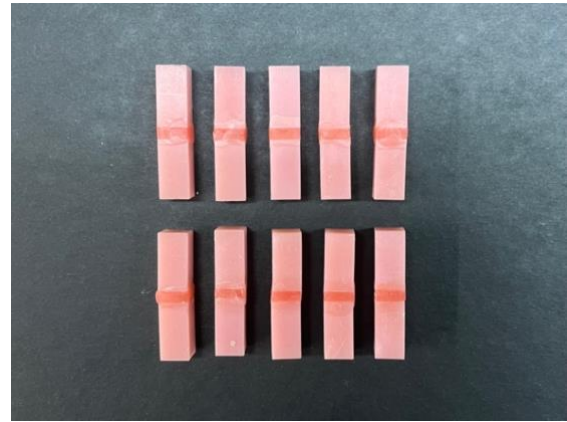
3.2.2. Yumuşak Astarla Bağlantı

10x10x20 ölçülerinde üretilen her 2 akrilik numune arasına 3 mm kalınlığında yumuşak astar bağlantısı yapılarak örnek hazırlığı yapıldı.

Yumuşak astar kalınlığını standardize etmek adına öncesinde C tipi silikon (Zetaplus, Zhermack) puttisi ile bir kalıp oluşturuldu. Daha sonra bu kalıp içerisine mum ilave edildi (Şekil 3-19 A). İki akrilik numune arasına, kalınlığı kumpas ile teyit edilen mum kalıplar sıcak spatül yardımı ile bağlandı (Şekil 3-19 B). Bu işlem tüm örnekler için tekrarlandı.



A



B

Şekil 3-19: Mum modelajların hazırlanması (A) ve örneklerin mum ile bağlanması (B)

Daha sonra tüm örnekler tip III alçı kullanarak muflaya alındı (Şekil 3-20). Alçı sertleştikten sonra mufla temizlendi ve lak sürülerek izole edildi. Muflanın üst parçası kapatıldı ve titreşim altında tip III alçı ilave edildi. Alçının sertleşmesi tamamlandıktan sonra mufla kapakları açıldı ve mumlar uzaklaştırıldı (Şekil 3-21). Böylelikle akrilik modeller yumuşak astar materyalleri ile bağlantıya hazır hale getirildi.



Şekil 3-20: Mufladaki örnekler



Şekil 3-21: Mum eliminasyonu sonrası mufladaki örnekler

3.2.2.1. Molloplast B ile Bağlantı

Molloplast B ile hazırlanacak örnekler için üreticinin talimatları göz önünde bulundurularak öncelikle Primo adeziv, bağlantı yapılacak tüm akrilik yüzeyine dikkatlice uygulandı ve 60 dakika beklendi (Şekil 3-22). Alçı kalıbın izolasyonu için lak uygulandı. Daha sonra temiz bir spatül yardımıyla Molloplast B yumuşak astar malzemesi protez kaidesi arasındaki boşluklara yerleştirildi (Şekil 3-23). Muflanın kapağı kapatıldı ve prova kapanışı yapıldı. Yaklaşık 100 kPa ile 15 dakika presin altında tutuldu. Daha sonra mufla soğuk su kabına yerleştirildi ve suyun sıcaklığı yavaş yavaş 100 °C'ye getirildi. Üretici talimatlarına uyularak 2 saat bekletildi ve polimerizasyon süreci tamamlandı. Mufla kendi kendine soğumaya bırakıldı.



Şekil 3-22: Örneklerin bağlantı yüzeylerine primo adeziv uygulaması



Şekil 3-23: Molloplast B'nin muflaya yerleştirilmesi

3.2.2.2. Ufi Gel P ile Bağlantı

Ufi Gel P ile hazırlanacak örnekler için tutunması istenen akrilik yüzeylerine üretici talimatına uyularak adeziv uygulandı (Şekil 3-24). Yaklaşık 1 dakika kurumaya bırakıldı ve alçı kalıbın izolasyonu için lak uygulaması yapıldı. Ufi Gel P baz ve katalizör aynı oranda olacak şekilde bir spatül yardımıyla karıştırıldı ve protez kaidesi arasındaki boşluklara yerleştirildi ve yaklaşık 5 dakika kurumaya bırakıldı. Sonrasında 15 dakika boyunca 40-45 °C suda bekletildi ve 20 dakika boyunca soğumaya bırakıldı. Tüm örnekler mufladan çıkarıldıktan sonra polisaj diskleri ile düzeltmeleri ve cilaları yapıldı ve çekme deneyine hazır hale getirildi (Şekil 3-25).



Şekil 3-24: Örneklerin bağlantı yüzeylerine adeziv uygulaması



Şekil 3-25: Çekme deneyine hazır örnekler

3.2.3. Çekme Direnci Deneyinin Uygulanışı

Hazırlanan tüm örnekler test aşaması öncesinde 37 °C'deki distile suda 24 saat bekletildi (Şekil 3-26).

Çekme direnci deneyi için hazırlanan örneklerin gruplandırılması aşağıdaki tabloda görülmektedir. Kaide ve yumuşak astar bağlantısının grup adları materyalin ticari isminin ilk harfiyle belirtilmektedir (Tablo 3-1).

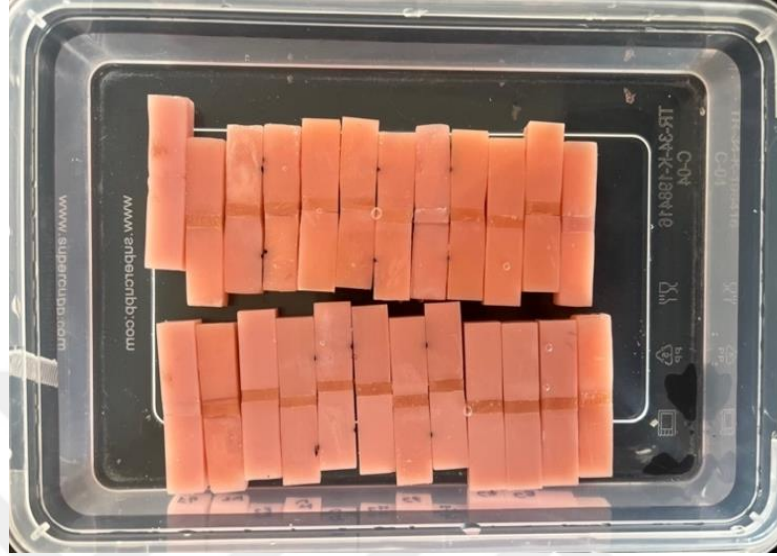
Tablo 3-2: Çekme direnci deneyi için örneklerin gruplandırılması

Grup Adı	Grup Açıklaması	Örnek Sayısı
IHI-MpB	Ivobase High Impact + Molloplast B	10
IC-MpB	Ivobase Cad + Molloplast B	10
D-MpB	Dentabase + Molloplast B	10
IHI-UgP	Ivobase High Impact + Ufi Gel P	10
IC-UgP	Ivobase Cad + Ufi Gel P	10
D-UgP	Dentabase + Ufi Gel P	10

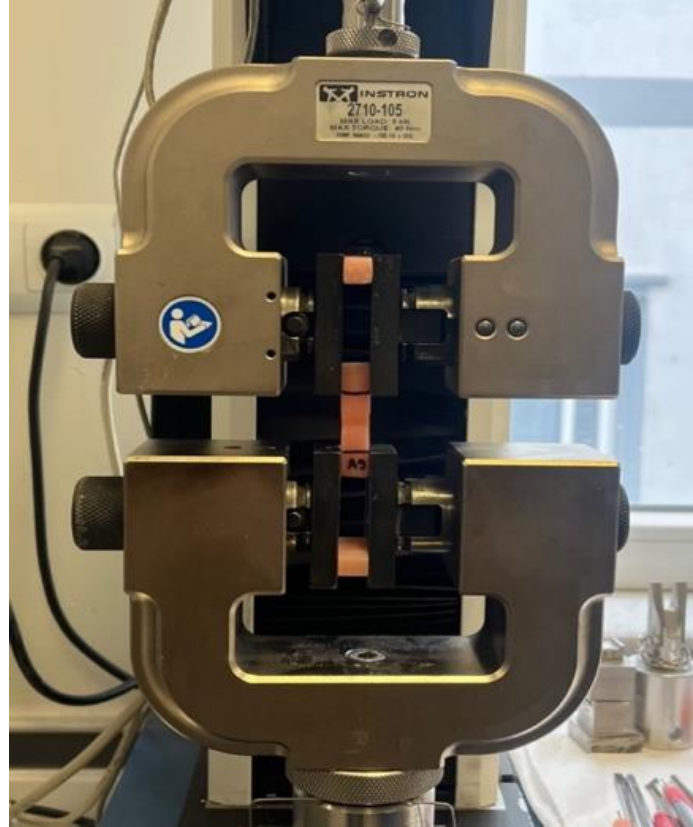
Çekme testi, Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı'nda bulunan Instron Universal test cihazında gerçekleştirildi. Örnekler, test cihazının alt ve üst parçasına dikey olacak şekilde sabitlendi (Şekil 3-27). Test hızı 5mm/dakika olarak belirlendi. Her örnek için test esnasında oluşan kuvvet ve uzama değerleri bilgisayarda kaydedildi. Her ölçüm sonrası cihazın kalibrasyonu yeniden yapıldı. Bağlantı dayanımı değeri; kopmadan önce kaydedilen en yüksek kuvvet değerinin, örneğin bağlanma yüzeyinin alanına bölünmesi ile elde edildi ve her bir örnek için tek tek hesaplandı. Bağlantı dayanımı değeri aşağıdaki formül kullanılarak hesaplandı.

$$B = F / A$$

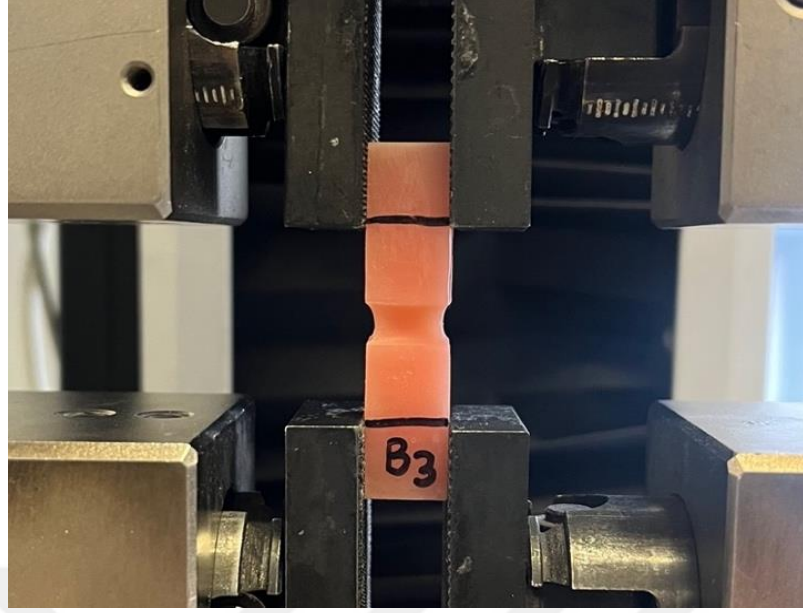
Kopma esnasındaki en yüksek kuvvet F (N), bağlanma yüzeyi alanı A (mm), çekme direnci B (MPa) olarak ifade edilmektedir.



Şekil 3-26: Çekme deneyi öncesi örneklerin distile suda bekletilmesi



Şekil 3-27: Test cihazındaki örnekler



Şekil 3-28: Çekme direnci deneyinin uygulanışı

Çekme testi sonucu ayrılan akrilik ve yumuşak astar maddesinin bağlantı yüzeyleri çıplak gözle incelendi ve kopma şekli değerlendirildi. Her örneğin çekme testini takiben başarısızlık şekli adeziv, koheziv ve mikst olmak üzere kaydedildi.

