



**ÜÇ FARKLI KAİDE MATERYALİNİN TERMAL SİKLU SONRASİ
ÇEKME DAYANIMLARININ VE PLASTİK DEFORMASYONLARININ
KARŞILAŞTIRILMASI**

Burak TANIŞ

**DOKTORA TEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

MAYIS 2015

BURAK TANIŞ tarafından hazırlanan “ Üç Farklı Kaide Materyalinin Termal Siklus Sonrası Çekme Dayanımının ve Plastik Deformasyonunun Karşılaştırılması ” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ / ~~OY ÇOKLUĞU~~ ile Gazi Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Prof.Dr. Levent NALBANT

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~



Başkan : Prof.Dr. Cemal AYDIN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~



Üye : Prof.Dr. Turan KORKMAZ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~



Üye : Prof.Dr. Ayhan GÜRBÜZ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~



Üye : Doç.Dr. Alper ÇAĞLAR

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~



Tez Savunma Tarihi: 15../.05../.2015

Jüri tarafından kabul edilen bu tezin Doktora Tezi olması için gerekli şartları yerine getirdiğini onaylıyorum.

.....

Doç. Dr. Ufuk KOCA ÇALIŞKAN

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

ETİK BEYAN

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

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

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

Burak TANIŞ

.../.../.....

ÜÇ FARKLI KAİDE MATERYALİNİN TERMAL SIKLUS SONRASI ÇEKME
DAYANIMLARININ VE PLASTİK DEFORMASYONLARININ
KARŞILAŞTIRILMASI
(Doktora Tezi)

Burak TANIŞ

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
Mayıs 2015

ÖZET

Bu çalışmanın amacı enjeksiyon yoluyla üretilen PMMA, asetal rezin ve poliamid rezinin termal siklus işlemi öncesi ve sonrası çekme dayanımının, plastik deformasyon sınırının ve kırılma anındaki defleksiyon miktarlarının karşılaştırılmasıdır. Deney grupları her grupta 10 adet örnek olacak şekilde ayarlanmıştır. Termal siklus uygulanmayan gruplar 50 saat 37°C distile su içerisinde bekletilmiştir. Termal siklus uygulanan gruplar 5-55°C sıcaklık aralığında banyo bekleme süresi 30 saniye ve banyolar arası geçiş süresi 2 saniye olacak şekilde 12000 siklus uygulanmıştır. Bu işlemler sonunda universal test cihazıyla çekme dayanımı testi uygulanmıştır. Sonuç olarak termal siklus öncesi ve sonrası asetal rezinlerin çekme dayanımının, PMMA ve poliamid rezinlere göre istatistiksel olarak daha yüksek olduğu, PMMA'ların çekme dayanımının poliamid rezinler ile benzerlik gösterdiği görülmüştür. Termal siklus işlemi üç materyalin de çekme dayanımına etki etmediği gözlemlenmiştir. Plastik deformasyon sınırları incelendiğinde termal siklus işlemi uygulanmayan asetal rezin ve poliamid rezin, termal siklus uygulanmayan PMMA'lara göre daha plastik deformasyon sınırına ulaşana kadar daha çok uzama gösterirken, termal siklus uygulanan örneklerde asetal rezinler, PMMA ve poliamid rezinlere göre daha çok uzama göstermiş, PMMA ve poliamid rezinlerin uzama miktarları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadığı sonucuna ulaşılmıştır. Asetal rezin ve PMMA'lar plastik deformasyon sınırına ulaştığında kırıldığı, poliamid rezinlerin ise plastik deformasyon sınırına ulaşmasının ardından kırılana kadar uzamaya devam ettiği gözlemlenmiştir.

Bilim Kodu : 1050

Anahtar Kelimeler : Kaide Materyali, Plastik Deformasyon, Çekme Dayanımı, Termal Siklus

Sayfa Adedi : 59

Danışman : Prof. Dr. Levent NALBANT

COMPARISON OF TENSILE STRENGTHS AND PLASTIC DEFORMATIONS OF
THREE DIFFERENT DENTURE BASE MATERIALS AFTER THERMOCYCLING

(Ph. D. Thesis)

Burak TANIŞ

GAZİ UNIVERSITY
INSTITUTE OF HEALTH SCIENCES

May 2015

ABSTRACT

The aim of this study is comparison of tensile strengths, plastic deformation limits and the amount of deflection when fracture occurs of injection-molded PMMA, acetal resin and polyamide resin before and after thermal cycling process. Experimental groups in each group is set to be 10 samples. Thermal cycles untreated group were immersed in distilled water at 37 C for 50 hours. Thermal cycles applied to groups 5-55°C temperature range of bath and bath for 30 seconds waiting time between switching time 12 000 cycles were administered to be 2 seconds. At the end of this process with a universal testing machine tensile strength test. As a result of thermal cycles before and after the tensile strength of acetal resins, polyamide resins as compared to PMMA and statistically significantly higher, it was observed that the tensile strength of PMMA similar to the polyamide resins. Thermal cycling process has been observed to influence the tensile strength of the three materials. When the plastic deformation range of examination of the resin thermally cycled the untreated acetal and polyamide resin, thermal cycles untreated PMMA until you reach the more plastic deformation limit. According to more strain mark, thermal cycles applied to the sample in acetal resins, more showed elongation compared to PMMA and polyamide resin, PMMA and polyamide resins has been concluded between the elongation of the statistically significant difference found. The acetal resin and the PMMA reaches the plastic deformation range that is broken, the polyamide resin is continued until fracture elongation after reaching the limit of plastic deformation was observed.

Science Code : 1050

Key Words : Denture Base Material, Plastic Deformation, Tensile Strength,
Thermocycling

Page Number : 59

Supervisor : Prof. Dr. Levent NALBANT

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca alıőmalarımın baőından sonuna kadar bana her tŒrlŒ desteği veren ve yol gŒsteren danışman hocam Sayın Prof. Dr. Levent NALBANT ve Sayın Prof. Dr. Asude Dilek NALBANT'a,

Lisans ve doktora eğitimim boyunca mesleki ve hayat tecrŒbelerini benden esirgemeyen hocam Sayın Prof. Dr. Turgut Cihan Akaboy'a,

Bir hayatı paylaőmaktan mutluluk duyduğum değerli eőim Merve akırbay TANIŞ'a,

Beni bugŒnlere getiren, her zorlukta desteklerini ve hayat boyunca sonsuz sevgilerini hissettiğim canım annem ve babam Nurten TANIŞ ve Metin TANIŞ'a teőekkŒr ederim.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	xi
RESİMLERİN LİSTESİ	xii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Protez Kaide Maddeleri	3
2.1.1. Protez kaide maddelerinin tarihsel gelişimi	3
2.1.2. Protez kaide maddelerinde aranan özellikler.....	4
2.1.3. Protez kaide maddelerinin sınıflandırılması.....	6
2.2. Polimerler.....	9
2.2.1. Polimerlerin uzaysal yapısı	9
2.2.2. Polimerlerin sınıflandırılması.....	9
2.3. Polimerizasyon.....	11
2.3.1. Polimerizasyon tipleri.....	11
2.4. Asetal Rezin.....	13
2.4.1. Asetal rezinin avantajları.....	13
2.4.3. Asetal rezinin diş hekimliğinde kullanım alanları.....	14
2.5. Poliamid Rezinler	15
2.5.1. Poliamid rezinin avantajları.....	15
2.5.2. Poliamid rezinin dezavantajları	15

	Sayfa
2.5.3. Poliamid rezinin diş hekimliğinde kullanım alanları	16
2.6. Materyallerin Mekanik Özellikleri	16
2.6.1. Gerilim (Stress)	16
2.6.2. Gerilme (Strain).....	17
2.6.3. Elastik modülü (Elastic Modulus).....	17
2.6.4. Elastik sınır ve orantı sınırı (Elastic and Proportional Limit)	17
2.6.5. Esneklik (Flexibility).....	18
2.6.6. Poisson oranı (Poisson Ratio)	19
2.6.7. Akma noktası dayanımı (Yield Strength).....	19
2.6.8. Dayanım (Strength)	19
2.6.9. Kırılma dayanımı (Fracture Strength)	19
2.6.10. Kırılma Tokluğu (Fracture Toughness).....	19
2.6.11. Bükülme dayanımı (Flexural Strength).....	20
2.6.12. Darbe Dayanımı (Impact Strength)	20
2.6.13. Yorulma dayanımı (Fatigue Strength).....	20
2.6.14. Sağlamlık (Stiffness)	20
2.6.15. Sertlik (Hardness).....	20
2.7. Termal Siklus.....	20
3. GEREÇ VE YÖNTEM	23
3.1. Deney Örneklerinin Hazırlanması	24
3.1.2. Asetal rezin örneklerin hazırlanması.....	26
3.1.3. Poliamid rezin örneklerin hazırlanması.....	27
3.2. Deney Örneklerinin Tesviyesi	28
3.3. Deney Örneklerinin Etüv Cihazında Bekletilmesi.....	29
3.4. Termal Siklus Uygulanması.....	29
3.5. Çekme Testinin Uygulanması.....	30

	Sayfa
4. BULGULAR	33
4.1. Maksimum Kuvvet Değerlerinin Karşılaştırılması	34
4.2. Plastik Deformasyon Sınırlarının Karşılaştırılması	35
4.3. Kırılma Anındaki Boyutun, Örnek Boyutuna Oranının Karşılaştırılması	37
4.4. Plastik Deformasyon Sınırının Kırılma Anındaki Boyut ile Oranının Karşılaştırılması	38
5. TARTIŞMA	41
6. SONUÇ	51
KAYNAKLAR	53
ÖZGEÇMİŞ	59

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 2.1. Polimerlerin sınıflandırılması	10
Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan kaide materyalleri	23
Çizelge 3.2. Deney grupları, materyal, çekme testi öncesi uygulanan işlem ve örnek sayıları	23
Çizelge 4.1. Tüm gruplar için elde edilen çekme dayanımı testi, plastik deformasyon sınırları ve kırılma anındaki defleksiyon miktarı değerleri	33
Çizelge 4.2. Gruplara göre uygulanan maksimum kuvvet düzeyleri (MPa).....	34
Çizelge 4.3. Gruplara göre plastik deformasyon sınırları (mm)	36
Çizelge 4.4. Gruplara göre kırılmadaki defleksiyon oranları (%)	37
Çizelge 4.5. Gruplar içerisinde plastik deformasyon sınırları ve kırılmadaki defleksiyon oranlarının karşılaştırılması (%)	39

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Gerilim-Gerilme eğrisi. A: Orantı sınırı, B: Maksimum gerilim miktarı, C: Kırılma noktası.....	18
Şekil 3.1. Deney örneklerinin şekil ve boyutlarının şematik görüntüsü	24
Şekil 4.1. Gruplara göre uygulanan maksimum kuvvet düzeyleri (MPa).....	35
Şekil 4.2. Plastik deformasyon sınırına kadar uzama miktarı (mm).....	36
Şekil 4.3. Kırılma anında görülen boyutun, örnek boyutuna oranı.....	38