3.3. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) İncelemesi

Taramalı elektron mikroskobu (SEM) incelemesi Tekirdağ Namık Kemal Üniversitesi Merkezi Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi. İncelenmek üzere, başarısızlık şekli adeziv, koheziv ve mikst olarak kaydedilen gruplardan en yüksek çekme direnci gösteren 1'er örnek seçildi ve toplam 3 örnek hazırlandı. Örneklerin yüzeyleri taramalı elektron mikroskobu (QUANTA FEG 250, FEİ, Hillsboro, Oregon, ABD) ile x500 ve x2000 büyütmelemlerde incelendi.

3.4. İstatistiksel Değerlendirmeler

İstatistiksel analizler için SPSS (Statistical Package for the Social Sciences) 24.0 programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metotların (Ortalama, Standart Sapma, Medyan, Frekans, Oran, Minimum, Maksimum) yanı sıra zaman niceliksel verilerin gruplara göre farkların değerlendirilmesinde Kruskal Wallis Testi, gruplar arası farkın belirlenmesinde ise Mann Whitney U testi kullanıldı. Anlamlılık $p < 0.01$ düzeyinde değerlendirildi.

4. BULGULAR

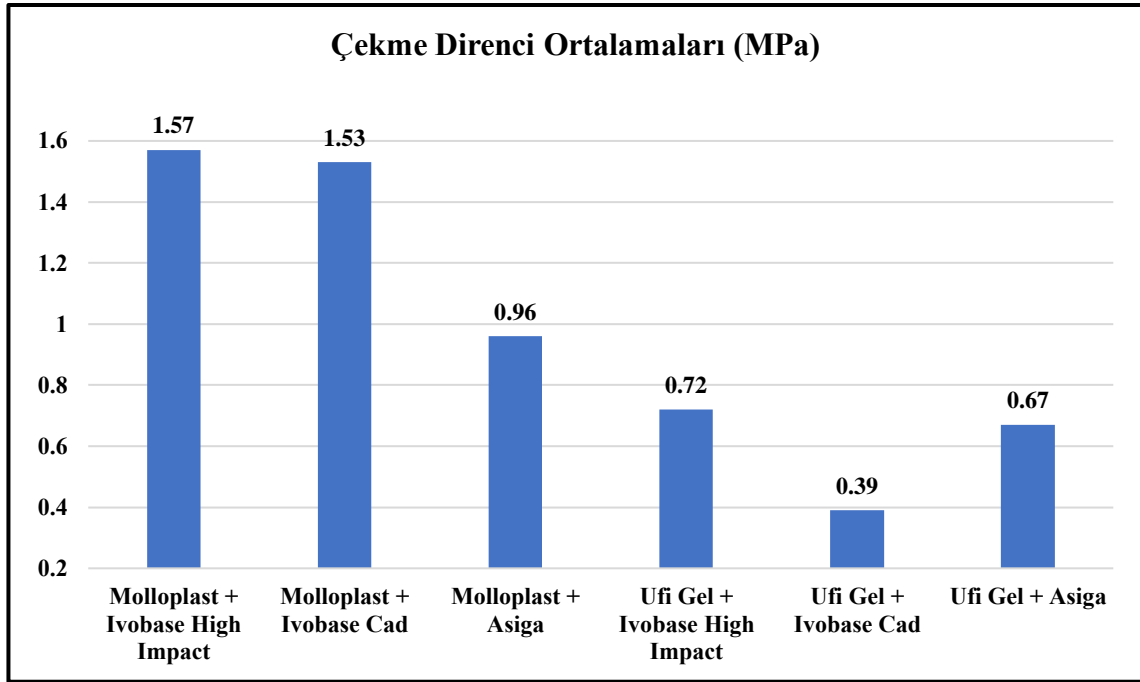
4.1. Çekme Direnci Test Bulguları

Çekme direnci testinde her gruptan (6 grup) 10 örnek alınmış olup toplam 60 örnek üzerinde testler yapılmıştır. Gruplar IHI-MpB, IC-MpB, D-MpB, IHI-UgP, IC-UgP, D-UgP olarak belirlenmiştir.

Yapmış olduğumuz çalışmada çekme direnci değerlerinin $1,57 \pm 0,40$ MPa ile $0,39 \pm 0,12$ MPa değerleri arasında olduğu tespit edilmiştir. En yüksek değer IHI-MpB bağlantı örneklerinde gözlenirken (1,57 MPa) en düşük değer IC-UgP bağlantı örneklerinde gözlenmiştir (0,39 MPa). En yüksekten en düşüğe değerler sırasıyla şu şekildedir: IHI-MpB=1,57 MPa, IC-MpB=1,53 MPa, D-MpB=0,96 MPa, IHI-UgP=0,72 MPa, D-UgP=0,67 MPa, IC-UgP=0,39 MPa (Tablo 4-1, Şekil 4-1).

Tablo 4-1: Çekme direnci değerleri

Çekme Direnci (MPa)			
GRUP	Minimum	Maksimum	Ortalama
IHI-MpB	1,1	2,21	1,57
IC-MpB	1,28	1,83	1,53
D-MpB	0,54	1,35	0,96
IHI-UgP	0,51	0,91	0,72
IC-UgP	0,19	0,67	0,39
D-UgP	0,4	0,91	0,67



Şekil 4-1: Çekme direnci ortalamaları grafiği

IHI-MpB, IC-MpB, D-MpB, IHI-UgP, Ic-UgP, D-UgP gruplarına göre çekme bağlantı direnci (MPa) ortalamaları istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık göstermektedir ($p=0,001$; $p<0,01$). (Tablo 4-2)

Tablo 4-2: Gruplara göre çekme direnci değerlerinin değerlendirilmesi

Grup	Gerilme (MPa)		^a p	Fark
	Mean±Sd	Min-Max (Medyan)		
A	1,57±0,40	1,1-2,21 (1,5)	0,001**	A-C, A-D
B	1,53±0,19	1,28-1,83 (1,52)		
C	0,96±0,35	0,54-1,35 (1,05)		B-C, B-D
D	0,72±0,13	0,51-0,91 (0,73)		B-E, B-F
E	0,39±0,12	0,19-0,67 (0,39)		C-E, D-E
F	0,67±0,19	0,4-0,91 (0,64)		E-F

^aKruskall Wallis Testi

** $p<0,01$

A = Molloplast + Ivobase High Impact; B = Molloplast + Ivobase Cad, C = Molloplast + Asiga Dentabase;

D = Ufi Gel + Ivobase High Impact; E = Ufi Gel + Ivobase Cad; F = Ufi Gel + Asiga Dentabase

Yapılan ikili karşılaştırmalara göre IHI-MpB grubunun çekme direnci ortalamasının, D-MpB ($p=0,001$), IHI-UgP ($p=0,001$), IC-UgP ($p=0,001$) ve D-UgP ($p=0,001$) gruplarının çekme direnci ortalamasından daha yüksek olması istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0,001$; $p<0,01$). IHI-MpB grubunun çekme direnci ortalamasının, IC-MpB grubunun çekme direnci ortalamasından yüksek olduğu görülse de bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

IC-MpB grubunun çekme direnci ortalamasının, D-MpB ($p=0,001$), IHI-UgP ($p=0,001$), IC-UgP ($p=0,001$) ve D-UgP ($p=0,001$) gruplarının çekme direnci ortalamasından daha yüksek olması istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0,001$; $p<0,01$).

D-MpB grubunun çekme direnci ortalamasının, IC-UgP ($p=0,001$) grubunun çekme direnci ortalamasından daha yüksek olması istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0,001$; $p<0,01$). Ancak D-MpB grubunun çekme direnci ortalaması, IHI-UgP ve D-UgP gruplarının çekme direnci ortalamasından yüksek olmasına rağmen istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

IHI-UgP grubunun çekme bağlantı direnci ortalamasının, IC-UgP ($p=0,001$) grubunun çekme bağlantı direnci ortalamasından daha yüksek olması istatistiksel olarak anlamlı bulunurken ($p=0,001$; $p<0,01$), D-UgP grubunun çekme direnci ortalamasından yüksek olması istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

IC-UgP grubunun çekme direnci ortalamasının, D-UgP grubunun çekme direnci ortalamasından daha düşük olması istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Aynı yumuşak astar tipinde gruplar arası ikili karşılaştırmalara bakılmıştır. Molloplast B ile bağlanan gruplarda yapılan ikili karşılaştırmalara göre D-MpB grubunun, IHI-MpB ($p=0,001$) ve IC-MpB ($p=0,001$) gruplarından daha düşük ortalama değer göstermesi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (Tablo 4-3). Ufi Gel P ile bağlanan gruplarda yapılan ikili karşılaştırmalara göre ise IC-UgP grubunun, IHI-UgP ($p=0,001$) ve D-UgP ($p=0,001$) gruplarından daha düşük ortalama değer göstermesi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (Tablo 4-4).

Tablo 4-3: Molloplast B uygulanan grupların çekme direnci bulguları

		Gerilme (MPa)		^a p	Fark
		Mean±Sd	Min-Max (Medyan)		
Grup	A	1,57±0,40	1,1-2,21 (1,5)	0,001**	A-C B-C
	B	1,53±0,19	1,28-1,83 (1,52)		
	C	0,96±0,35	0,54-1,35 (1,05)		

^aKruskall Wallis Testi **p<0,01

A = Molloplast + Ivobase High Impact; B = Molloplast + Ivobase Cad, C = Molloplast + Asiga Dentabase

Tablo 4-4: Ufi Gel P uygulanan grupların çekme direnci bulguları

		Gerilme (MPa)		^a p	Fark
		Mean±Sd	Min-Max (Medyan)		
Grup	D	0,72±0,13	0,51-0,91 (0,73)	0,001**	D-E E-F
	E	0,39±0,12	0,19-0,67 (0,39)		
	F	0,67±0,19	0,4-0,91 (0,64)		

^aKruskall Wallis Testi **p<0,01

D = Ufi Gel + Ivobase High Impact; E = Ufi Gel + Ivobase Cad; F = Ufi Gel + Asiga Dentabase

Aynı kaide tipinde kullanılan farklı yumuşak astar materyalleri arasında yapılan karşılaştırmalarda ise; IHI-MpB grubunun IHI-UgP grubundan daha yüksek değer göstermesi, IC-MpB grubunun IC-UgP grubundan daha yüksek değer göstermesi ve D-MpB grubunun D-UgP grubundan daha yüksek değer göstermesi istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p=0,001; p<0,01) (Tablo 4-5, Tablo 4-6, Tablo 4,7).

Tablo 4-5: Ivobase High Impact gruplarının çekme direnci bulguları

	A		D		^b p
	Mean±Sd	Min-Max (Medyan)	Mean±Sd	Min-Max (Medyan)	
Çekme Bağlantı					
Direnci	1,57±0,4	1,1-2,21 (1,5)	0,72±0,13	0,51-0,91 (0,73)	0,001**
Değerleri (MPa)					

^bMann Whitney U Testi ** $p < 0,01$

A = Molloplast + Ivobase High Impact; D = Ufi Gel + Ivobase High Impact

Tablo 4-6: Ivobase Cad gruplarının çekme direnci bulguları

	B		E		^b p
	Mean±Sd	Min-Max (Medyan)	Mean±Sd	Min-Max (Medyan)	
Çekme Bağlantı					
Direnci	1,53±0,19	1,28-1,83 (1,52)	0,39±0,12	0,19-0,67 (0,39)	0,001**
Değerleri (MPa)					

^bMann Whitney U Testi ** $p < 0,01$

B = Molloplast + Ivobase Cad, E = Ufi Gel + Ivobase Cad

Tablo 4-7: Asiga Dentabase gruplarının çekme direnci bulguları

	C		F		^b p
	Mean±Sd	Min-Max (Medyan)	Mean±Sd	Min-Max (Medyan)	
Çekme Bağlantı					
Direnci	0,96±0,35	0,54-1,35 (1,05)	0,67±0,19	0,4-0,91 (0,64)	0,001**
Değerleri (MPa)					

^bMann Whitney U Testi ** $p < 0,01$

C = Molloplast + Asiga Dentabase; F = Ufi Gel + Asiga Dentabase

4.2. Başarısızlık Tiplerinin Değerlendirilmesi

Çekme direnci testi örneklerinin başarısızlık tipi ve yüzdeleri Tablo 4-8’de görülmektedir.