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. a. Termal siklus uygulanmayan örnekler yukarıdan aşağıya sırasıyla PMMA, poliamid rezin, asetal rezin olarak sıralanmıştır. b. Termal siklus uygulanan örnekler yukarıdan aşağıya PMMA, poliamid rezin, asetal rezin olarak sıralanmıştır.	24
Resim 3.2. CAP-Vibrator.....	25
Resim 3.3. SR Ivocap System Basınçlı Enjeksiyon Ünitesi	26
Resim 3.4. Pressing Dental J 100 Enjeksiyon Cihazı	27
Resim 3.5. Deflex M.A.D. Enjeksiyon Cihazı.....	28
Resim 3.6. Mecapol P 230	28
Resim 3.7. Heal Force Etüv Cihazı.....	29
Resim 3.8. SD Mechatronik Thermocycler	29
Resim 3.9. Lloyd LRX.....	30
Resim 3.10. a. Termal siklus uygulanmayan örneklerin çekme testi sonrası görünümü, b. Termal siklus uygulanan örneklerin çekme testi sonrası görünümü.....	30

SİMGELER VE KISALTMALAR

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

Simgeler

Açıklamalar

%	Yüzde
°C	Santigrad derece
Mm	Milimetre
MPa	Megapascal
N	Newton

Kısaltmalar

Açıklama

A	Polimetilmetakrilat deney örnekleri
ISO	Dünya Standartları Enstitüsü
K	Termal siklus uygulanmayan örnekler
KA	Termal siklus uygulanmayan polimetilmetakrilat örnekler
KP	Termal siklus uygulanmayan poliamid rezin örnekler
KS	Termal siklus uygulanmayan asetal rezin örnekler
P	Poliamid deney örnekleri
PMMA	Polimetilmetakrilat
S	Asetal rezin deney örnekleri
T	Termal siklus uygulanan örnekler
TA	Termal siklus uygulanan polimetilmetakrilat örnekler
TP	Termal siklus uygulanan poliamid rezin örnekler
TS	Termal siklus uygulanan asetal rezin örnekler

1. GİRİŞ

Diş hekimliğinde protetik tedavinin amacı, kaybedilen diş ve destek dokuların yapay maddeler ile tamamlanmasıdır. Diş protezleri kaybolan fonksiyonu, fonasyonu ve estetiği sağlarken; dokuların bütünlüğünü korur ve diş kaybından kaynaklanan psikolojik sorunları ortadan kaldırır.

Hareketli protezlerde kaide materyali olarak; estetik, kolay tamir edilebilme, ekonomik ve ağız kavitesinde stabil olma gibi özelliklerinden ötürü sıklıkla Polimetilmetakrilat (PMMA) kullanılmaktadır. Ancak PMMA'ların kırılma ve bükülme dayanımları yüksek değildir. Hareketli protez kullanan hastaların büyük bir çoğunluğunun yaşlı bireyler olması sebebiyle potansiyel olarak kas kontrolü zayıftır ve bu durum kaza ile protezlerin düşürülmesi sonucu kırıklara yol açabilir. Ayrıca polimerizasyon sonrası kalan artık monomer lokal doku reaksiyonlarına sebep olmaktadır.

Metal altyapılı protezlerin kırılma dayanımları yüksektir ancak metal altyapıda korozyon oluşması, lokal doku reaksiyonlarına neden olması, düşürüldüğünde yapısında kalıcı deformasyon oluşması, estetik problemler ve döküm zorlukları gibi olumsuzlukları vardır.

Protez kaide materyallerinin özelliklerini geliştirmek ve daha uygun protezler üretebilmek için yapılan çalışmalar şu şekilde listelenebilir:

- Kaide materyallerine doldurucular eklenerek kuvvetlendirilmesi,
- Kaide materyalinde kullanılan polimerin kimyasının değiştirilmesi,
- Yeni tekniklerin üretilmesi,
- Yeni materyallerin üretilmesidir.

PMMA'ların olumsuz mekanik özelliklerinin giderilebilmesi için yapılarına farklı fiber tipleri ve doldurucu partiküller infiltre edilmiştir. Bunun yanı sıra PMMA'ların özelliklerini geliştirebilmek için polimerizasyon yöntemlerinde de farklılıklar geliştirilmiştir. Bu yöntemler dışında, mekanik özellikleri PMMA'lardan daha iyi alternatif materyal araştırmaları devam etmektedir.

Bu materyallere örnek olarak asetal rezinler ve poliamid rezinler verilebilir. Bu rezinler üstün estetik özelliğe sahiptir ve kroşe olarak kullanıldığında dayanak dişe gelen kuvveti azaltacak şekilde elastiklik göstermektedir. Bununla beraber PMMA ve metal kaidelere göre lokal doku reaksiyonu gösterme potansiyelleri yok denecek kadar azdır.

Bir materyal belirli bir kuvvet altında boyutsal değişim gösterirken, uygulanan kuvvet ortadan kaldırıldığında ilk şekline geri döner. Ancak uygulanan kuvvet arttırıldığında ise materyal yapısında kırılma veya daimi boyutsal değişim oluşabilir. Bu özellik ısırma kuvvetlerinin kaide materyallerine etkisi ile ilişkilidir ve bu sebeple özelliklerinin de bilinmesi gerekmektedir.

Protez kaide rezinleri ağız içinde rutin olarak yeme ve içme esnasında ani sıcaklık değişimleri sonucu termal gerilimlere maruz kalırlar. Ağız ortamındaki sıcaklık değişimleri materyallerin polimer yapılarında değişikliklere neden olarak fiziksel ve mekanik özelliklerini değiştirebilmektedir. Materyallerin sıcaklık değişimleri karşısında davranışlarını invitro olarak incelemek için termal siklus yöntemi kullanılmaktadır. Termal siklus belirlenen sıcaklık değerleri arasında materyallere döngü uygulayarak yaşlandırır.

Klinikte kullanılmakta olan termoplastik kaide materyallerinin endikasyon ve kontrendikasyonları tam olarak belirlenmemiştir. Bu materyallerle ilgili yapılan karşılaştırmalı ve termal değişimlerin özelliklerine etkisini inceleyen çalışmalar oldukça kısıtlıdır. Bu çalışmanın amacı PMMA, asetal ve yarı esneyebilir poliamid rezinlerin çekme dayanımları ve plastik deformasyon sınırlarının birbirlerine göre termal siklus öncesi ve sonrası karşılaştırılarak incelenmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Protez Kaide Maddeleri

Diş Hekimliği Terimler Sözlüğü'nde protez kaidesi, yapay dişleri taşıyan ve protezin doku üzerine oturan bölümü olarak tanımlanır (Aras, 1998: 95).

2.1.1. Protez kaide maddelerinin tarihsel gelişimi

Geçmişten bugüne, kısmi ve tam dişsizlik durumları için, zamanın teknolojisi ile ilişki gösteren malzemeler kullanılmıştır. Malzemeler de ilerleyen zaman ile paralellik göstermiş ve özellikleri geliştirilmiştir (Anusavice, Shen ve Rawls, 2003: 474, 499; Rueggeberg, 2002).

Bilinen ilk kaide materyalleri tahta, kemik ve fildişi gibi doğal materyaller olup, döküm ve işleme yöntemlerinin gelişmesiyle birlikte yerlerini altın, gümüş, alüminyum gibi metal ve metal alaşımlarına bırakmıştır. DeChemant ve DuChateau, 18. Yüzyılın sonlarında porseleni protez kaide materyali olarak kullanmışlardır ve bu materyaller doğal materyaller kullanılan kaidelere göre birçok avantaj sergilemiştir. Ancak manipülasyon zorluğu ve kırılganlıkları sebebiyle kullanılmaya devam edilmemiştir (Anusavice ve diğerleri, 2003: 474, 499; Ata, 2010: 3, 4).

Vulkanize kauçuk, polistiren, epoksi, polivinil akrilik, polikarbonat, poliamid, naylon ve polimetil-metakrilat, 19. Yüzyılın ikinci yarısından itibaren diş hekimliği pratiğinde kaide materyali olarak kullanılmaya başlanmıştır (Anusavice ve diğerleri, 2003: 474, 499).

1839'da doğal kauçuğun sülfürle karıştırılması sonucu "Vulkanit" adı verilen vulkanize kauçuk üretilmiştir. Kolay üretim ve manipülasyon, tükürkle reaksiyona girmeme, çiğneme kuvvetlerine uzun süreli dayanım gibi avantajlarına rağmen, renk ve opaklık sebebiyle estetik olarak tatmin edici olmamıştır. 1869 yılında "Selüloid" adı verilen kaide materyali üretilmiş ancak boyutsal stabilitesinin zayıflığı, kötü kokusu ve renk değişimi sebebiyle kullanımından vazgeçilmiştir. Vulkanit 19. yüzyılın sonuna kadar yaygın bir şekilde kullanılmıştır (O'Brien, 2002: 74, 88; McCabe ve Walls, 1999: 110, 123; Rueggeberg, 2002).

19.yüzyılın ilk yarısında termoplastik materyallerin kullanımı ve geliştirilmesi yaygınlık göstermiştir. Polimer teknolojisinin ilerlemesi ve çapraz bağlı polimerlerin bulunmasıyla birlikte günümüzde de hala kullanılmakta olan yeni materyaller geliştirilmiştir. Bu materyaller polistiren, polivinil akrilik, poliamid ve epoksi rezinlerdir (Anusavice ve diğerleri, 2003: 474, 499; Whitters ve diğerleri, 1999).

1937 yılında Walter H. Wright adlı araştırmacı akrilik rezini üretmiştir. Akrilik rezinler, günümüzde hala protez kaide materyallerinde yaygın olarak kullanılmaktadır (Whitters ve diğerleri, 1999; Ata, 2010: 3, 11).

Dental restorasyonlar için naylon benzeri materyallerin uygulanması dental materyaller için bir gelişmedir. Bu materyaller genellikle metal ve pembe akrilik protez kaide materyallerinin yerine, standart bir hareketli protezin kaide ve altyapılarını üretmek amaçlı kullanılır. Dental protezler için termoplastik materyaller ilk olarak 1950'lerde poliamid içerikli üretilmiştir. Hızlı Enjeksiyon Sistemleri, 1962 yılında floropolimer yapısındaki bir termoplastik materyal kullanılarak tanıtılmıştır. Daha sonra yarı-translütent termoplastik poliamid rezin türü üretilmiştir. Bu materyaller ile hastalar için konforlu protezler elde edilmiş olsa da, protezler yeterli dayanımı gösterememişlerdir. Asetal rezinler, 1971 yılında kırılmayan termoplastik rezin olarak önerilmiştir. 1986 yılında diş renginde asetal rezin, kroşe materyali olarak üretilmiştir. Bu kroşeler periyodik olarak sıkılaştırılma ve metal kroşelerin estetiği bozan kötü görünümü sorunlarını ortadan kaldırmıştır. 1990'ların başlarında Asetal rezin hareketli bölümlü protezlerin altyapılarında kullanılmaya başlanmıştır (Negrutiu, Sinescu, Romanu, Pop ve Lakatos, 2005).

2.1.2. Protez kaide maddelerinde aranan özellikler

Protez kaide maddelerinde aranan özellikler, fiziksel, mekanik, kimyasal ve biyolojik olarak sınıflandırılabilir:

- Fiziksel özellikler (Philips, 1982: 195, 215; McCabe ve Walls, 1999: 110, 123; Çalikkocaoğlu, 2010: 439, 486):

1. Ağız dokularının doğal yapısına uygun olmalıdır,
2. Ağız ortamındaki ısı değişimlerine uygun olmalıdır,

3. Ağız içi kuvvetler karşısında boyutsal ve hacimsel olarak stabil kalabilmelidir,
4. Hafif olmalıdır,
5. Yeteri kadar ısı iletimine sahip olmalıdır,
6. Radyopak olmalıdır,
7. Renk stabilitesi olmalıdır.

• Mekanik özellikler (Philips, 1982: 195, 215; McCabe ve Walls, 1999: 110, 123; Çalikkocaoğlu, 2010: 439, 486):

1. Yeterli esnekliğe sahip olmalıdır,
2. Yeterli basma direncine sahip olmalıdır,
3. Yüzeyi, aşınmaya direnç göstermelidir,
4. Kalıcı deformasyon oluşmaması için rijit olmalıdır.

Kimyasal özellikler (Philips, 1982: 195, 215; McCabe ve Walls, 1999: 110, 123; Çalikkocaoğlu, 2010: 439, 486):

1. Su emilimi oluşmamalıdır,
2. Çözünürlükleri az olmalıdır.

• Biyolojik özellikler (Philips, 1982: 195, 215; McCabe ve Walls, 1999: 110, 123; Çalikkocaoğlu, 2010: 439, 486):

1. Tüm yapım aşamalarında teknisyenin ve hekimin sağlığına zarar vermemelidir,
2. Hastada toksik etki oluşturmamalıdır,
3. Bakteri ve mantar üremesine elverişli bir ortam sağlamamalıdır,
4. Allerjiye ve doku irritasyonlarına neden olmamalıdır.

Kaide materyellerinin sahip olması gereken diğer özellikleri ise ekonomik olması, kolay üretimi, tamir yapılabilmesi ve diğer protez unsurlarına uygun tutunum göstermesidir (Philips, 1982: 195, 215; McCabe ve Walls, 1999: 110, 123; Çalikkocaoğlu, 2010: 439, 486).

2.1.3. Protez kaide maddelerinin sınıflandırılması

Kaide materyalleri polimer yapıları ve polimerizasyon tiplerine göre sınıflandırılabilir.

Polimer yapısına göre (Philips, 1982: 177, 194; Zaimoğlu, Can, Ersoy ve Aksu, 1993: 183, 223; Çalikkocaoğlu, 2010: 439, 486):

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

Polimerizasyon şekli ve tekniğine göre (Philips, 1982: 177, 194; Ata, 2010: 3, 11; Çalikkocaoğlu, 2010: 439, 486):

2.1.3.1. Isı İle Polimerize Olan Akrilik Rezine;

2.1.3.1.1. Konvansiyonel Basınçla Kalıplama Tekniği İle Polimerize Olan Rezine,

2.1.3.1.2. Enjeksiyon Kalıplama Tekniği İle Polimerize Olan Rezine.

2.1.3.2. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Akrilik Rezine;

2.1.3.2.1. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Konvansiyonel Akrilik Rezine,

2.1.3.2.2. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Akışkan Akrilik Rezine.

2.1.3.3. Isık İle Polimerize Olan Akrilik Rezine.

2.1.3.4. Mikrodalga İle Polimerize Olan Akrilik Rezine.

Isı ile polimerize olan akrilik rezin

Konvansiyonel Basınçla Kalıplama Tekniği Kullanılarak Isı ile Polimerize Olan Akrilik Rezin

Diş hekimliği pratiğinde en sık kullanılan yöntemdir. Polimer ve monomerin hacimsel oranı 3/1 olarak karıştırılarak elde edilen akrilik hamuru mufla içerisindeki boşluğa preslenip, sıcak suda bekletilerek polimerize edilir (Zaimoğlu ve diğerleri, 1993: 183, 223).

Enjeksiyonla Kalıplama Tekniği Kullanılarak Isı İle Polimerize Olan Akrilik Rezin

Akrilik hamuru basınç altında mufla içerisindeki boşluğa enjeksiyon yoluyla gönderilir ve ardından ısı ile polimerize edilir. Vibratör kullanılarak yapılan karışım sonrası oluşan hamur konvansiyonel karıştırmaya göre daha homojendir. Bu teknikle üretilen protezler daha iyi doku uyumu gösterir, yapısında neredeyse pörözite oluşmaz ve daha homojen bir yapıya sahiplerdir (Philips, 1982: 177, 194). Özel muflalar, enjeksiyon için özel apareyler gerektirmesi ve pahalı olması dezavantajlarındandır (Ata, 2010: 3, 11).

Kimyasal Olarak Polimerize Olan Akrilik Rezin

Kimyasal Olarak Polimerize Olan Konvansiyonel Akrilik Rezin

Benzoil peroksitin parçalanarak serbest radikaller oluşturmasını ısı ile değil, kimyasal bir aktivatör ile sağlanması sonucu polimerize olan kaide materyalleridir. Laboratuvar işlemlerinin kısa ve kolay olması avantajlarıdır. Yapay dişlere bağlanma sorunu ve artık monomer miktarının fazla olması dezavantajlarıdır (Philips, 1982: 177, 194; Zaimoğlu ve diğerleri, 1993: 183, 223; Ata, 2010: 3, 11; Çalikkocaoğlu, 2010: 439, 486; Can, Ersoy ve Aksu, 2014: 103, 122).

Kimyasal Olarak Polimerize Olan Akışkan Akrilik Rezin

Düşük viskoziteye sahip, dökülebilir, kimyasal olarak polimerize olan rezinlerdir. İnce ve düzenli tanecikli polimer yapısına sahiplerdir. Yüksek monomer / polimer oranı kullanılarak akışkan şekilde karıştırılıp, mufla içinde özel bir hidrokolloid kullanılarak oluşturulan döküm boşluğuna akıtılarak yerleştirilir. Avantajları; iyi doku uyumu,

polimerizasyon sonrası protez mufladan çıkarılırken yapay dişler ve kaidede daha az hasar oluşturması ve kolay muflalama işlemidir. Hava kabarcıklarının oluşumu, muflalama esnasında yapay dişlerin kayması ve işlemlerin hassasiyet gerektirmesi dezavantajlarıdır (Philips, 1982: 177, 194; Zaimoğlu ve diğerleri, 1993: 183, 223; Ata, 2010: 3, 11; Çalikkocaoğlu, 2010: 439, 486; Can ve diğerleri, 2014: 103, 122).

Isık ile Polimerize Olan Akrilik Rezın

Bu maddeler üretan dimetakrilat matriks, akrilik kopolimer, küçük silika doldurucular ile kamforokinon amin başlatıcı içermektedirler. Polimerizasyon mavi ışık ile sağlanmaktadır. Kaynak olarak yüksek yoğunlukta kuartz, halojen lambaları veya prizmalit gibi lambalar kullanılır. Bu tip rezinlerin avantajları, konvansiyonel tekniklerdeki muflalama, mum eritme ve presleme işlemlerinin ortadan kalkması sonucu üretimin kolay, çalışma süresinin kısa olması, iyi doku uyumu ve alerjik ya da toksik reaksiyon oluşturmamalarıdır. Polimerizasyon esnasında büzülme ve mikro pörözite göstermesi ise olumsuz özelliklerindedir (Philips, 1982: 177, 194; Zaimoğlu ve diğerleri, 1993: 183, 223; Ata, 2010: 3, 11; Çalikkocaoğlu, 2010: 439, 486; Can ve diğerleri, 2014: 103, 122).

Mikrodalga ile Polimerize Olan Akrilik Rezın

Akrilik rezin içerisindeki metil metakrilat molekülleri 2450 MHz frekansta elektromanyetik bir alanda saniyede 5 milyar kez dönme hareketi yaparak çok sayıda kutuplaşmış moleküllerin oluşumunu gerçekleştirirler. Bu moleküllerin sürtünmeleri ısı oluşturur ve bu oluşan ısı ile rezinin polimerizasyonu sağlanır. Mikrodalga fırın sadece mufla içindeki materyali ısıtır ve ısıyı etkili olarak dağıtır. Bu da polimerizasyonun daha hızlı ve pörözite riski olmadan gerçekleşmesini sağlar. Avantajları, polimerizasyon esnasında boyutsal stabilitenin daha iyi olması, yüzey düzgünlüğü ve artık monomer miktarının düşük olmasıdır. Özel gereç gerektirmesi ve maliyetin fazla olması dezavantajlarıdır (Philips, 1982: 177, 194; Zaimoğlu ve diğerleri, 1993: 183, 223; Çalikkocaoğlu, 2010: 439, 486; Can ve diğerleri, 2014: 103, 122).

2.2. Polimerler

Monomerler, birbirlerine kovalent bağlar aracılığıyla bağlanıp daha büyük moleküller oluşturabilirler. Polimer, birden çok monomerin birbirlerine kovalent bağlar aracılığıyla bağlanması ile oluşur. En az 100 kez tekrarlayan monomer sayısından sonra materyale polimer adı verilebilir. Polimeri oluşturan monomerler aynı veya farklı kimyasal yapıya sahip olabilir. Tek tip monomerden oluşan polimerlere homopolimer, farklı monomerlerden oluşan polimerlere kopolimer denir (Zaimoğlu ve diğerleri, 1993: 165, 182; Ata, 2010: 12, 15).

2.2.1. Polimerlerin uzaysal yapısı

Polimerler uzayda üç temel yapıda bulunur.

- a. Doğrusal Polimer
- b. Dallanmış Polimer
- c. Çapraz Bağlantılı Polimer (Kökçü, 2007: 3, 6; Ata, 2010:16, 17)

Doğrusal ve dallanmış uzay yapısındaki polimerlerde, monomerler zayıf fiziksel bağlarla bağlanırlar. Isı arttığında bağlar kırılarak, polimer zincirleri birbirleri üzerinden kayar ve böylelikle materyal yumuşar. Isı azaldığında ise polimer zincirleri eski biçimini alır ve materyal sertleşir. Bu aşamalar esnasında polimer yapısında kimyasal bir değişme olmaz. Bu tip polimerlere “Termoplastik Polimerler” denir. Çapraz bağlı polimerlerde ise ısının artması sonucu bu olay meydana gelmediği için yumuşamazlar. Bu tip polimerlere “Termoset Polimerler” denir (O’Brien, 2002: 74, 88; Çalikkocaoğlu, 2010: 439, 486).

2.2.2. Polimerlerin sınıflandırılması

Polimerik materyalleri sınıflandırabilmek için bir çok yol mevcuttur. Polimerler, sıklıkla orijinlerine göre, doğal, sentetik ve yarı sentetik olarak sınıflandırılırlar. Ancak fiziksel özelliklerine göre yapılan sınıflamalar daha kullanışlıdır (Beyler ve Hirschler, 2001).

Polimerler üç gruba ayrılırlar;

2.2.2.1. Termoplastik Polimerler,

2.2.2.3. Elastomerik Polimerler,

2.2.2.2. Termoset Polimerler, (Akkurt, 2007: 1, 14; Can ve diğeri, 2014: 91, 102)

Polimerlerin sınıflandırılması Çizelge 2.1’de verilmiştir.