Tablo 4-8: Çekme direnci testi örneklerinin başarısızlık tipi ve yüzdeleri

	Başarısızlık Tipi					
	Adeziv		Koheziv		Mixt	
	n	%	n	%	n	%
IHI-MpB	0	%0	3	%30	7	%70
IC-MpB	6	%60	0	%0	4	%40
D-MpB	7	%70	0	%0	3	%30
IHI-UgP	10	%100	0	%0	0	%0
IC-UgP	10	%100	0	%0	0	%0
D-UgP	10	%100	0	%0	0	%0

IHI-MpB grubunda başarısızlık tipi %30 oranında koheziv, %70 oranında mikst olduğu gözlenmiştir.

IC-MpB grubunda başarısızlık tipi %60 oranında adeziv, %40 oranında mikst olduğu gözlenmiştir.

D-MpB grubunda başarısızlık tipi %70 oranında adeziv, %30 oranında mikst olduğu gözlenmiştir.

IHI-UgP, IC-UgP ve D-UgP gruplarında başarısızlık tipi %100 oranında adeziv olduğu gözlenirken mikst ve koheziv başarısızlık tipine rastlanmamıştır.

Tablo 4-9: Başarısızlık tiplerine göre çekme direnci bulgularının değerlendirilmesi

	Ölçüm Değerleri		^a p	Fark
	Mean±Sd	Min-Max (Medyan)		
¹ Adeziv	75,82±38,10	18,59-172,81 (66,54)		
Başarısızlık Tipleri	² Koheziv	169,51±54,54	0,001**	1-2, 1-3
	³ Mikst	119,61-220,88		
		148,53±28,47 (140,515)		

^aKruskall Wallis Testi

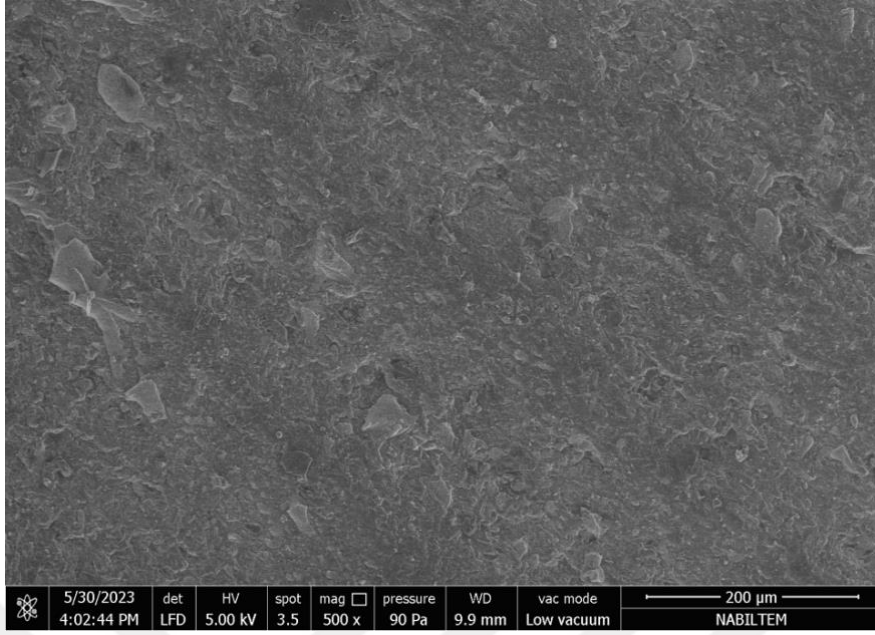
**p<0,01

Başarısızlık tiplerine göre çekme direnci bulguları istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermektedir (p=0,001; p<0,01). Yapılan ikili karşılaştırmalara göre adeziv başarısızlık tipinin çekme direnci değerlerinin, koheziv (p=0,001) ve mikst (p=0,005) başarısızlık tiplerinin değerlerinden daha düşük olması anlamlı bulunmuştur (p<0,01). Koheziv ile mikst başarısızlık tipleri arasında istatistiksel olarak anlamlı ölçüm farkı bulunamamıştır (p>0,05) (Tablo 4-9).

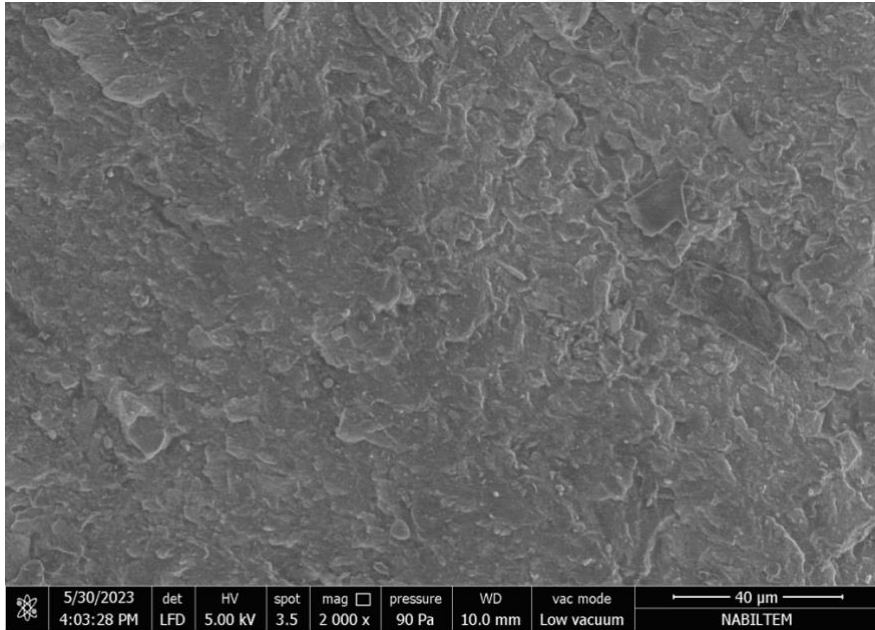
4.3. SEM İncelemesi Bulguları

Başarısızlık tiplerine göre adeziv, koheziv ve mikst gruplarından en yüksek çekme direnci değeri gösteren 1'er örnek olmak üzere toplam 3 örnek üzerinde inceleme yapılmıştır.

Adeziv başarısızlık gösteren örneklerden en yüksek değer IC-MpB grubunda görülürken koheziv ve mikst başarısızlık gösteren örneklerden en yüksek değer IHI-MpB grubunda görülmüştür. Taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile yüzey analizi x500 ve x2000 büyütmelemlerde gerçekleştirilmiştir.

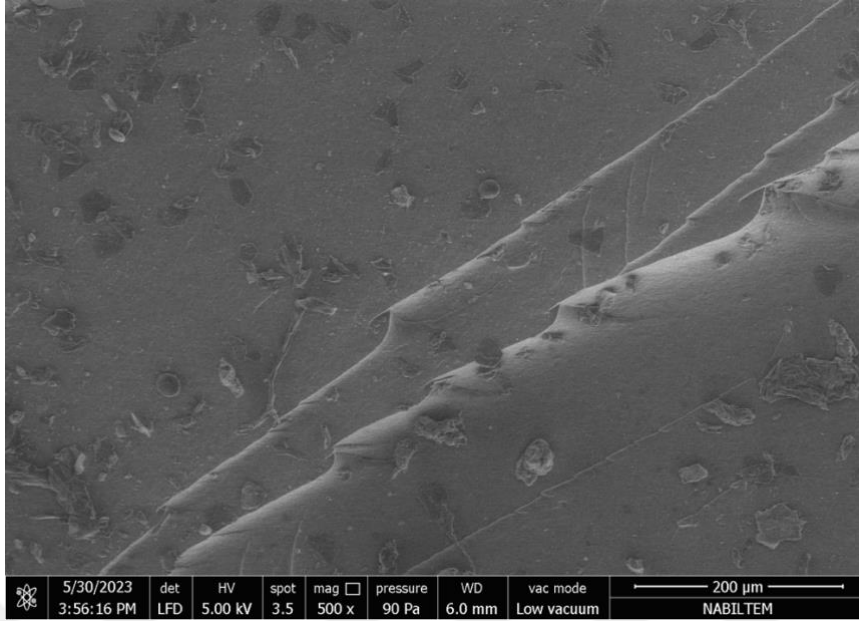


Şekil 4-2: Adeziv başarısızlık tipi örneğinin SEM görüntüsü (x500)

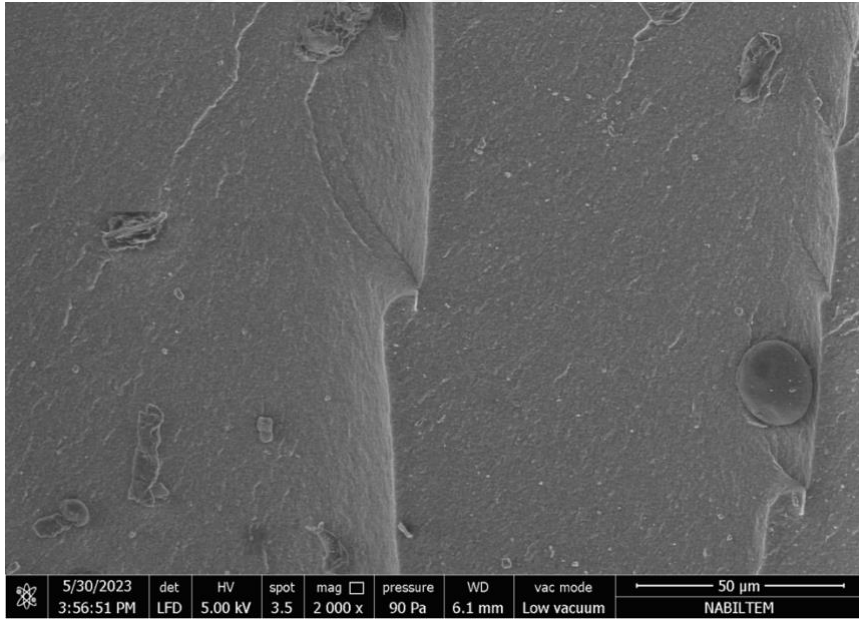


Şekil 4-3: Adeziv başarısızlık tipi örneğinin SEM görüntüsü (x2000)

Adeziv başarısızlık gösteren örnekte yüzey dalgalı ve genel olarak düzenli görünürken bazı bölgelerde kavite varlığı gözlemlendi.