Çizelge 2.1. Polimerlerin sınıflandırılması (Akkurt, 2007: 1,14)

Termoset Polimerler	Elastomerik Polimerler	Termoplastik Polimerler
Aminoplastlar	Bütül	Asetal
Poliester	Noepren	Akrilik
Fenolik	Nitril	Selülozikler
Epoksi	Stiren bütadien	Polietilen
Diallil ftalat	Silikon	Poliamid (Naylon)
Alkid		Polikarbonat
Poliüretan		Polisülfon
		Flouroplastikler
		Polipropilen
		Polistiren
		Poliimid
		Polifenileter
		Polifenilensülfid
		Polivinilklorür
		Poliüretan

Termoplastik Polimerler

Isı ve basınç altında akışkan kıvama geçip şekil alan, soğutulduğunda katılaştıran plastiklerdir. Bu işlemler sırasında kimyasal değişikliğe uğramazlar. Polimer dalları birbirlerine zayıf fiziksel bağlarla bağlanır ve materyalin ısıtılması bu bağların kopması ile sonuçlanarak kıvamını akışkan hale getirir. Soğutulduğunda bu bağların yeniden oluşması ile materyal katılaştır (Philips, 1982: 157, 176; Powers ve Wataha, 2012: 192, 201; Can ve diğeri, 2014: 91, 102).

Elastomerik Polimerler

Elastik polimerlerdir. Çekme ile polimer zincirleri birbirleri üzerinde kayar ve materyal uzama gösterir. Kuvvet kalktığında ise ilk moleküler pozisyonlarını alırlar. Bunun sebebi polimer zincirlerinde bulunan az sayıda çapraz bağlardır (Bayrak, 2007: 6, 18, Ata, 2010: 16, 17).

Termoset Polimerler

Isı ve basınç altında şekillendirildikten sonra tekrar şekillendirilemeyen plastiklerdir. Bunun sebebi yapılarında meydana gelen kimyasal reaksiyondur. Materyalin ilk yapısı ile şekillendirme sonrası yapısı farklıdır (Philips, 1982: 157, 176; Akkurt, 2007: 1, 14; Can ve diğerleri, 2014: 91, 102).

2.3. Polimerizasyon

Monomerlerin birbirine bağlanarak, polimer oluşturmaya "polimerizasyon" denir (Çalikkocaoğlu, 2010: 439, 486).

2.3.1. Polimerizasyon tipleri

Bilimsel olarak iki tip sınıflandırma kullanılmaktadır (Ata, 2010: 16, 17; Can ve diğerleri, 2014: 91, 102).

• Polimer yapısına göre;

1. Yoğunlaşma Polimerizasyonu (Condensation Polymerisation),
2. Katılma Polimerizasyonu (Additional Polymerisation),

• Reaksiyon mekanizmasına göre;

1. Basamak- Büyüme Polimerizasyonu,
2. Zincir- Büyüme Polimerizasyonu olarak sınıflandırılır.

Yoğunlaşma (Kondansasyon) Polimerizasyonu

İki veya daha fazla basit molekül arasında meydana gelen kimyasal reaksiyonun aynı mekanizma ile tekrarlanması sonucunda su ve alkol gibi küçük moleküller açığa çıkartırlar. Bu yöntemle polimer oluşturulması yavaş bir yöntemdir. Moleküller büyük bir boyuta ulaşınca hareketlilik ve sayılarının azalması sonucu reaksiyon yavaşlayarak durur. Kondansasyon rezinleri dental uygulamalarda kullanılmamaktadır (McCabe ve Walls, 1999: 101, 109; Ata, 2010: 16, 17; Can ve diğerleri, 2014: 91, 102).

Katılma Polimerizasyonu (Additional Polymerisation)

Dental restorasyonlarda kullanılan rezinlerin neredeyse tamamı katılma polimerizasyonu ile üretilir. Monomer ve polimerler aynı formüle sahiplerdir. Polimerizasyon esnasında yan ürün oluşmaz. İki molekül arasında kovalent bağlar meydana gelir. Reaksiyonlar ekzotermiktir. Katılma polimerizasyonunda monomerler, anlık denebilecek hızla birbirlerine eklenerek zincir oluşturur (McCabe ve Walls, 1999: 101, 109; Akkurt, 2007: 71, 83; Can ve diğerleri, 2014: 91, 102).

Katılma polimerizasyonu dört aşamada gerçekleşir (McCabe ve Walls : 101-109, Can ve diğerleri, 2014: 92, 102; Akkurt 2007: 71, 83; Ata, 2010: 16, 17).

- Aktivasyon,
- Başlama,
- Büyüme,
- Sonlanma.

- Aktivasyon Aşaması

Başlatıcı ajanın aktive edildiği aşamadır. Isı ile kimyasal olarak veya ışıkla aktive edilir.

- Başlama Aşaması

Bu aşamada başlatıcılar bozunur ve serbest radikaller oluşur. Isı ile polimerize olan rezinlerde polimerizasyon reaksiyonu ısı ile başlatılır. Kimyasal olarak polimerize olan

akrilik rezin sistemlerinde ise serbest radikaller genellikle benzoil peroksit ve tersiyer aromatik aminin reaksiyonuyla oluşturulur.

- Büyüme Aşaması

Bu aşamada, monomerlerin merkeze katılmasıyla polimer zinciri büyür ve monomerler hızla polimere dönüşür.

- Sonlanma Aşaması

Sonlanma aşaması, birleşme veya orantsız sonlanmayla gerçekleşebilir. Büyüme reaksiyonunun yapı içindeki monomer molekülleri bitinceye kadar devam etmesi beklenir. Yapı içindeki monomer molekülleri polimere dönüşüncüye kadar bu zincirleme reaksiyon devam eder. Ancak yapı içinde bir miktar monomer daima kalır ve buna “artık monomer” denir. Gerçekte polimerizasyon hiç bitmeyen bir süreçtir. Ancak pratikte, polimer zincirinin bitimine neden olan reaksiyonlar ilave reaksiyonu engelleyebilir. Bu reaksiyonlar ölü polimer zincirleri oluşturur ve ilave reaksiyon gerçekleşmez (Can ve diğerleri, 2014: 91, 102; Akkurt 2007: 71, 83; Ata, 2010: 16, 17).

2.4. Asetal Rezin

Asetal rezinler 1960’lı yıllardan itibaren mühendislik alanında kullanılmaya başlayan sentetik bir materyaldir. Yüksek kristalinite derecesine sahip olan bu materyal folmaldehitin polimerizasyonu ile elde edilir (Akkurt, 2007: 71,83). Mekanik olarak iyi dengelenmiş bir plastik türüdür. Homopolimer ve kopolimer yapılarında üretilmektedirler (Turner, Radford ve Sherriff, 1999). İyi doku uyumu ve doku reaksiyonu potansiyelinin az olması sebebiyle tıpta kullanım alanları mevcuttur (Arda ve Arıkan, 2005; Ata, 2010: 20, 23). Diş hekimliğinde çoğunlukla hareketli bölümlü protezlerde kroşe olarak kullanılırlar. Bunun sebebi ise metal kroşelerin olumsuz estetik özelliklerin asetale resin ile giderilebilmesidir. İlk olarak 1986 yılında estetik kroşe olarak kullanılmıştır. Beyaz ve pembe tonları mevcuttur (Fitton, Davies ve Howlett, 1994).

2.4.1. Asetal rezinin avantajları

- Özgül ağırlığı düşük olduğu için hafif protezler üretilebilir,

- Mukoza ile uyumu iyidir,
- Yalıtkan bir materyal olduğu için galvanik akım oluşturmaz,
- Isıya direnci yüksektir,
- Yüksek elastisite ve kırılma direnci nedeniyle geleneksel akrilik protezlerin kırılmasına sebep olabilecek durumlarda kullanılabilir,
- Kroşe olarak kullanıldığında destek diş rengine uygun bir şekilde üretilebilir (Fitton ve diğerleri, 1994; Turner ve diğerleri, 1999).

2.4.2. Asetal rezinin dezavantajları

- Güçlü asitlere karşı dirençsizdir,
- Protez temizleme tabletleri yapılarına zarar verebildiği için kullanımları uygun değildir,
- Diğer materyallere kimyasal bağlanma özelliği yoktur (Fitton ve diğerleri, 1994; Turner ve diğerleri, 1999; Ata, 2010: 20, 23).

2.4.3. Asetal rezinin diş hekimliğinde kullanım alanları

Kroşeler

Ön bölgedeki dişlere uygulanan metal kroşeler hastanın protezine alışabilme süresini ve estetik memnuniyetini etkilemektedir. Asetal rezinler, diş ve dişeti tonlarında üretilebilmesi sebebiyle kroşe materyali olarak tercih edilebilmektedir (Fitton, 1994; Arda ve Arıkan, 2005).

Postlar

Basma ve çekme dayanımlarının yüksek olması sebebiyle çok köklü dişlerde post materyali olarak kullanılabilirler (Arda, 2004: 13,20; Ata, 2010: 20, 23).

Hareketli Bölümlü ve Tam Protezler

Yüksek aşınma direnci göstermesi, hafifliği, doku reaksiyonu ve toksik etkinin olmaması sebebiyle kaide materyali olarak akrilik rezinlere alternatif oluşturmaktadır. (Arda ve Arıkan, 2005; Ata, 2010: 20, 23).

İmplantoloji

Genellikle implant cerrahisi sonrası iyileşme aşamasında dişlerin konumlarının değişmemesi, estetik ve fonksiyon probleminin giderilebilmesi için geçici protez materyali olarak kullanılmaktadır (Arda ve Arıkan, 2005).

Ortodontik Apareyler

Ortodontik apareyler elastik özellikleri sebebiyle asetale resinle üretilmektedir (Arda ve Arıkan, 2005; Ata, 2010: 20, 23).

2.5. Poliamid Resinler

Naylon olarak da tanımlanan poliamid resinler, diamine ve dibazik asit arasında yapılan kondansasyon yoluyla üretilmektedir. 1950'li yıllardan beri kaide polimeri olarak kullanılmaktadır (Yunus, Rashid, Azmi ve Abu-Hassan, 2005; Ucar, Akova ve Aysan, 2012; Soygun, Bolayir ve Boztug, 2013). Su emilim miktarları akrilik resinlere göre yüksektir. Bu sebeple uzun süreli kullanımları uygun görülmemiştir. Tekrarlayan protez kırıkları ve PMMA'nın doku reaksiyonuna neden olduğu hastalarda kullanılmaktadır (Yunus ve diğerleri, 2005; Ucar ve diğerleri, 2012). Su emilim miktarı ve elastik modülünün çok düşük olmasının oluşturduğu olumsuz özellikler sebebiyle yarı esneyebilir poliamidler geliştirilmiştir (Duymuş, Holoğlu ve Alkurt, 2012).

2.5.1. Poliamid resinin avantajları

- Çok iyi estetik özelliklere sahiptir,
- Konvansiyonel metal ve resin monomerlerinin lokal doku reaksiyonu oluşturduğu hastalarda kullanılabilir,
- Yüksek elastisiteye ve fiziksel dayanıma sahiptir,
- Isısal ve kimyasal dirençleri yüksektir (Kürkçüoğlu, Köroğlu, Özkır ve Özdemir, 2012).

2.5.2. Poliamid resinin dezavantajları

- Tam esneyebilir poliamidlerin su emiliminin fazla olması,
- Renk değişikliği,

- Yüzey pürüzlülüğü,
- Bakteriyel kontaminasyon oluşma potansiyeli,
- Polisajın zorluğu (Kürkçüoğlu ve diğerleri, 2012).

2.5.3. Poliamid rezinin diş hekimliğinde kullanım alanları

Hareketli Bölümlü ve Tam Protezler

Düşük elastiklik modülü sebebiyle aşırı andırkatlı kemik varlığında ve PMMA'ya doku reaksiyonu gösteren hastalarda kullanılmaktadır (Taguchi, Shimamura ve Sakurai, 2011).

Kroşeler

Elastik olmaları sebebiyle destek diş daha az kuvvet uygulayan kroşeler elde edilebilmektedir (Taguchi ve diğerleri, 2011; Takabayashi, 2010).

Obtüratör ve konuşma apareyleri

Poliamid rezinler, elastik özellikleri ve doku reaksiyon potansiyeli yüksek bireylerde obtüratör yapımında kullanılabilir (Tannamala, Pulagam, Pottam ve Karnam, 2012; Pusz, Szymiczek ve Michalik, 2010).

2.6. Materyallerin Mekanik Özellikleri

2.6.1. Gerilim (Stress)

Bir cisme dışarıdan kuvvet uygulandığında dış kuvvetlere karşı cismin içinde meydana gelen eşit şiddette zıt yöndeki kuvvetlere “gerilim” denir. Bu yük cisimde hareket ya da şekil değiştirme meydana getirir. Gerilim birim alana uygulanan kuvvet ile ölçülür (N/m², kN/m). Cisme uygulanan kuvvetin yönüne göre 3 farklı şekilde gerilim meydana gelir:

1. Çekme gerilimi: Cisimde uzamaya neden olacak yöndeki yüklerle meydana gelecek deformasyona karşı koyan iç kuvvettir.

2. Basma gerilimi: Cismi sıkıştıracak veya kısaltacak yöndeki yükün neden olduğu deformasyona karşı koyan kuvvettir.

3. Makaslama gerilimi: Cismin bir parçasını diğer parçasının üzerinde kaydıracak yöndeki kuvvetin neden olduğu deformasyona karşı koyan kuvvettir (O'Brien, 2002: 12, 24; Sakaguchi ve Powers, 2012: 83, 107; Salihoğlu, 2009: 38, 45; Can ve diğerleri, 2014: 23, 42).

2.6.2. Gerilme (Strain)

Bir cisme dışarıdan kuvvet uygulandığında cisimde meydana gelen boyutsal değişimdir. Boyutsal değişimin birim boyuta oranı ile ölçülür. Uygulanan kuvvet ile cisimde meydana gelen boyutsal değişim plastik veya elastik olabilir. Uygulanan kuvvet kaldırıldığında boyutsal değişim ilk haline dönüyorsa oluşan deformasyon elastiktir, ilk haline dönmüyorsa plastiktir (O'Brien, 2002: 12, 24; Powers ve Wataha, 2012: 17, 36; Salihoğlu, 2009: 38, 45).

2.6.3. Elastik modülü (Elastic Modulus)

Maddenin elastikliğinin bir ölçümüdür ve "Young Modülüsü" olarak tanımlanır. Bir materyale gerilim ya da baskı kuvveti uygulandığında materyalin elastiklik sınırları dahilindeki sertliğidir. Rijiditeyi belirleyen bir özelliktir. Aynı kuvvet uygulanan iki farklı materyal arasında elastik modülü yüksek olanda daha fazla deformasyon görülür. Elastik modülüsü gerilim/gerilme formülü ile hesaplanır. (Anusavice ve diğerleri, 2003: 48, 69; Powers ve Wataha, 2012: 17, 36; Can ve diğerleri, 2014: 23, 42).

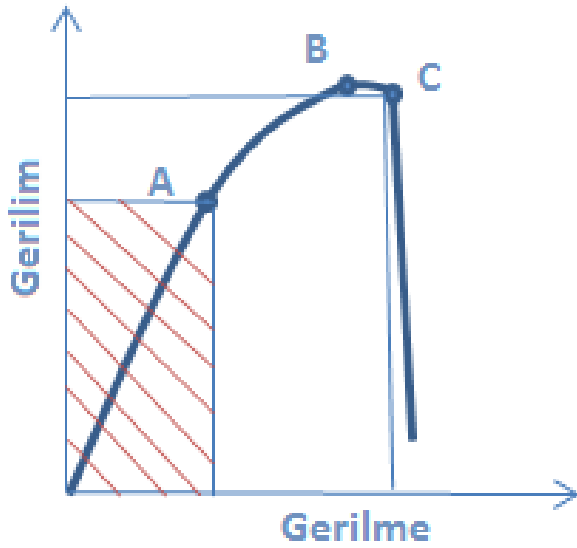
2.6.4. Elastik sınır ve orantı sınırı (Elastic and Proportional Limit)

Maddenin kalıcı deformasyon göstermeden, dayanabildiği maksimum gerilim miktarıdır. Elastik sınırdan yüksek bir gerilim, gerilim ortadan kalktığında materyalin orijinal pozisyonuna dönmemesine neden olur.

Gerilim-şekil değişimi eğrisinde, gerilim ile şekil değişiminin doğru orantılı olduğu en yüksek gerilim değeridir. Gerilim ve gerilmenin orantılı olduğu en yüksek gerilim miktarı olarak da tanımlanır. Gerilim-gerilme olayları bir doğru biçiminde başlar ancak belli bir

gerilim değeri aşılnca eğilme görülür. Elastik sınırın üstünde grafik doğrusal olmayıp, yapı bozulana kadar bir eğri biçiminde devam eder. Grafiğin düz çizgiden saptığı nokta orantı sınırıdır (O'Brien, 2002: 12, 24, Anusavice ve diğerleri, 2003: 48, 69; Salihoğlu, 2009: 38, 45; Sakaguchi ve Powers, 2012: 33, 81; Can ve diğerleri, 2014: 23, 42).

Şekil 2.1.'de gösterilen gerilim gerilme eğrisinde A noktası orantı sınırını göstermektedir. A noktasından önceki taralı alan elastik bölge olarak adlandırılır. Elastik bölgedeki gerilim miktarları materyalin yapısında elastik deformasyona neden olur ve kuvvet ortadan kaldırıldığında materyal orijinal pozisyonuna döner. Ancak A noktasının üzerindeki gerilim değerlerinde materyal plastik deformasyona uğramaya başlar ve gerilim ortadan kaldırıldığında materyal orijinal haline dönemez.



Şekil 2.1. Gerilim-Gerilme eğrisi. A: Orantı sınırı, B: Maksimum gerilim miktarı, C: Kırılma noktası

2.6.5. Esneklik (Flexibility)

Esneklik, bir materyalin kalıcı deformasyona uğramadan absorbe edebileceği en yüksek enerjidir. Dental uygulama ve restorasyonlarda kullanılan malzemenin yüksek elastik sınırına sahip olması çok önemlidir çünkü yapının gerilime maruz kaldıktan sonra tekrar orijinal şeklini alması gerekir. (O'Brien, 2002: 12, 24; Anusavice ve diğerleri, 2003: 48, 69; Powers ve Wataha, 2012: 17, 36; Salihoğlu, 2009: 38, 45; Can ve diğerleri, 2014: 23, 42).

2.6.6. Poisson oranı (Poisson Ratio)

Bir materyale gerilim kuvveti uygulandığında materyalin uzunluğunun artmasına aksiyal gerilme denir. Bu esnada kalınlığının azalmasına da lateral gerilme denir. Poisson oranı; bir materyalin lateral gerilme miktarının aksiyal gerilmeye oranıdır (Salihoğlu, 2009: 38, 45).

2.6.7. Akma noktası dayanımı (Yield Strength)

Plastik deformasyonun başladığı, şekil değişiminin gerilimdeki artıştan daha fazla oranda hızlı bir şekilde arttığı andır. Bu noktadan sonra deformasyon tümüyle plastiktir. (Anusavice ve diğerleri, 2003: 48, 69; Salihoğlu, 2009: 38, 45; Can ve diğerleri, 2014: 23, 42).

2.6.8. Dayanım (Strength)

Bir materyalde plastik deformasyon yada kırık oluşumu için gereken gerilim miktarıdır. Dayanım değeri suyun, materyalin yüzeyindeki çatlak ve defektlerin varlığından etkilenir (Anusavice ve diğerleri, 2003: 48, 69; Powers ve Wataha, 2012: 17, 36).

2.6.9. Kırılma dayanımı (Fracture Strength)

Kırılma dayanımı, kuvvet uygulanan bir cismin kırıldığı andaki gerilim miktarıdır. Gerilim tipine bağlı olarak çekme dayanımı, basma dayanımı ve makaslama dayanımı olarak isimlendirilir. (Anusavice ve diğerleri, 2003: 48, 69; Powers ve Wataha, 2012: 17, 36).

2.6.10. Kırılma Tokluğu (Fracture Toughness)

Kırılma tokluğu bir materyalin çatlak ilerlemesine karşı gösterdiği dirençtir. Var olan çatlağın büyüklüğünden, materyalin şeklinden ve yüzeydeki stres konsantrasyonundan bağımsızdır (O'Brien, 2002: 12, 24; Powers ve Wataha, 2012: 17, 36).

2.6.11. Bükülme dayanımı (Flexural Strength)

Materyalin iki ucunun desteklenerek, ortasından uygulanan kuvvete gösterdiği dirençtir (Sakaguchi ve Powers, 2012: 83, 107; Anusavice ve diğerleri, 2003: 48, 69; Salihoğlu, 2009: 38, 45).

2.6.12. Darbe Dayanımı (Impact Strength)

Bir darbe karşısında maddenin kırılmaya karşı gösterdiği dirençtir. Maddeler aşamalı şekilde artan kuvvetlere oranla, eşit fakat ani kuvvetlere daha az direnç gösterebilir (Anusavice ve diğerleri, 2003: 48, 69; Powers ve Wataha, 2012: 17, 36).

2.6.13. Yorulma dayanımı (Fatigue Strength)

Bir maddenin, kısa süreli küçük ve tekrarlayan kuvvetlere karşı gösterdiği direnç yorulma dayanımı olarak tanımlanır. Uygulandığında kırılmaya neden olmayacak bir kuvvetin sürekli tekrar etmesi materyalin dayanıklılığını düşürebilir ve kırığa neden olabilir (Salihoğlu, 2009: 38, 45; Powers ve Wataha, 2012: 17, 36).

2.6.14. Sağlamlık (Stiffness)

Bir materyalde kırık oluşumu için gerekli enerji miktarıdır. Gerilim-Birim şekil değişimi eğrisi altında kalan alanın genişliği materyalin sağlamlığının belirler (O'Brien, 2002: 12, 24; Powers ve Wataha, 2012: 17, 36; Salihoğlu, 2009: 38, 45).