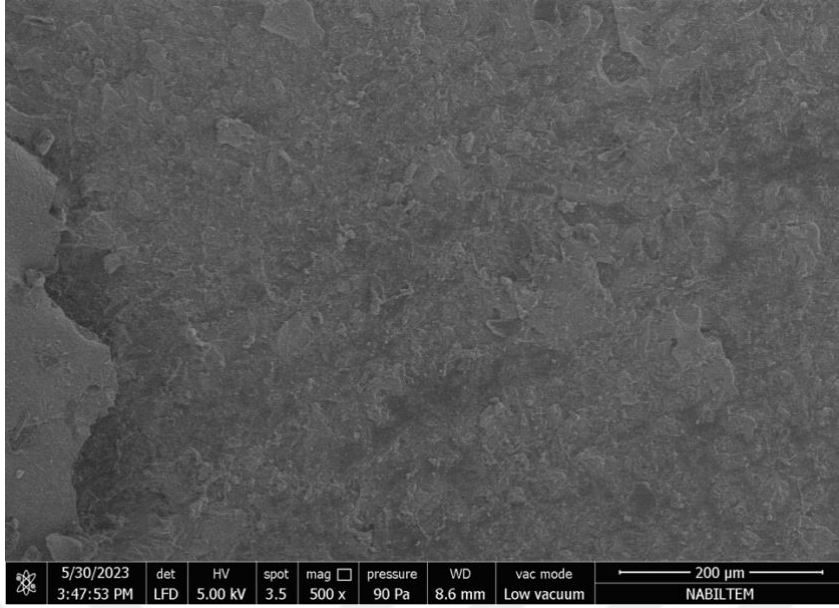


Şekil 4-4: Koheziv başarısızlık tipi örneğinin SEM görüntüsü (x500)

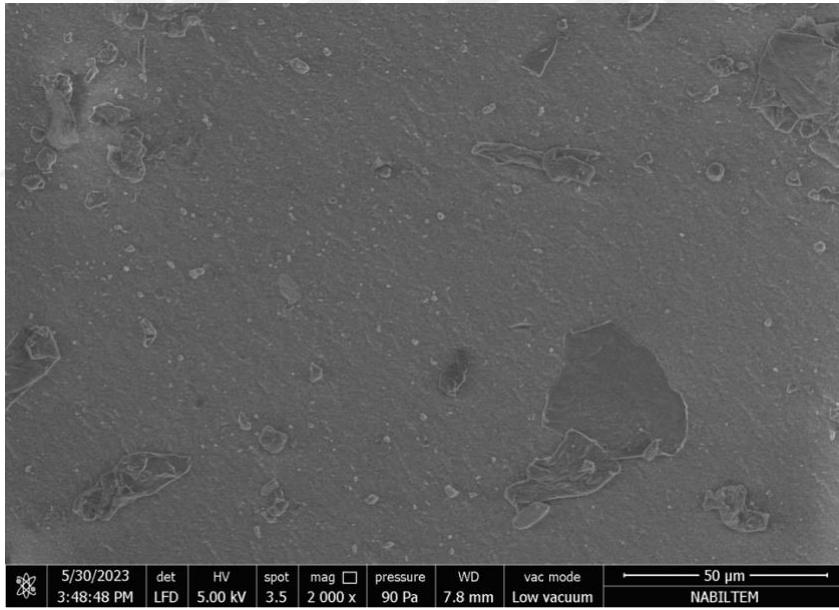


Şekil 4-5: Koheziv başarısızlık tipi örneğinin SEM görüntüsü (x2000)

Koheziv başarısızlık gösteren örnekte şerit şeklinde kesikler ve katlantılar gözlemlendi. Aynı zamanda x500 görüntüde yoğun şekilde belirgin kaviteli bir yapı gözlemlendi.



Şekil 4-6: Mikst başarısızlık tipi örneğinin SEM görüntüsü (x500)



Şekil 4-7: Mikst başarısızlık tipi örneğinin SEM görüntüsü (x2000)

Mikst başarısızlık tipi gösteren örnekte ise genel olarak yaygın düzenli bir yapı izlenirken bazı bölgelerde sıyrılmalar ve farklı boyutlarda kavitelemeler gözlemlendi.

5. TARTIŞMA

Doğal dişlerin korunması modern diş hekimliğinin amaçlarından biri olmasına rağmen artan yaşlı nüfus nedeniyle istatistiksel olarak insanların diş kaybı yaşama olasılıkları yüksektir. Tam dişsiz hastalar için implant destekli tam protezlerin daha etkili bir tedavi seçeneği olduğu bildirilmiştir. Ancak anatomik, fizyolojik ve finansal kısıtlamalar sebebiyle tam protezler, tedavi seçeneği olmaya devam etmektedir. Hastaların kısmi ve tam protezlerle rehabilitasyonu sıklıkla tercih edilmektedir. (1, 2)

Tam protezler ilk kullanılmaya başlandıktan günümüze kadar geçen zamanda amaçlanan hedef, üretim sürecinde ortaya çıkan hataları azaltmak ve kullanılan kaide malzemelerinin özelliklerini geliştirmektir. Polimetil metakrilat (PMMA), biyouyumluluğu, düşük maliyeti, işleme kolaylığı, yüksek eğilme direnci ve düşük suda çözünürlüğü gibi birçok olumlu özellikleri nedeniyle günümüzde en çok kullanılan protez kaide materyalidir. Protez kaideleri; basınçla veya enjeksiyon yöntemiyle akrilik burajı gibi geleneksel olarak üretilebildiği gibi eksiltmeli veya eklemeli üretim teknikleriyle dijital olarak da üretilebilmektedir. (101)

Diş hekimliğinde bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) 1980'lerin ortalarında sunulmuştur ve o günden beri kullanımını artmaktadır. Bilgisayarla tasarlanmış tam protez yapımı, hasta verilerinin taranmasına, protez tasarımına ve protezin üretilmesine dayanır. Tam protezlerin üretilmesinde eksiltmeli üretim yöntemi olan frezeleme ve eklemeli üretim yöntemi olan 3B baskı kullanılabilir. Tam protez üretiminde bilgisayar destekli teknolojinin tanıtılması ve geliştirilmesiyle birlikte, geleneksel tam protez üretim yöntemlerindeki zorlukların üstesinden gelmesi ve üretim sürecini kolaylaştırması beklenmektedir. (39, 52)

Yapılan çalışmalar, dijital tam protezlerin, geleneksel yöntemle üretilmiş tam protezlere kıyasla birçok avantajı olduğunu ortaya koymuştur. Dijital tam protezlerde kullanılan önceden polimerize edilmiş akrilik reçineler, geleneksel tam protezlerde kullanılan akrilik reçinelerden daha hidrofildir. Hidrofilite, tam protezlerin tutuculuğunu arttıran bir özelliktir. (57)

Dijital tam protezlerde kullanılan önceden polimerize edilmiş akrilik reçineler, geleneksel tam protezlerde kullanılan akrilik reçinelere göre daha az oranda artık monomer içermektedir. Ağız içine sızan artık monomerler doku iltihabı, mukozal tahriş

ve alerjik reaksiyonlar gibi biyolojik tepkilere neden olabilmektedir. Bu sebeple dijital tam protezlerde alerjik reaksiyon görülme sıklığı daha düşüktür. (58, 102, 103)

Ayman ve arkadaşları geleneksel ısı ile polimerize PMMA'nın artık monomer içeriğini CAD/CAM PMMA ile karşılaştırdıkları bir çalışmada, CAD/CAM PMMA'nın daha az artık monomer içerdiği sonucuna varmışlardır. Bunun sebebini basınç altında ön polimerizasyon işlemine bağlamışlardır. (103)

Dijital tam protezlerde polimerizasyon büzülmesi sorunu olmadığı için, protez kaidesi ile protezi taşıyan dokular arasındaki uyum daha yüksektir. Bu uyum sayesinde daha düşük sıklıkta travmatik ülser görülmektedir. Polimerizasyon büzülmesinin olmaması aynı zamanda dijital olarak tasarlanmış oklüzyonun hatasız aktarılabilmesine olanak tanır ve minimum okluzal uyumlama gerektirir. (59, 65)

Geleneksel tam protezlerin dezavantajlarından biri, polimerizasyon büzülmesi sonucu boyutsal değişikliklerin oluşması ve bunun sonucunda adaptasyonun azalmasıdır. (57) Birkaç çalışma freze, baskı ve geleneksel olarak üretilmiş tam protezler arasındaki protez kaidesi uyumunu karşılaştırmıştır.

Steinmassl ve arkadaşları, CAD/CAM teknolojisiyle üretilmiş dijital tam protez kaideleri ile geleneksel olarak üretilmiş tam protez kaidelerinin doku ile uyumunu inceledikleri bir çalışmada, CAD/CAM kaidelerinin geleneksel kaidelere göre doku ile daha yüksek uyum gösterdiklerini bulmuşlardır. (104)

Lee ve arkadaşları, enjeksiyon, frezeleme ve baskı yöntemiyle üretilen protez kaidelerinin doku ile uyumunu karşılaştırdıkları bir çalışmada, protez kaidesinin genel uyumunun frezeleme ve baskı yönteminde enjeksiyon yönteminden daha yüksek olduğu sonucuna varmışlardır. (105)

Tasaka ve arkadaşları, baskılı ve geleneksel olarak üretilmiş protez kaidelerinin in vitro doğruluğunu ve tutuculuğunu karşılaştırdıkları çalışmada, baskılı protez kaidelerinin geleneksel olarak üretilmiş protez kaidelerine göre daha doğru olduğunu ve daha iyi oturduğu sonucuna varmışlardır. (106)

AlHelal ve arkadaşları yapmış oldukları bir klinik çalışmada, frezelenmiş ve geleneksel yöntemle üretilmiş maksiler tam protezlerin retansiyonunu karşılaştırmıştır. Özel frezelenmiş bir cihaz, hasta ağızına yerleştirilen protez kaidelerini yerinden çıkana kadar dikey bir kuvvete maruz bırakmıştır. Frezelenmiş kaidelerin, geleneksel olarak üretilmiş kaidelere göre önemli ölçüde yüksek bir retansiyon sergilediği bulunmuştur. (51)

Dijital tam protezlerde kullanılan akrilik reçineler, geleneksel reçinelere göre daha az oranda mikro gözenekliliğe sahiptir. Poroziteler, protez kaidesinde mikrobiyal kolonizasyona neden olan en önemli faktörlerden biridir. Bu sebeple dijital tam protezlerde enfeksiyon oluşma riski, geleneksel tam protezlere göre daha düşüktür. Uzun süreli kullanımda *Candida albicans* ile ilişkili protez stomatitini azaltmak için dijital tam protez akrilikleri tercih edilebilir. (59, 107)

Murat ve ark. 151 ile polimerize ve 3 farklı CAD/CAM kaidesinin yüzeyindeki *Candida albicans* miktarını karşılaştırmış ve CAD/CAM kaidelerinde daha az miktarda kandida adeyzone görüldüğünü bildirmişlerdir. (107)

Dijital tam protez ve geleneksel tam protez kaidelerinin biyouyumluluk açısından karşılaştırıldığı bir çalışmada, Srinivasan ve arkadaşları, insan birincil osteoblastları ve fare embriyonik fibroblastlarını kültürledi ve biyouyumluluk testi için kullandı. Bu çalışmada biyouyumluluk açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır. (57, 108)

Tüm dental materyallerden beklenen en önemli klinik özelliklerinden biri de renk stabilitesidir. Herhangi bir renk değişikliği, materyallerin eskidiğinin veya hasar gördüğünün göstergesidir. Ayrıca protez kaide materyallerinin alttaki dokuların rengi ile uyumlu olmaları, hastaların beklentilerinin karşılanmasında önemli faktörlerden biridir. Uzun süreli kullanım sonucunda su emilimi, leke birikimi, intrinsek pigmentlerin bozunması, bileşenlerin çözünmesi, yüzey pürüzlülüğü, yiyecek ve içecekler gibi faktörler renk değişimini etkileyebilmektedir. Dijital tam protezlerde kullanılan akrilik reçinelerin renk stabilitesi, geleneksel yöntemlerle kullanılan akriliklerden daha iyidir. (109)

Alp ve arkadaşları tarafından yapılan bir çalışma, geleneksel ve CAD/CAM freze yöntemleriyle üretilmiş kaidelerin renk stabilitesini değerlendirmiştir. CAD/CAM kaidelerin düşük su emilimi ve hidrofilitiklik gibi özelliklere bağlı olarak daha az miktarda renk değişimi gösterdiği sonucuna varmışlardır. (110)