2.6.15. Sertlik (Hardness)

Bir materyalin kendisine batmaya çalışan daha sert bir malzemeye ve plastik deformasyona karşı gösterdiği dirençtir. (O'Brien, 2002: 12-24; Anusavice ve diğerleri, 2003: 48, 69; Salihoğlu, 2009: 38, 45; Powers ve Wataha, 2012: 17, 36; Can ve diğerleri, 2014: 23, 42).

2.7. Termal Siklus

Ağız ortamındaki sıcaklık değişimleri, kullanılan restorasyon materyallerinin fiziksel ve mekanik özelliklerini önemli ölçüde etkilemektedir. Materyallerin ağız ortamındaki bu

sıcaklık değişimleri sonucu davranışları konusunda önceden tahmin yürütebilmek için yapılan invitro çalışmalarda, ağız içi sıcaklık değişiminin simülasyonu termal siklus ile sağlanır (Atalay, 2014: 37).

Termal siklus dental araştırmalarda 1952 yılından beri sıklıkla kullanılmaktadır (Morresi ve diğerleri, 2013). Termal siklus işlemleri materyal, ağız kavitesi dizaynı ve test metodlarının farklılıklarına göre değişiklik gösterir (Erdilek ve diğerleri, 2009). Uygulamalarda sıcaklık ve döngü sürelerinde geniş bir aralık mevcuttur (Pazinatto, Campos, Costa ve Atta, 2003).

Alınan gıda ve sıvılarla ağız içi sıcaklığın 0-70 °C arasında, restorasyonların iç yüzey sıcaklığı ise 9-52 °C arasında değiştiği bildirilmiştir (Barclay, Spence ve Laird ,2005). Bununla beraber ağız içinde sıklıkla oluşan sıcaklık değişimi 5-55 °C arasında olduğu rapor edilmiştir (Ernst, Canbek, Euler ve Willershausen, 2004).

Termal siklus işlemleri 5-55 °C arasında döngüler uygulanacak şekilde yapılmaktadır (Ernst ve diğerleri, 2004). Ağız içi sıcaklığın en yüksek ve en düşük olduğu değerler bir gün içerisinde 20-50 kez meydana geldiği ve bu nedenle 10000 siklusun bir yıllık oral fonksiyona denk geldiği bildirilmiştir (Gale ve Darvell, 1999).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Üç farklı kaide materyalinin termal siklus uygulaması öncesi ve termal siklus uygulaması sonrası çekme dayanımlarının ve boyutsal değişimlerinin incelendiği bu çalışma Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Anabilim Dalı, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı, Gaziantep Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı ve Mir Dental Diş Laboratuvarı'nda yürütülmüştür. Kullanılan materyaller SR Ivocap (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein), T.S.M Acetal Dental (Pressing Dental Sr.l., San Marino, San Marino), Deflex (Nuxen SRL, Buenos Aires , Argentina) olup, her materyalden 20 adet örnek hazırlanmıştır. Materyallerin bilgileri Çizelge 3.1'de verilmiştir.

Çizelge 3.1. Çalışmada kullanılan kaide materyalleri

Materyal	Marka	İçerik
PMMA	SR Ivocap	%85'den fazla Metilmetakrilat, %10 Etilen dimetakrilat
Asetal rezin	T.S.M Acetal Dental	Homopolimer polioksümetilen
Poliamid rezin	Deflex	Amorf homopolimer ve kopolimer %99.6 poliamid, %0.4 renk pigmenti

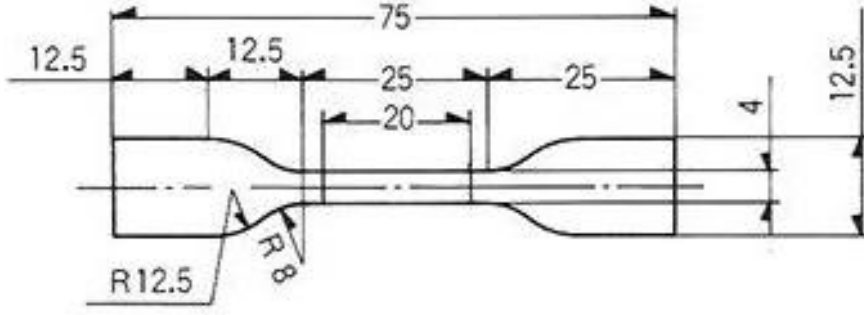
Çalışmada 6 farklı deney grubu oluşturulmuş ve bu grupların her birinde 10'ar adet örnek olacak şekilde planlanmıştır. Termal siklus uygulanmayan PMMA grubu "KA", termal siklus uygulanmayan asetale rezin grubu "KS", termalsiklus uygulanmayan poliamid grubu "KP", termal siklus uygulanan PMMA grubu "TA", termal siklus uygulanan asetale rezin grubu "TS" ve termal siklus uygulanan poliamid grubu "TP" olarak adlandırılmıştır (Çizelge 3.2).

Çizelge 3.2. Deney grupları, materyal, çekme testi öncesi uygulanan işlem ve örnek sayıları

GRUP ADI	Materyal	Termalsiklus Uygulaması	Örnek sayısı
KA	PMMA	-	10
KS	Asetale Rezine	-	10
KP	Poliamid Rezine	-	10
TA	PMMA	+	10
TS	Asetale Rezine	+	10
TP	Poliamid Rezine	+	10

3.1. Deney Örneklerinin Hazırlanması

Örnekler ISO 527-2:2012 'de belirtilen şekil ve boyutlarda üretilmiştir (Şekil 3.1).



Şekil 3.1. Deney örneklerinin şekil ve boyutlarının şematik görüntüsü (Boyutlar milimetre olarak verilmiştir)(ISO: 527-2 2012).

Şekil 3.1'de gösterilen örnek şekil ve boyutlarına göre 3 boyutlu çıktı alınarak model elde edilip, bu modellerin kondanse tip silikon ölçüleri içerisine mum damlatılarak çoğaltılmıştır.

Örneklerin çekme testi öncesinde tamamlanmış görüntüsü Resim 3.1a ve Resim 3.1b'de verilmiştir.



Resim 3.1. a. Termal siklus uygulanmayan örnekler yukarıdan aşağıya sırasıyla PMMA, poliamid rezin, asetal rezin olarak sıralanmıştır. b. Termal siklus uygulanan örnekler yukarıdan aşağıya PMMA, poliamid rezin, asetal rezin olarak sıralanmıştır.

3.1.1. PMMA örneklerin hazırlanması

Deney örneklerini oluşturmak için hazırlanan 20 adet mum model döküm yolu oluşturulabilmesi için özel olarak üretilmiş metal muflalar kullanılarak muflaya alındı. Muflalar, mum artıklarının uzaklaştırılabilmesi için için kaynar su içerisinde 10 dakika bekletildi. Basınçlı buhar ile döküm boşluğu artık mumlardan temizlendi. Döküm boşluğu lak ile izole edildi.

PMMA monomer ve polimer içeren kartuş CAP-Vibrator (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein)(Resim 3.2) cihazında 5 dakika süreyle titreşim ile karıştırıldı. Kartuş daha sonra SR Ivocap System (Ivoclar Vivadent, Bludenz, Austria)'in basınç uygulayan bölümüne (Resim 3.3) yerleştirildi. 6 bar basınç altında 5 dakika boyunca enjeksiyon yapıldı. Enjeksiyon tamamlandıktan sonra mufla 30 dakika kaynar su içerisinde bekletildi ve bu işlemi takiben 30 dakika soğumaya bırakıldıktan sonra mufla açıldı.



Resim 3.2. CAP-Vibrator



Resim 3.3. SR Ivocap System Basınçlı Enjeksiyon Ünitesi

3.1.2. Asetal rezin örneklerin hazırlanması

Deney örneklerini oluşturmak için hazırlanan 20 adet mum model döküm yolu oluşturulabilmesi için özel olarak üretilmiş metal muflalar kullanılarak muflaya alındı. Muflalar, mum artıklarının eritilerek uzaklaştırılması için kaynar su içerisinde 10 dakika bekletildi. Basınçlı buhar ile döküm boşluğu artık mumlardan temizlendi. Döküm boşluğu lak ile izole edildi.

Asetal rezin kartuşu ve mufla, asetal rezinin enjeksiyonu için Pressing Dental J 100 (Pressing Dental, San Marino, San Marino) (Resim 3.4) cihazına yerleştirildi. Cihazın ayarları, asetal rezinin üretici firmanın talimatlarına uygun şekilde; eritme süresi 20 dakika, erime sıcaklığı 220 °C ve enjeksiyon basıncı 4 bar olarak ayarlandı. Enjeksiyon sonrası 20 dakika soğumanın ardından mufla cihazdan çıkarılarak asetal rezin örnekler elde edildi.



Resim 3.4. Pressing Dental J 100 Enjeksiyon Cihazı

3.1.3. Poliamid rezin örneklerin hazırlanması

Poliamid rezin örneklerin üretilmesi için, hazırlanan 20 adet mum model döküm yolu oluşturulabilmesi için özel olarak üretilmiş metal muflalar kullanılarak muflaya alındı. Mufla döküm boşluğunun oluşturulması için 10 dakika kaynar suda bekletildi. Basınçlı buhar yardımıyla döküm boşluğu mumlardan temizlendi.

Yarı esneyebilir poliamid rezin kartuşu ve mufla, poliamid rezin enjeksiyonu için Deflex M.A.D (Deflex, Buenos Aires, Argentina) (Resim 3.5) cihazına yerleştirildi. Cihazın ayarları üretici firmanın talimatlarına uygun şekilde, eritme süresi 15 dakika, erime sıcaklığı 270 °C , enjeksiyon basıncı 6 bar ve enjeksiyon süresi 30 saniye olacak şekilde ayarlandı. Enjeksiyonun ardından 20 dakika soğumaya bırakılıp muflalar cihazdan çıkarılarak poliamid rezin örnekler elde edildi.



Resim 3.5. Deflex M.A.D. Enjeksiyon Cihazı

3.2. Deney Örneklerinin Tesviyesi

PMMA, asetal ve poliamid rezin örnekler elde edildikten sonra NTI.100 hard frez (NTI, Kahla, Germany) ve pembe aşındırma taşı ile tesviyeleri yapıldı. Daha sonra Mecapol P 230 (Tecnimetal, Madrid, Spain) (Resim 3.6) zımpara cihazında 600 kumluk zımpara kağıdı kullanılarak zımparalandı.



Resim 3.6. Mecapol P 230

3.3. Deney Örneklerinin Etüv Cihazında Bekletilmesi

KA, KS ve KP gruplarında kullanılan örnekler 37°C suda 50 saat etüv cihazında (Heal Force, HF151UV, Shanghai, China) (Resim 3.7) bekletildi.



Resim 3.7. Heal Force Etüv Cihazı

3.4. Termal Siklus Uygulanması

TA, TS ve TP gruplarında kullanılan örneklere termal siklus cihazı (SD Mechatronik Thermocyler, Westerham, Germany) (Resim 3.8) kullanılarak 5 °C'lik banyoda 30 saniye, banyo değişim süresi 2 saniye ve 55°C'lik banyoda 30 saniye kalacak şekilde 12000 siklus uygulandı.