CAD/CAM teknolojisi kullanılarak üretilmiş dijital tam protez kaideleri, geleneksel tam protez kaidelerine göre daha yüksek elastiklik modülüne sahiptir. Yüksek elastiklik modülü, yüksek sıcaklık ve basınç altında üretilen CAD/CAM kaide bloğunun fabrikasyon sürecinin bir sonucudur. Yüksek elastiklik modülü, daha az onarım ve daha yüksek kırılma tokluğuna bağlanır. Artırılmış tokluk ve yüksek elastikiyet modülü, CAD/CAM protezlerinin, özellikle damak bölgesinde 2 mm'lik tek tip bir kalınlıkla daha ince öğütülmesine izin verir. Protezlerin üniform kalınlığı, hastaya daha az hacimli bir

tam protez sağlar, daha yüksek konfor veren bir protez sunabilir ve rahat konuşmaya olanak tanır. (57)

Geleneksel yöntemler kullanılarak üretilmiş tam protez kaideleri ile dijital yöntemle üretilmiş protez kaidelerinin eğilme dayanımını ve kırılma tokluğunu inceleyen birçok çalışma yapılmıştır. (57)

Arslan ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada dijital tam protez kaidelerinin eğilme dayanımı geleneksel tam protez kaideleri ile karşılaştırılmıştır ve dijital tam protez kaidelerinin önemli ölçüde daha yüksek eğilme direncine sahip olduğu bulunmuştur. (111)

Benzer bir alışma Al-Dwairi ve arkadaşları tarafından yapılmış ve geleneksel tam protez kaideleri ile dijital tam protez kaidelerinin eğilme direnci, eğilme modülü ve darbe mukavemetini karşılaştırmışlardır. Dijital tam protez kaidelerinin geleneksel tam protez kaidelerine göre daha yüksek eğilme direncine ve eğilme modülüne sahip olduğu sonucuna varmışlardır. (112)

Dijital tam protezlerin diş hekimleri ve hastalar için en büyük avantajlarından biri de hem klinik randevu sresinin hem de ziyaret sayısının azalmasıdır. Geleneksel yöntemlerle üretilen tam protezlerde en az 5 randevu ziyareti gerekirken dijital yöntemlerde kullanılan sisteme göre 2 veya 3 randevu ziyareti yeterlidir. (59)

Dijital sistemler kullanıldığında, protez kırıldığında veya kaybolduğunda, klinik randevulara gerek kalmadan arşivlenen veriler kullanılarak yeni bir protez üretilmektedir. Aynı zamanda kaydedilen veriler cerrahi veya radyografik bir şablon üretmek için de kullanılabilir. (59)

Frezeleme yönteminde kullanılan PMMA kaidelerinde büyük miktarda akrilik kaide malzemesi israf olmaktadır. 3B baskı yöntemi ise daha az PMMA reçinesi kullanarak daha sürdürülebilir bir teknik sunmaktadır. 3B baskı ile üretilen tam protezlerin klinik performansları kabul edilebilir olmasına rağmen en yaygın kullanımı geçici protezler ve dikey boyut belirlemede kullanılan kaide plaklarının yapımıdır. (5, 6)

Srinivasan ve arkadaşlarının yapmış oldukları çift-kör, randomize ve çapraz klinik çalışmada frezelenmiş ve 3B baskılı tam protezlerin arasındaki farklar değerlendirilmiş ve karşılaştırılmıştır. Hastaların protez memnuniyeti, ağız sağlığıyla ilgili yaşam kalitesi, klinisyenin protez kalite değerlendirmesi, çiğneme etkinliği ve maksimum ısırma kuvveti gibi kriterler göz önünde bulundurulmuştur. İki grup arasında tüm bu kriterler açısından

fark olmadığı ve hem frezelenmiş hem de 3B baskılı tam protezlerin dişsiz hastalar için geçerli bir tedavi seçeneği olduğu sonucuna varılmıştır. (113)

Tam protezlerin başarısının değerlendirilmesinde tutuculuk, estetik, çiğneme performansı ve stabilite gibi faktörler olduğu gibi hastaların protezlerinden duydukları rahatlık hissi de önemli bir etken sayılmaktadır. Streslerin destek dokulara homojen bir şekilde iletilmesi ve alveol kretlerine gelen çiğneme basınçlarının olabildiğince azaltılabilmesi amacıyla protezlerin kaide plağı altına yumuşak astar malzemeleri kullanılabilir. Yumuşak astarlar; kret atrofisi, kemik andırkatı, ince ve esnek olmayan mukoza varlığı gibi durumlarda hastaların konforunu artırma potansiyeline sahiptir. Ayrıca, düzensiz kemik rezorpsiyonu varlığında, immedat protezlerde, implant cerrahisi sonrası iyileşme döneminde, brüksizm ve ağız kuruluğu olan hastalarda da önerilmektedir. (8, 9, 114)

Yumuşak astar maddeleri, geçici amaçla veya daimi amaçla kullanılabilir. Ayrıca akrilik esaslı veya silikon esaslı olarak sınıflandırılmakta ve ısı ile, ışık ile ve oda sıcaklığında kendiliğinden polimerize olabilmektedir. Akrilik esaslı yumuşak astar maddeleri, akrilik polimerler ve kopolimerlerden oluşan toz ve akrilik monomer içeren likitten oluşur. Malzemenin yumuşaklığından plastizerler sorumludur ve zamanla dış ortama sızarlar. Silikon esaslı yumuşak astar maddeleri ise silikon ölçü malzemelerine benzer bir kimyasal bileşime sahip dimetilsiloksan polimerlerden oluşmaktadır ve elastik özellikleri plastizelere bağlı değildir. Bu nedenle elastik özelliklerini uzun süre korurlar. (9)

Yumuşak astar maddelerinden beklenen fiziksel özellikler; mukoza üzerinde yastıklama etkisi göstermesi, boyutsal stabilite, kalıcı esneklik, minimum sıvı emilimi ve çözünürlüğü ve mikroorganizmaların üremesinin olmamasıdır. Beklenen mekanik özellikler ise; laboratuvar ve klinik işlemlerin kolay olması, bitirme ve cilalama işlemlerinin kolay olması ve kaide plağı ile tutunmasının iyi olmasıdır. (8, 9)

Klinik kullanımı sırasında yumuşak astar maddelerinde karşılaşılan en önemli sorun, bir süre sonra maddenin akrilik kaideden ayrılmasıdır. Bir astar maddesinin esnekliği, rengi, su absorpsiyonu ve yırtılma direnci gibi fiziksel özellikleri iyi olsa bile protez kaidesine bağlanma direnci zayıf ise kullanım süresi kısalmaktadır. Yumuşak astar maddeleri en çok bu nedenden dolayı değiştirilir. (8, 115)

Yumuşak astar maddelerinin klinik başarısı için iki malzeme arasında güçlü bir bağ olması gereklidir. Malzemelerin kimyasal bileşimi, ağız boşluğundaki termal stresler, astar malzemesinin kalınlığı, adezivin cinsi ve yumuşak astar maddesinin yırtılma direnci gibi faktörler, protez kaide maddeleri ile bağlanma başarısını etkilemektedir. (10)

Bu tez çalışmasında, Ivobase High Impact (otopolimerize PMMA), Ivobase Cad (Prepolimerize PMMA) ve Dentabase (3B baskı Reçine) olmak üzere 3 farklı protez kaide materyali tercih edildi. Ivobase High Impact ve Ivobase Cad kaide materyalinin kimyasal bileşimi benzer olsa da farklı işleme yöntemleri sebebiyle seçildi. PMMA, farklı yöntemler kullanılarak işlenebilir ve her yöntem malzemenin yüzey özelliklerini ve dolayısıyla yumuşak astar ile olan bağlantısını etkileyebilir. Dentabase reçinesi, fonksiyonel metakrilik reçineler, başlatıcılar, boyalar ve dengeleyicilerden oluşur. Yumuşak astar materyali olarak ise Molloplast B (ısı ile polimerize, silikon esaslı) ve Ufi Gel P (otopolimerize, silikon esaslı) tercih edildi. Her ikisinin de silikon esaslı olmasına rağmen Ufi Gel P hem hasta başında hem de laboratuvarında uygulanabilirken (direkt ve indirekt teknik), Molloplast B sadece laboratuvar kullanımına (indirekt teknik) uygundur. Bu tez çalışmasında kullanılan kaide materyalleri ve yumuşak astar materyallerinin seçiminde, çalışmalarda sıklıkla tercih edilen materyal olmaları ve bu sayede önceki çalışmalarla karşılaştırma fırsatı sağlaması göz önünde bulundurulmuştur.

Yumuşak astar materyallerinin kaide materyali ile bağlantısının değerlendirilmesinde çekme dayanımı testi, sıyrılma dayanımı testi ve makaslama dayanımı testi uygulanabilmektedir. Wright, tüm yumuşak astar malzemelerinin yapışmasının en iyi sıyrılma testi ile belirlenebileceğini bildirmiştir. Kutay ise, silikon esaslı yumuşak astar malzemelerinin, diğer yumuşak astar türlerine göre daha düşük yırtılma dirençleri olduğundan bu malzemelerin yapışma mukavemetlerinin en iyi çekme direnci testi ile belirlenebileceğini bildirmiştir. Makaslama testinde ise, örneklere uygulanan gerilmelerin astar malzemesinin kenarlarında yoğunlaştığına inanılmaktadır. Bu durum, bağ gücü sonuçlarının ve başarısızlık tipinin yorumlanmasını zorlaştırabilir. Literatürde en çok uygulanan test çekme direnci testidir. Özdemir ve arkadaşları bunun nedenini, çekme testinin daha güvenilir sonuçlar vermesi ve uygulanmasının kolay olması olarak açıklamaktadır. Çekme testi sırasında, temel malzeme ile esnek kaplama malzemesi arasındaki bağ kuvvetini ölçmek için statik ve yavaş bir kuvvet uygulanır. (116-119)

Bu tez çalışmasında çekme direnci testi tercih edildi ve American Society for Testing and Materials (ASTM) D-638 ve 2095'te tarif edilen standartta göre uygulandı. Benzer çalışmalar göz önünde bulundurularak örnek boyutları 10x10x20 mm olarak belirlendi. Yumuşak astar malzemesinin kalınlığı ISO Standardına (ISO 10139-1) uygun olarak 3mm olarak belirlendi.

Çekme direnci testi bulguları değerlendirildiğinde grupların kendi içinde çekme direnci (MPa) ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklar olduğu görüldü ($p=0,001$; $p<0,01$). En yüksek ortalama değer IHI-MpB (1,57 MPa) grubunda gözlenirken en düşük değer IC-UgP (0,39 MPa) grubunda gözlenmiştir. En yüksekte en düşüğe değerler sırasıyla şu şekildedir: IHI-MpB=1,57 MPa, IC-MpB=1,53 MPa, D-MpB=0,96 MPa, IHI-UgP=0,72 MPa, D-UgP=0,67 MPa, IC-UgP=0,39 MPa.

Yumuşak astar malzemelerinin klinik kullanıma uygun olarak değerlendirilmesi için protez kaide materyali ile bağlantı dayanımının minimum 0,44 MPa olması gerektiği bildirilmiştir.(10, 11) Buna göre Molloplast B ile bağlanan tüm grupların ortalama çekme direnci değerlerinin, klinik olarak kabul edilebilir bağlantı dayanımı değerinden daha yüksek olduğu bulundu. Ufi Gel P ile bağlanan gruplara baktığımızda ise Ivobase High Impact ve Dentabase gruplarının ortalama çekme direnci değerleri, klinik olarak kabul edilebilir bağlantı dayanımı değerinin üzerinde olmasına rağmen Ivobase Cad grubunun ortalama değeri (0,39 MPa), klinik olarak kabul edilebilir bağlantı dayanımı değerinin altında bulundu.