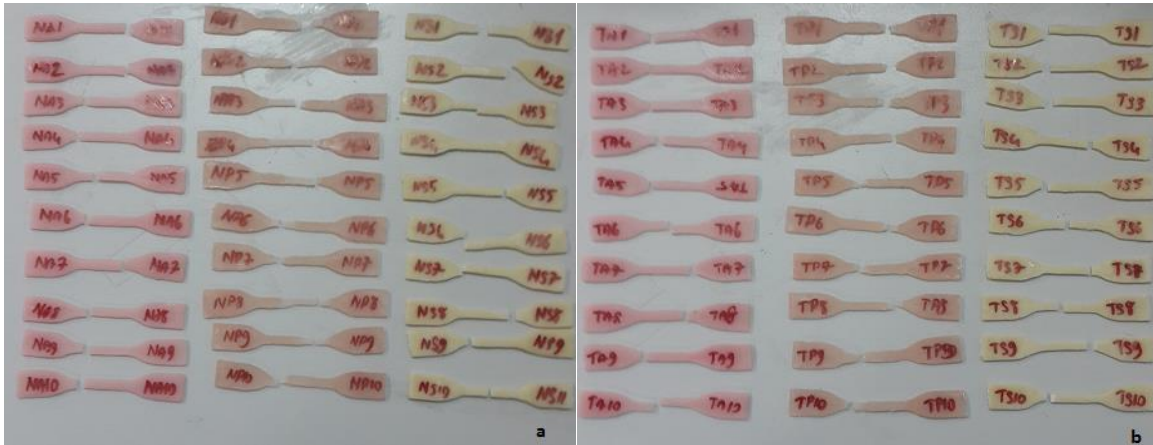
Resim 3.8. SD Mechatronik Thermocyler

3.5. Çekme Testinin Uygulanması

Termal siklus ve etüv cihazında bekleme aşamalarını takiben KA, KS, KP, TA, TS ve TP gruplarındaki örneklere evrensel test cihazında (Lloyd LRX, Leicester, United Kingdom) (Resim 3.9) çekme testi uygulandı. Örnekler, cihazın tutucu kısımları arasındaki mesafe 50 mm olacak şekilde cihaza yerleştirilip, 30 mm/dk'lık kuvvet uygulama hızı ile test gerçekleştirildi. Sonuçlar Newton (N) cinsinden kaydedildi ve kırılmanın gerçekleştiği alana bölünerek Megapascal (MPa) değerine çevrildi. Çekme testi sonrası örneklerin görünümü Resim 3.10a ve 3.10b'de verilmiştir.



Resim 3.9. Lloyd LRX



Resim 3.10. a. Termal siklus uygulanmayan örneklerin çekme testi sonrası görünümü, b. Termal siklus uygulanan örneklerin çekme testi sonrası görünümü

3.6. Deney Sonuçlarının İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi

Verilerin analizi SPSS for Windows 11.5 paket programında yapılmıştır. Sürekli değişkenlerin dağılımının normal dağılıma yakın dağılıp dağılmadığı Kolmogorov Smirnov testiyle, varyansların homojenliği ise Levene testiyle araştırılmıştır. Tanımlayıcı istatistikler medyan (çeyrekler arası genişlik) şeklinde gösterilmiştir.

PMMA (A), Poliamid (P) ve Asetal (S) grupları sabit tutulduğunda termal siklus uygulanmayan (K) ve termal siklus uygulanan (T) örnekler arasında medyan değerler yönünden farkın önemliliği Mann Whitney U testiyle incelenmiştir. K ve T gruplarındaki örnekler içerisinde A, P ve S grupları arasındaki farkın önemliliği ise Kruskal Wallis testiyle araştırılmıştır. Kruskal Wallis test istatistiği sonuçlarının önemli bulunması halinde Conover'in parametrik olmayan çoklu karşılaştırma testi kullanılarak farka neden olan durum(lar) tespit edilmiştir. Plastik deformasyon sınırları ile kırılmadaki defleksiyon oranları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olup olmadığı Wilcoxon İşaret testiyle değerlendirilmiştir.

Aksi belirtilmedikçe $p < 0,05$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir. Ancak olası tüm çoklu karşılaştırmalarda Tip I hatayı kontrol edebilmek için Bonferroni Düzeltmesi yapılmıştır.

4. BULGULAR

PMMA, asetal ve poliamid rezin örneklerin termal siklus uygulaması öncesi ve sonrası çekme dayanımı testi sonuçları, plastik deformasyon sınırları ve kırılma anındaki defleksiyon miktarları Çizelge 4.1’de verilmiştir.

Çizelge 4.1. Tüm gruplar için elde edilen çekme dayanımı testi, plastik deformasyon sınırları ve kırılma anındaki defleksiyon miktarı değerleri

GRUP ADI VE ÖRNEK NO		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
KA	Maksimum Kuvvet (MPa)	88,65	100,8	120,9	107,8	141,3	137,9	160,4	88,47	89,18	91,11
	Kırılmadaki maksimum kuvvet (MPa)	88,65	100,8	120,9	107,8	141,3	137,9	160,4	88,47	89,18	91,11
	Maksimum kuvvetteki defleksiyon miktarı (mm)	4,09	4,81	4,39	3,94	4,81	4,82	5,03	3,71	3,69	2,71
	Kırılmadaki defleksiyon miktarı (mm)	4,09	4,81	4,39	3,94	4,81	4,82	5,03	3,71	3,69	2,71
KS	Maksimum Kuvvet (MPa)	153,2	142,6	166,1	129,6	160,4	136	123	144,8	160,9	166,8
	Kırılmadaki maksimum kuvvet (MPa)	153,2	142,6	166,1	129,6	159,3	136	123	144,8	160,9	166,5
	Maksimum kuvvetteki defleksiyon miktarı (mm)	7,98	6,09	6,29	5,03	7,68	5,2	5,7	5,94	6,98	6,46
	Kırılmadaki defleksiyon miktarı (mm)	7,98	6,09	6,29	5,03	7,94	5,38	5,7	5,94	6,98	6,56
KP	Maksimum Kuvvet (MPa)	113	99,29	110,1	103,7	122	116,8	98,67	116,5	91,22	94,11
	Kırılmadaki maksimum kuvvet (MPa)	66,78	75,94	81,96	83,52	93,47	96,06	71,89	94,01	74,22	77,19
	Maksimum kuvvetteki defleksiyon miktarı (mm)	5,75	5,47	6,14	6,11	6,64	6,1	9,22	5,07	5,81	6,46
	Kırılmadaki defleksiyon miktarı (mm)	9,74	13,46	14,2	19,16	16,52	12,17	11,19	17,5	11,88	9,6
TA	Maksimum Kuvvet (MPa)	111,7	103,2	110,4	139,3	163,2	76,34	137,5	176,3	129,5	121,2
	Kırılmadaki maksimum kuvvet (MPa)	111,7	103,2	110,4	139,3	163,2	76,34	137,5	176,3	129,5	121,2
	Maksimum kuvvetteki defleksiyon miktarı (mm)	3,89	3,78	4,07	4,21	4,16	2,66	3,61	4,49	3,61	3,43
	Kırılmadaki defleksiyon miktarı (mm)	3,89	3,78	4,07	4,21	4,16	2,66	3,61	4,49	3,61	3,43
TS	Maksimum Kuvvet (MPa)	122,9	119,8	133,9	151,6	149,1	148,6	148,5	117,4	143,3	153,5
	Kırılmadaki maksimum kuvvet (MPa)	122,9	119,8	133,9	151,6	149,1	148,6	148,5	117,4	143,3	149,1
	Maksimum kuvvetteki defleksiyon miktarı (mm)	4,48	5,04	6,62	6,29	7,86	6,18	5,3	6,49	5,72	6,97
	Kırılmadaki defleksiyon miktarı (mm)	4,48	5,04	6,62	6,29	7,86	6,18	5,3	6,49	5,72	7,8
TP	Maksimum Kuvvet (MPa)	102,2	115,7	103,4	108,2	124,4	124,9	99,5	123,2	118,5	113,1
	Kırılmadaki maksimum kuvvet (MPa)	79,82	81,14	50,59	76,09	90,75	87,46	78,99	70,56	85,41	80,81
	Maksimum kuvvetteki defleksiyon miktarı (mm)	5,98	4,89	4,43	5,18	5,08	4,84	4,93	4,68	4,86	4,48
	Kırılmadaki defleksiyon miktarı	7,49	7,06	5,21	8,08	8,39	6,79	7,57	6,62	10,15	12,02

4.1. Maksimum Kuvvet Değerlerinin Karşılaştırılması

K (Termal siklus uygulanmayan örnekler) grubundaki örnekler arasında medyan kuvvet düzeyleri yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark görülmüştür ($p<0,001$). KA (Termal siklus uygulanmayan PMMA örnekler) ve KP (Termal siklus uygulanmayan poliamid rezin örnekler) gruplarına göre KS (Termal siklus uygulanmayan asetal rezin örnekler) grubunun medyan kuvvet düzeyinin istatistiksel olarak daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir ($p<0,001$ ve $p<0,001$). KA ve KP grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı belirlenmiştir. ($p=0,671$).

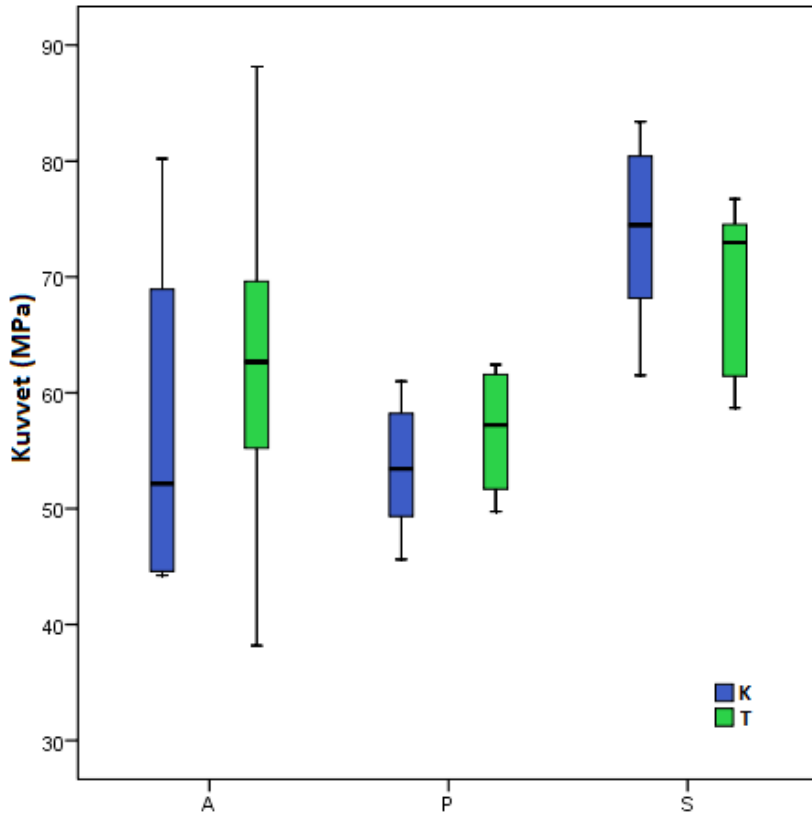
T (Termal siklus uygulanan örnekler) grubundaki örnekler arasında gruplar arasında medyan kuvvet düzeyleri yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu görülmüştür ($p=0,015$). TA (Termal siklus uygulanan PMMA örnekler) ve TP (Termal siklus uygulanan poliamid rezin örnekler) gruplarına göre TS (Termal siklus uygulanan asetal rezin örnekler) grubunun medyan kuvvet düzeyi istatistiksel olarak daha yüksek olduğu belirlenmiştir. ($p=0,011$ ve $p<0,001$). TP grubuna göre TA grubunun da medyan kuvvet düzeyi istatistiksel olarak daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir ($p=0,011$).