Literatüre baktığımızda Choi ve arkadaşları; ısı ile polimerize, otopolimerize ve CAD/CAM freze kaidelerine yapıştırılan 3 farklı yumuşak astar malzemesinin çekme bağlantı direncini inceledikleri çalışmalarında, Ufi Gel SC ile Ivobase Cad grubunun ortalama çekme direnci değerini 0,36 MPa olarak buldular ve bizim bulgularımızla benzer şekilde klinik kullanım için uygun olmadığını bildirdiler. Bunun dışında, Ivobase Cad malzemesinin tüm gruplar içerisinde en düşük ortalama çekme direnci değeri gösterdiğini belirtmişlerdir. Bunun nedenini ise; Ivobase Cad kaidesi içerisine, frezeleme işlemi sırasında maruz kalınan termal gerilimleri telafi etmek için ilave edilen silis ve alüminyumun, yumuşak astar materyallerine olan bağlanmayı etkilemesi ve daha düşük çekme direnci değerlerinin ortaya çıkması şeklinde açıklamışlardır. (10)

Wemken ve arkadaşları ise; geleneksel, freze ve 3B baskı kaide plakları ile sert ve yumuşak astar malzemelerinin bağlanma gücünü inceledikleri çalışmasında, Ufi Gel

SC ile Ivobase Cad grubunun ortalama çekme direnci değerini 1,3 MPa olarak bildirmişlerdir. Bizim bulgularımızdan farklı olan bu değer, klinik kullanım için bildirilen minimum değer üzerindedir. (95)

Molloplast B ile bağlanan tüm grupların Ufi Gel P ile bağlanan gruplardan daha yüksek çekme direnci değeri gösterdiği görülmektedir. Bunun sebebi; Molloplast B'nin kaide plağına adeziv kullanılarak bağlanırken Ufi Gel P'nin ise primer ile bağlanması olabilir. PMMA protez kaide reçinesi ve silikon esaslı yumuşak astar malzemeleri farklı moleküler yapıya sahiptir ve hiçbir kimyasal bağlanmaya izin vermezler. İki malzeme arasındaki bağ mikromekaniktir ve bunu iyileştirmek için adezivler veya polimerik çözücüler (primerlar) kullanılır. Direkt teknikte (hasta başı uygulama) primerler daha yaygın olarak kullanılırken kuruma süresi uzun olduğu için indirekt teknikte (laboratuvarda uygulama) adeziv kullanılmaktadır. Molloplast B ile kullanılan Primo® adeziv, diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan bir organosilan olan metakriloksipropil trimetoksi silan içerir. Bu organosilan sayesinde yumuşak astar malzemesi, protez kaidesinin yüzeyinde asılı duran metakrilat grupları ile bağlantı yapar. Bu, Molloplast B gruplarının daha yüksek çekme direnci göstermesini açıklar. Bir diğer sebep ise Ufi Gel P astarının daha yüksek dolgu içeriğine sahip olması olabilir. Dolgu maddesi malzeme içerisinde su emer ve malzemenin yumuşaklığını arttırır, dolayısıyla elastikiyeti artar ve bağ kuvveti azalır. (10, 95, 119-121)

Yumuşak astar maddelerinin çekme direnci deneylerinde akrilik kaide yüzeyinden ayrılması adeziv kopma, kendi içerisinde yırtılması koheziv kopma ve her ikisi bir arada görülürse mikst kopma olarak adlandırılır. Başarısızlık tipi mikst olduğunda bu, yapışma bağ kuvvetinin malzemenin çekme direnci ile hemen hemen aynı olduğunu gösterir. Bununla birlikte, başarısızlık tipi koheziv olduğunda, astarın çekme direncinden daha yüksek bir kuvvet ölçüldüğü varsayılır, ancak bu da yapışma bağ kuvveti hakkında daha az anlamlı bilgi sağlayacaktır.

Molloplast B ile hazırlanan örnekler her üç türden kopma şeklini de göstermiştir. Ufi Gel P gruplarının ise tüm örnekleri adeziv kopma göstermiştir. Bu sonuç; astar molekülleri içindeki bağlantı dayanımının, astar ile PMMA kaide materyali arasındaki bağlantı kuvvetinden daha büyük olduğunu göstermektedir. Başarısızlık tiplerine göre çekme direnci değerleri anlamlı farklılıklar göstermiştir. Adeziv başarısızlık tipine sahip

örneklerin çekme direnci değerlerinin daha düşük olması anlamlı bulunmuştur. Ancak koheziv ve mikst başarısızlık tipleri arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Adeziv başarısızlıkta en yüksek değer Ivobase Cad akrilik kaide ve Molloplast B yumuşak astar maddesinin bağlı olduğu grupta kaydedilmiştir. Bu örnek, taramalı elektron mikroskobu (SEM) altında incelenmiştir ve Ivobase Cad akrilik yüzeyinden yumuşak astar maddesinin tamamen ayrılmasına rağmen, örnek yüzeyinde kalıntılara rastlanmıştır. Koheziv ve mikst başarısızlıkta en yüksek değer ise Ivobase High Impact akrilik kaidesi ile Molloplast B yumuşak astar maddesinin bağlı olduğu grupta kaydedilmiştir. Koheziv başarısızlık gösteren örnek SEM altında incelendiğinde, yumuşak astar maddesinin kendi içerisinde meydana gelen kopmaya bağlı olarak şerit şeklinde kesikler ve bazı bölgelerde çukurlar gözlenmiştir.

Sonuçlar, Molloplast B malzemesinin, Ivobase High Impact ve Ivobase Cad kaidelerine göre Dentabase kaidesinde anlamlı derecede daha düşük bir bağlantı olduğunu göstermektedir. Ivobase High Impact ve Ivobase Cad, PMMA içeriğine sahipken; Dentabase, fonksiyonel metakrilat reçineleri, başlatıcılar, boyalar ve dengeleyicilerden oluşan bir reçinedir. Farklı protez kaidelerinde bulunan farklı miktarlarda asılı metakrilat gruplarının bağlanma kuvvetini etkilediği düşünülmektedir. (119, 122)

Aynı zamanda, Molloplast B malzemesinin Ivobase High Impact ile Ivobase Cad arasında, bağlantı dayanımı açısından anlamlı bir fark görülmemiştir. Al Taweel ve arkadaşları, geleneksel ısıyla polimerize edilmiş ve CAD/CAM freze PMMA ile yumuşak astar malzemesinin bağlantısına yüzey işlemlerinin etkisini araştırdıkları çalışmasında, hem kontrol grubunda hem de yüzey işlemi uygulanmış gruplar arasında, bizim sonuçlarımıza benzer şekilde bağlantı direnci açısından anlamlı bir fark olmadığı sonucuna varmışlardır. (123)

Francisco ve arkadaşları; ısı ile polimerize, freze ve 3B baskı yöntemleriyle üretilen protez kaidelerine 3 farklı yumuşak astar malzemesinin bağlanma gücünü değerlendirdikleri çalışmasında Molloplast B'nin freze ve 3B baskı akriliklerine yüksek bağlanma gücü sergilediğini bulmuştur. (124)

Hasta başı uygulamaya uygun otopolimerize yumuşak astar materyallerinin PMMA kaide plağına, laboratuvarında uygulanan ısı ile polimerize yumuşak astar

materyallerine göre daha düşük bağlanma değerleri gösterdiği literatürde birçok çalışmada gösterilmiştir.

Awad ve arkadaşları; enjekte, freze ve 3B baskı kaidelerine 5 farklı protez astar malzemelerinin bağlanmasını değerlendirdikleri çalışmada, hasta başı uygulanan yumuşak astar malzemelerinin tüm kaide örnekleri ile diğer astar malzemeleri ile kıyaslandığında en düşük bağlanma değerlerini gösterdiğini bildirmiştir. (125)

Benzer bir çalışmada Alfaraj ve arkadaşları, basınçla akrilik burajı, enjeksiyonla akrilik burajı, frezeleme ve 3B baskı yöntemleriyle üretilen protez kaide malzemelerine, otopolimerize ve ısı ile polimerize astar malzemelerinin bağlanmasını değerlendirmiştir. Sonuçlara bakıldığında; basınçla akrilik burajı yöntemiyle üretilen protez kaidesi, her iki astar malzemesiyle de yüksek bağlanma gösterirken, diğer tüm kaide gruplarında ısı ile polimerize astar malzemesi otopolimerize astar malzemesine göre daha yüksek çekme direnci değeri göstermiştir. (126)

Köseoğlu ve arkadaşlarının çeşitli sert ve yumuşak astar malzemelerinin çekme bağ kuvvetini, geleneksel ve 3B baskı yöntemleriyle üretilmiş protez kaide reçineleri ile karşılaştırdıkları çalışmasında ise bizim çalışmamızdan farklı olarak, hasta başı ve laboratuvarında uygulanan yumuşak astar malzemeleri arasında anlamlı bir fark ortaya çıkmamıştır. (127)

Bu çalışmada test koşulları, klinik durumu simüle etmeyebilir. Test numunelerinin çift yapışma yüzeyi varken klinik vakalarda tek yapışma yüzeyi vardır. Aynı zamanda çiğneme esnasında protezler, tekrarlayan mekanik streslere maruz kalır. Tükürük, hastanın beslenme alışkanlıkları, sıcaklık değişiklikleri, ağız hijyeni ve sistemik hastalıkların varlığı gibi faktörler, bağ kuvveti değerinde değişikliklere yol açabilir ve astarların ömrünü değiştirebilir. İşleme yöntemleri, su emilimi, termal stresler, sertlik, yırtılma direnci, renk stabilitesi gibi faktörlerin tümü, hangi malzemelerin en iyi klinik hizmeti sağlayacağını tahmin etmek için yumuşak astar malzemelerinin araştırılması gereken özellikleridir. (128)

Bu tez çalışmasının limitasyonlarından biri, örnekler sadece 24 saat suda bekletildi ve kısa bir süre sonra test edildi. Yeni çalışmalarda ağız ortamını simüle etmek için örneklere termal döngü uygulaması yapılabilir ve bu uygulamanın bağlantı direncini değiştirip değiştirmediği değerlendirilebilir.

Bir diğer limitasyon ise, çalışmamızda sadece silikon içerikli yumuşak astarlara çekme direncinin değerlendirilmesi ancak akrilik içerikli astarların çalışma dışında bırakılması sayılabilir. Dijital tam protezlerin astarlanması ve tamiri, klinik kullanım açısından çok önemlidir. Gelecek yıllarda dijital tam protezlerin kullanımının artmasının beklendiği göz önünde bulundurularak daha geniş çapta ve daha fazla araştırma yapılması gerekmektedir.



SONUÇLAR

- 1) Çalışmada en yüksek çekme direnci değeri, Molloplast B ile bağlanan Ivobase High Impact kaidesi arasında görüldü. Ancak; Ivobase High Impact ve Ivobase Cad kaidelerinin çekme dirençleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur.
- 2) En düşük çekme direnci değeri, Ivobase Cad kaidesi ile Ufi Gel P yumuşak astar malzemesi arasında görüldü. Bu değer (0,39 MPa), klinik kullanım için gerekli minimum değer (0,44 MPa) altında kaldı.
- 3) Farklı özelliklere sahip yumuşak astar materyallerinin kullanılmasının çekme direnci değerleri üzerinde etkili olduğu görüldü. Tüm kaide tiplerinde Molloplast B yumuşak astar materyali, Ufi Gel P yumuşak astar materyalinden daha yüksek çekme direnci gösterdi.
- 4) Molloplast B ile bağlanan örneklerde düşük oranda koheziv ve mikst, yüksek oranda ise adeziv başarısızlık tipi görülürken; Ufi Gel P ile bağlanan tüm örneklerde adeziv başarısızlık tipi görüldü. Adeziv başarısızlık tipine sahip örneklerin çekme direnci değerlerinin daha düşük olması anlamlı bulundu.

KAYNAKLAR

1. Villias A, Karkazis H, Yannikakis S, Theocharopoulos A, Sykaras N, Polyzois G. Current status of digital complete dentures technology. *Prosthesis*. 2021;3(3):229-44.
2. Polzer I, Schimmel M, Müller F, Biffar R. Edentulism as part of the general health problems of elderly adults. *Int Dent J*. 2010;60(3):143-55.
3. Schlenz MA, Schmidt A, Wöstmann B, Rehmann P. Clinical performance of computer-engineered complete dentures: a retrospective pilot study. *Quintessence Int*. 2019;50(9):706-11.
4. Baba NZ, AlRumaih HS, Goodacre BJ, Goodacre CJ. Current techniques in CAD/CAM denture fabrication. *Gen Dent*. 2016;64(6):23-8.
5. Alhallak K, Hagi-Pavli E, Nankali A. A review on clinical use of CAD/CAM and 3D printed dentures. *Br Dent J*. 2023.
6. Janeva NM, Kovacevska G, Elencevski S, Panchevska S, Mijoska A, Lazarevska B. Advantages of CAD/CAM versus Conventional Complete Dentures - A Review. *Open Access Maced J Med Sci*. 2018;6(8):1498-502.
7. Andreescu CF, Ghergic DL, Botoaca O, Hancu V, Banateanu AM, Patroi DN. Evaluation of different materials used for fabrication of complete digital denture. *Mater Plast*. 2018;55(1):124-8.
8. Çalikkocaoğlu S. Dişsiz Hastaların Protetik Tedavisi: Klasik Tam Protezler. 8 ed. istanbul: Quintessence Publishing; 2021. 522-31 p.
9. Hashem MI. Advances in Soft Denture Liners: An Update. *J Contemp Dent Pract*. 2015;16(4):314-8.
10. Choi JE, Ng TE, Leong CKY, Kim H, Li P, Waddell JN. Adhesive evaluation of three types of resilient denture liners bonded to heat-polymerized, autopolymerized, or CAD-CAM acrylic resin denture bases. *J Prosthet Dent*. 2018;120(5):699-705.
11. Kawano F, Dootz ER, Koran A, 3rd, Craig RG. Comparison of bond strength of six soft denture liners to denture base resin. *J Prosthet Dent*. 1992;68(2):368-71.
12. Yavuzylmaz H, Ulusoy M, Kedici PS, Kansu G. Protetik diş tedavisi terimleri sözlüğü. *Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Ankara şubesi derneği yayınları*, Ankara. 2003.
13. McCabe JF, Walls AW. *Applied dental materials*: John Wiley & Sons; 2013.
14. Van Noort R, Barbour M. *Introduction to dental materials-e-book*: Elsevier Health Sciences; 2014. 175-82 p.
15. Murray MD, Darvell BW. The evolution of the complete denture base. Theories of complete denture retention — A review. Part 1. *Australian Dental Journal*. 1993;38(3):216-9.
16. Khindria S, Mittal S, Sukhija U. Evolution of denture base materials. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2009;9(2):64-9.
17. Price CA. A history of dental polymers. *Aust Prosthodont J*. 1994;8:47-54.
18. Rueggeberg FA. From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. *J Prosthet Dent*. 2002;87(4):364-79.
19. Mohamad Rasidi MQZB. Review on History of Complete Denture. *Research Journal of Pharmacy and Technology*. 2016;9:1069.
20. Greener EH, Harcourt JK, Lautenschlager EP. *Materials science in dentistry*: Williams & Wilkins; 1972.

21. Johnson JA, Jones DW. The mechanical properties of PMMA and its copolymers with ethyl methacrylate and butyl methacrylate. *Journal of Materials Science*. 1994;29(4):870-6.
22. McCabe JF, Walls AW. *Applied dental materials*: John Wiley & Sons; 2013. 110-23 p.
23. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*: Elsevier Health Sciences; 2012. 92-110 p.
24. Çalikkocaoğlu S. Tam protezler. *Cilt I. 4 Baskı*. Ankara; 2004. p. 440-53.
25. Dhir G, Berzins DW, Dhuru VB, Periathamby AR, Dentino A. Physical properties of denture base resins potentially resistant to *Candida* adhesion. *J Prosthodont*. 2007;16(6):465-72.
26. Stafford GD, Bates JF, Huggett R, Handley RW. A review of the properties of some denture base polymers. *J Dent*. 1980;8(4):292-306.
27. Zafar MS. Prosthodontic Applications of Polymethyl Methacrylate (PMMA): An Update. *Polymers (Basel)*. 2020;12(10).
28. Ogle RE, Sorensen SE, Lewis EA. A new visible light-cured resin system applied to removable prosthodontics. *J Prosthet Dent*. 1986;56(4):497-506.
29. Nogueira SS, Ogle RE, Davis EL. Comparison of accuracy between compression- and injection-molded complete dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1999;82(3):291-300.
30. Raszewski Z, Nowakowska-Toporowska A, Nowakowska D, Wiğckiewicz W. Update on Acrylic Resins Used in Dentistry. *Mini Rev Med Chem*. 2021;21(15):2130-7.
31. Revised American Dental Association specification no. 12 for denture base polymers. *J Am Dent Assoc*. 1975;90(2):451-8.
32. ISO. IOFS. 20795-1. Dentistry — Base polymers Part 1: Denture base polymers 2013-03-01.
33. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' science of dental materials*: Elsevier Health Sciences; 2012. 474-98 p.
34. Combe E. *Notes on dental materials*.: Churchill Livingstone. Edinburg, London UK: 1-52. 1992:81-8.
35. Grant A. Problems with polymers in dentistry. *British polymer journal*. 1978;10(4):241-4.
36. Aguirre BC, Chen JH, Kontogiorgos ED, Murchison DF, Nagy WW. Flexural strength of denture base acrylic resins processed by conventional and CAD-CAM methods. *J Prosthet Dent*. 2020;123(4):641-6.
37. Alqahtani M. Mechanical properties enhancement of self-cured PMMA reinforced with zirconia and boron nitride nanopowders for high-performance dental materials. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2020;110:103937.
38. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Shaull KL, Laffoon JE, Qian F. Flexural and fatigue strengths of denture base resin. *J Prosthet Dent*. 2008;100(1):47-51.
39. Andreescu C, Ghergic D, Botoaca O, Hancu V, Banateanu AM, Patroi D. Evaluation of Different Materials Used for Fabrication of Complete Digital Denture. *MATERIALE PLASTICE*. 2018;55:124-8.
40. Bilgin MS, Baytaroglu EN, Erdem A, Dilber E. A review of computer-aided design/computer-aided manufacture techniques for removable denture fabrication. *Eur J Dent*. 2016;10(2):286-91.
41. Wang C, Shi YF, Xie PJ, Wu JH. Accuracy of digital complete dentures: A systematic review of in vitro studies. *J Prosthet Dent*. 2021;125(2):249-56.

42. Maeda Y, Minoura M, Tsutsumi S, Okada M, Nokubi T. A CAD/CAM system for removable denture. Part I: Fabrication of complete dentures. *Int J Prosthodont.* 1994;7(1):17-21.
43. Kawahata N, Ono H, Nishi Y, Hamano T, Nagaoka E. Trial of duplication procedure for complete dentures by CAD/CAM. *J Oral Rehabil.* 1997;24(7):540-8.
44. Sun Y, Lü P, Wang Y. Study on CAD&RP for removable complete denture. *Comput Methods Programs Biomed.* 2009;93(3):266-72.
45. Bidra AS, Taylor TD, Agar JR. Computer-aided technology for fabricating complete dentures: Systematic review of historical background, current status, and future perspectives. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 2013;109(6):361-6.
46. Busch M, Kordass B. Concept and development of a computerized positioning of prosthetic teeth for complete dentures. *Int J Comput Dent.* 2006;9(2):113-20.
47. Kanazawa M, Inokoshi M, Minakuchi S, Ohbayashi N. Trial of a CAD/CAM system for fabricating complete dentures. *Dent Mater J.* 2011;30(1):93-6.
48. Goodacre CJ, Garbacea A, Naylor WP, Daher T, Marchack CB, Lowry J. CAD/CAM fabricated complete dentures: concepts and clinical methods of obtaining required morphological data. *J Prosthet Dent.* 2012;107(1):34-46.
49. Abdelnabi MH, Swelem AA. Digital technology in complete denture prosthodontics: A review of literature. *Egypt Dent J.* 2017;63:2871-85.
50. Kattadiyil MT, Jekki R, Goodacre CJ, Baba NZ. Comparison of treatment outcomes in digital and conventional complete removable dental prosthesis fabrications in a predoctoral setting. *J Prosthet Dent.* 2015;114(6):818-25.
51. AlHelal A, AlRumaih HS, Kattadiyil MT, Baba NZ, Goodacre CJ. Comparison of retention between maxillary milled and conventional denture bases: A clinical study. *J Prosthet Dent.* 2017;117(2):233-8.
52. Kalberer N, Mehl A, Schimmel M, Müller F, Srinivasan M. CAD-CAM milled versus rapidly prototyped (3D-printed) complete dentures: An in vitro evaluation of trueness. *J Prosthet Dent.* 2019;121(4):637-43.
53. Azeez GM, Çekiç Nagaş I. Protetik Diş Hekimliğinde Kullanılan Metal Üretim Tekniklerinde Güncel Gelişmeler. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2017;38(3):128-39.
54. Abduo J, Lyons K, Bennamoun M. Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. *Int J Dent.* 2014;2014:783948.
55. Cebeci NÖ, Tokmakcioğlu HH. Protetik diş tedavisinde ekleme yöntemi ile üretim. *Sağlık Akademisi Kastamonu.* 2018;3(1):66-86.
56. Türk AG, Dünder Çömlekoğlu M, Çömlekoğlu ME. Eklemeli Bilgisayar Destekli Üretim Yöntemleri. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2022;43(Supp: Özel Sayı):85-94.
57. Baba NZ, Goodacre BJ, Goodacre CJ, Müller F, Wagner S. CAD/CAM complete denture systems and physical properties: A review of the literature. *J Prosthodont.* 2021;30(2):113-24.
58. Baba NZ. Materials and Processes for CAD/CAM Complete Denture Fabrication. *Current Oral Health Reports.* 2016;3:203-8.
59. Kanakaraj S, Kumar H, Ravichandran R. An update on CAD/CAM removable complete dentures: A review on different techniques and available CAD/CAM denture systems. *International Journal of Applied Dental Sciences.* 2021;7(1):491-8.
60. Infante L, Yilmaz B, McGlumphy E, Finger I. Fabricating complete dentures with CAD/CAM technology. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 2014;111(5):351-5.

61. Kattadiyil M, Goodacre C, Baba N. CAD/CAM complete dentures: a review of two commercial fabrication systems. *Journal of the California Dental Association*. 2013;41:407-16.
62. Steinmassl PA, Klaunzer F, Steinmassl O, Dumfahrt H, Grunert I. Evaluation of Currently Available CAD/CAM Denture Systems. *Int J Prosthodont*. 2017;30(2):116-22.
63. Yuzbasioglu E, Us Y, Özdemir G, Albayrak B. Clinical outcomes and Complications of CAD-CAM Fabricated Complete Dentures; An update and review. *Journal of Experimental and Clinical Medicine*. 2021;38:92-7.
64. Steinmassl PA, Wiedemair V, Huck C, Klaunzer F, Steinmassl O, Grunert I, et al. Do CAD/CAM dentures really release less monomer than conventional dentures. *Clin Oral Investig*. 2017;21(5):1697-705.
65. Bidra AS, Taylor TD, Agar JR. Computer-aided technology for fabricating complete dentures: systematic review of historical background, current status, and future perspectives. *J Prosthet Dent*. 2013;109(6):361-6.
66. Baba NZ, Goodacre BJ, Goodacre CJ, Muller F, Wagner S. CAD/CAM Complete Denture Systems and Physical Properties: A Review of the Literature. *J Prosthodont*. 2021;30(S2):113-24.
67. Goodacre CJ, Goodacre BJ, Baba NZ. Should digital complete dentures be part of a contemporary prosthodontic education. *J Prosthodont*. 2021;30(S2):163-9.
68. Qudah S, Harrison A, Huggett R. Soft lining materials in prosthetic dentistry: a review. *Int J Prosthodont*. 1990;3(5):477-83.
69. Garcia LT, Jones JD. Soft liners. *Dent Clin North Am*. 2004;48(3):709-20, vii.
70. Babu KAS. A Beginners guide for soft liners-Mini review. *Journal of Pharmaceutical Sciences and Research*. 2019;11(12):3802-5.
71. Bal BT YH. Yumuşak Astar Maddeleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*. 2006.
72. Craig RG, Gibbons P. Properties of resilient denture liners. *J Am Dent Assoc*. 1961;63:382-90.
73. Braden M, Wright PS, Parker S. Soft lining materials--a review. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 1995;3(4):163-74.
74. Qudah S, Huggett R, Harrison A. The effect of thermocycling on the hardness of soft lining materials. *Quintessence Int*. 1991;22(7):575-80.
75. Mack PJ. Denture soft lining materials: clinical indications. *Aust Dent J*. 1989;34(5):454-8.
76. Doğan OM. Yumuşak astar materyallerin klinik endikasyonlari. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2005;2005(1):70-5.
77. Hayakawa I, Keh ES, Morizawa M, Muraoka G, Hirano S. A new polyisoprene-based light-curing denture soft lining material. *J Dent*. 2003;31(4):269-74.
78. Hayakawa I, Hirano S, Takahashi Y, Keh ES. Changes in the masticatory function of complete denture wearers after relining the mandibular denture with a soft denture liner. *Int J Prosthodont*. 2000;13(3):227-31.
79. Canay S, Hersek N, Tulunoğlu I, Uzun G. Evaluation of colour and hardness changes of soft lining materials in food colorant solutions. *J Oral Rehabil*. 1999;26(10):821-9.
80. Doğan O. Protez Yumuşak Astar Materyalleri. *Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 7(3):209-15.
81. ISO. IOFS. 10139-1. Dentistry - Resilient lining materials for removable dentures -. Part 1: Short-term materials 1991-12-01.
82. ISO. IOFS. 10139-1. Dentistry - Resilient lining materials for removable dentures -. Part 2: Materials for long-term use 1991-12-01.

83. Zaimoglu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Dis hekimliginde maddeler bilgisi. Ankara: Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları. 1993.
84. Noort RV. Introduction to Dental Materials. . Philadelphia: MOSBY; 2002.
85. Voronov A, Lebedenko I, Voronov I. Prosthetic treatment of edentulous patients. MED press-inform. 2006:344.
86. Çalikkocaoğlu S. Dişsiz Hastaların Protetik Tedavisi: Klasik Tam Protezler. istanbul: Quintessence Publishing; 2021. 532-41 p.
87. Chladek G, Zmudzki J, Kasperski J. Long-Term Soft Denture Lining Materials. Materials (Basel). 2014;7(8):5816-42.
88. Parker S, Martin D, Braden M. Soft acrylic resin materials containing a polymerisable plasticiser I: mechanical properties. Biomaterials. 1998;19(18):1695-701.
89. Parker S, Martin D, Braden M. Soft acrylic resin materials containing a polymerisable plasticiser II: water absorption characteristics. Biomaterials. 1999;20(1):55-60.
90. Kuck M. [New elastic material based on silicon for dental prostheses]. Zahnartzl Welt. 1955;10(6):148-50.
91. ISO. IOFS. 10139-2. Dentistry — Soft lining materials for removable dentures — Part 2: Materials for long-term use 2016.
92. N. Y. Yumuşak Astar Maddeleri Ve Özellikleri. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2003.
93. The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. J Prosthet Dent. 2017;117(5s):e1-e105.
94. Anusavice KJ. Phillips' science of dental materials 2003. 74-101 p.
95. Wemken G, Burkhardt F, Spies BC, Kleinvogel L, Adali U, Sterzenbach G, et al. Bond strength of conventional, subtractive, and additive manufactured denture bases to soft and hard relining materials. Dent Mater. 2021;37(5):928-38.
96. Elmas MS, Başaran EG İA. Diş Hekimliğinde Kullanılan Bağlanma Dayanımı Test Metotları. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 31(2):283-8.
97. ISO. IOFS. 8510-2 Adhesives — Peel test for a flexible-bonded-to-rigid test specimen assembly —. Part 2: 180° peel 2006.
98. Whitehead S, Shearer A, Watts D, Wilson N. Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. Journal of Oral Rehabilitation. 1995;22(6):421-7.
99. Çankaya N, Sökmen Ö. Polimerler-Kil Nanokompozitlerinde Kullanılan Bazı Yüzey Analiz Yöntemleri. Teknik Bilimler Dergisi. 11(1):20-32.
100. Fischer ER, Hansen BT, Nair V, Hoyt FH, Dorward DW. Scanning electron microscopy. Curr Protoc Microbiol. 2012;Chapter 2:Unit 2B..
101. de Oliveira Limírio JPJ, Gomes JML, Alves Rezende MCR, Lemos CAA, Rosa C, Pellizzer EP. Mechanical properties of polymethyl methacrylate as a denture base: Conventional versus CAD-CAM resin - A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. J Prosthet Dent. 2022;128(6):1221-9.
102. Engler M, Güth JF, Keul C, Erdelt K, Edelhoff D, Liebermann A. Residual monomer elution from different conventional and CAD/CAM dental polymers during artificial aging. Clin Oral Investig. 2020;24(1):277-84.
103. Ayman AD. The residual monomer content and mechanical properties of CAD\CAM resins used in the fabrication of complete dentures as compared to heat cured resins. Electron Physician. 2017;9(7):4766-72.
104. Steinmassl O, Dumfahrt H, Grunert I, Steinmassl PA. CAD/CAM produces dentures with improved fit. Clin Oral Investig. 2018;22(8):2829-35.

105. Lee S, Hong SJ, Paek J, Pae A, Kwon KR, Noh K. Comparing accuracy of denture bases fabricated by injection molding, CAD/CAM milling, and rapid prototyping method. *J Adv Prosthodont*. 2019;11(1):55-64.
106. Tasaka A, Matsunaga S, Odaka K, Ishizaki K, Ueda T, Abe S, et al. Accuracy and retention of denture base fabricated by heat curing and additive manufacturing. *J Prosthodont Res*. 2019;63(1):85-9.
107. Murat S, Alp G, Alatalı C, Uzun M. In vitro evaluation of adhesion of candida albicans on CAD/CAM PMMA-based polymers. *J Prosthodont*. 2019;28(2):873-9.
108. Srinivasan M, Gjengedal H, Cattani-Lorente M, Moussa M, Durual S, Schimmel M, et al. CAD/CAM milled complete removable dental prostheses: An in vitro evaluation of biocompatibility, mechanical properties, and surface roughness. *Dent Mater J*. 2018;37(4):526-33.
109. Dayan C, Guven MC, Gencel B, Bural C. A Comparison of the Color Stability of Conventional and CAD/CAM Polymethyl Methacrylate Denture Base Materials. *Acta Stomatol Croat*. 2019;53(2):158-67.
110. Alp G, Johnston WM, Yilmaz B. Optical properties and surface roughness of prepolymerized poly(methyl methacrylate) denture base materials. *J Prosthet Dent*. 2019;121(2):347-52.
111. Arslan M, Murat S, Alp G, Zaimoglu A. Evaluation of flexural strength and surface properties of prepolymerized CAD/CAM PMMA-based polymers used for digital 3D complete dentures. *Int J Comput Dent*. 2018;21(1):31-40.
112. Al-Dwairi ZN, Tahboub KY, Baba NZ, Goodacre CJ. A Comparison of the Flexural and Impact Strengths and Flexural Modulus of CAD/CAM and Conventional Heat-Cured Polymethyl Methacrylate (PMMA). *J Prosthodont*. 2020;29(4):341-9.
113. Srinivasan M, Kalberer N, Fankhauser N, Naharro M, Maniewicz S, Müller F. CAD-CAM complete removable dental prostheses: A double-blind, randomized, crossover clinical trial evaluating milled and 3D-printed dentures. *J Dent*. 2021;115:103842.
114. Kutay Ö. Akrilik ve metal protez kaide maddelerine Molloplast-B'nin tutunması. Istanbul: Istanbul University; 1989.
115. Kutay Ö, Turfaner M. Yumuşak Astar Maddelerinin Laboratuvar Uygulamalarında Başarı Faktörleri ve Protez Kenarlarının Hazırlanmasında Yeni Bir Yöntem Takdimi *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*. 2012;26(3):150-5.
116. Özdemir H, Özdoğan A. Bond Strength of Resilient Lining Materials to Denture Base Resin: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Prosthodont*. 2018;27(9):828-41.
117. Kutay O. Comparison of tensile and peel bond strengths of resilient liners. *J Prosthet Dent*. 1994;71(5):525-31.
118. Wright PS. Soft lining materials: their status and prospects. *J Dent*. 1976;4(6):247-56.
119. Mutluay MM, Ruyter IE. Evaluation of bond strength of soft relining materials to denture base polymers. *Dent Mater*. 2007;23(11):1373-81.
120. Yankova M, Peev T, Yordanov B. Basic Problems with the Use of Resilient Denture Lining Materials: Literature Review. *Journal of IMAB—Annual Proceeding Scientific Papers*. 2021;27(2):3723-30.
121. Saraç YS, Başoğlu T, Ceylan GK, Saraç D, Yapıcı O. Effect of denture base surface pretreatment on microleakage of a silicone-based resilient liner. *J Prosthet Dent*. 2004;92(3):283-7.

122. Alfouzan AF, Alotiabi HM, Labban N, Al-Otaibi HN, Al Taweel SM, AlShehri HA. Color stability of 3D-printed denture resins: effect of aging, mechanical brushing and immersion in staining medium. *J Adv Prosthodont.* 2021;13(3):160-71.
123. Al Taweel SM, Al-Otaibi HN, Labban N, AlFouzan A, Shehri HA. Soft Denture Liner Adhesion to Conventional and CAD/CAM Processed Poly(Methyl Methacrylate) Acrylic Denture Resins-An In-Vitro Study. *Materials (Basel).* 2021;14(21).
124. Azpiazu-Flores FX, Schricker SR, Seghi RR, Johnston WM, Leyva Del Rio D. Adhesive strength of 3 long-term resilient liners to CAD-CAM denture base polymers and heat-polymerized polymethyl methacrylate with thermocycling. *J Prosthet Dent.* 2022.
125. Awad AN, Cho SH, Kesterke MJ, Chen JH. Comparison of tensile bond strength of denture reline materials on denture bases fabricated with CAD-CAM technology. *J Prosthet Dent.* 2021.
126. Alfaraj A, Chu TG, Alouthah H, Yang CC, Lin WS. Tensile bond strength of auto-polymerizing and heat-polymerizing denture reliners on the conventional and CAD-CAM denture base materials. *J Prosthodont.* 2023.
127. Koseoglu M, Tugut F, Akin H. Tensile bond strength of soft and hard relining materials to conventional and additively manufactured denture-base materials. *J Prosthodont.* 2022.
128. Surapaneni H, Ariga P, Haribabu R, Ravi Shankar Y, Kumar VH, Attili S. Comparative Evaluation of Tensile Bond Strength between Silicon Soft Liners and Processed Denture Base Resin Conditioned by Three Modes of Surface Treatment: An Invitro Study. *J Indian Prosthodont Soc.* 2013;13(3):274-80.