KA ve TA arasında medyan kuvvet düzeyleri yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı görülmüştür($p=0,247$). KS ve TS arasında medyan kuvvet düzeyleri yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı belirlenmiştir ($p=0,190$). KP ve TP arasında medyan kuvvet düzeyleri yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı gözlemlenmiştir ($p=0,143$)(Çizelge 4.2)(Şekil 4.1).

Çizelge 4.2. Gruplara göre uygulanan maksimum kuvvet düzeyleri (MPa)

	K	T	p-değeri †
A	52,2 (24,84) ^a	62,6 (18,32) ^{a,c}	0,247
S	74,5 (13,76) ^{a,b}	73,0 (13,79) ^{a,b}	0,190
P	53,4 (9,51) ^b	57,2 (10,18) ^{b,c}	0,143
p-değeri ‡	<0,001	0,015	

† A, P ve S grupları içerisinde K ve T örnekler arasında yapılan karşılaştırmalar, Mann Whitney U testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p<0,017$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, ‡ K ve T örnekler içerisinde A, P ve S grupları arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p<0,025$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, a: A grubu ile S grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,025$), b: P grubu ile S grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$), c: A grubu ile P grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p=0,011$).



Şekil 4.1. Gruplara göre uygulanan maksimum kuvvet düzeyleri (MPa)

4.2. Plastik Deformasyon Sınırlarının Karşılaştırılması

KA, KS ve KP arasında medyan plastik deformasyon sınırları yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu görülmüştür ($p < 0,001$). KA grubuna göre KS ve KP grubunun medyan plastik deformasyon sınırının istatistiksel olarak daha yüksek olduğu belirlenmiştir. ($p < 0,001$ ve $p < 0,001$). KP ve KS grupları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı gözlemlenmiştir ($p = 0,813$).

TA, TS ve TP arasında medyan plastik deformasyon sınırları yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu görülmüştür ($p < 0,001$). TA ve TP gruplarına göre TS grubunun medyan plastik deformasyon sınırının istatistiksel olarak daha yüksek olduğu belirlenmiştir ($p < 0,001$ ve $p < 0,001$). TA grubuna göre TP grubunun da medyan plastik deformasyon sınırının istatistiksel anlamlı olarak daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir ($p < 0,001$).

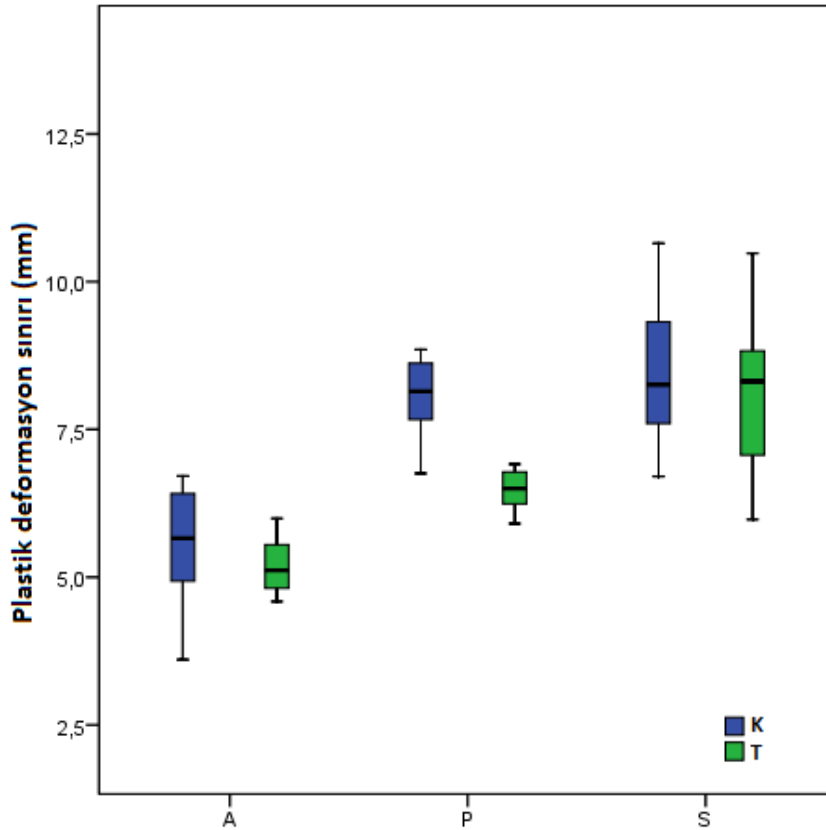
KA ve TA arasında medyan plastik deformasyon sınırları yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı görülmüştür ($p = 0,123$). KP ve TP arasında ise KP örneklere göre TP örneklerin medyan plastik deformasyon sınırının istatistiksel olarak daha düşük olduğu

belirlenmiştir ($p < 0,001$). KS ve TS arasında medyan plastik deformasyon sınırları yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı gözlemlenmiştir ($p = 0,796$) (Çizelge 4.3) (Şekil 4.2).

Çizelge 4.3. Gruplara göre plastik deformasyon sınırları (mm)

	K	T	p-değeri †
A	5,7 (1,48) ^{a,b}	5,1 (0,81) ^{a,b}	0,123
S	8,3 (2,11) ^b	8,3 (1,96) ^{b,c}	0,796
P	8,1 (1,10) ^a	6,5 (0,64) ^{a,c}	<0,001
p-değeri ‡	<0,001	<0,001	

† A, P ve S grupları içerisinde K ve T örnekler arasında yapılan karşılaştırmalar, Mann Whitney U testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0,017$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, ‡ K ve T örnekler içerisinde A, P ve S grupları arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p < 0,025$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, a: A grubu ile P grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0,001$), b: A grubu ile S grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0,001$), c: P grubu ile S grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p < 0,001$).



Şekil 4.2. Plastik deformasyon sınırına kadar uzama miktarı (mm)

4.3. Kırılma Anındaki Boyutun, Örnek Boyutuna Oranının Karşılaştırılması

K grubundaki örnekler içerisinde gruplar arasında medyan kırılmadaki defleksiyon miktarı yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu ($p<0,001$), KA ve KS gruplarına göre KP grubunun, KA grubuna göre ise KS grubunun medyan kırılmadaki defleksiyon oranının istatistiksel olarak daha yüksek olduğu belirlenmiştir. ($p<0,001$).

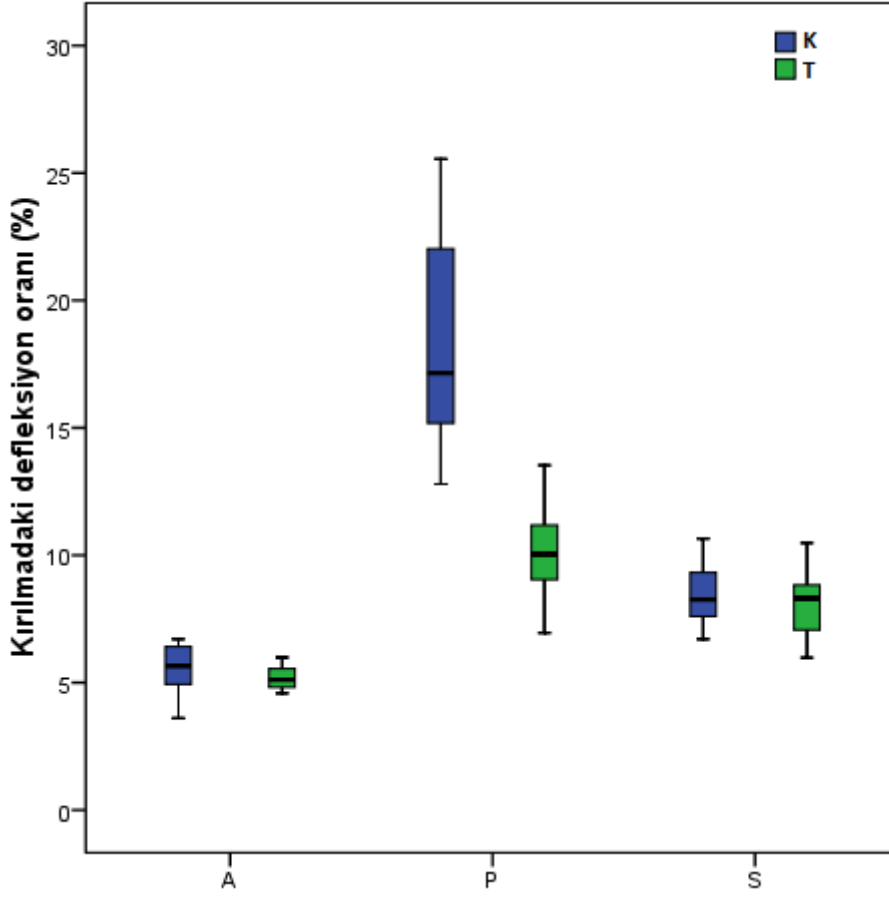
T grubundaki örnekler içerisinde gruplar arasında medyan kırılmadaki defleksiyon miktarı yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu ($p<0,001$), TA ve TS gruplarına göre TP grubunun medyan kırılmadaki defleksiyon oranının istatistiksel olarak daha yüksek olduğu belirlenmiştir ($p<0,001$ ve $p=0,006$). TA grubuna göre TS grubunun da medyan kırılmadaki defleksiyon oranının istatistiksel olarak daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir ($p<0,001$).

KA ve TA arasında medyan kırılmadaki defleksiyon oranı yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı görülmüştür ($p=0,123$). KP ve TP arasında KP örneklere göre TP örneklerin medyan kırılmadaki defleksiyon oranının istatistiksel olarak daha düşük olduğu gözlemlenmiştir ($p<0,001$). KS ve TS örnekler arasında medyan kırılmadaki defleksiyon oranı yönünden istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı belirlenmiştir ($p=0,684$)(Çizelge 4.4)(Şekil 4.3).

Çizelge 4.4. Gruplara göre kırılmadaki defleksiyon oranları (%)

	K	T	p-değeri †
A	5,7 (1,48) ^{a,b}	5,1 (0,81) ^{a,b}	0,123
S	8,3 (2,14) ^{b,c}	8,3 (2,24) ^{b,c}	0,684
P	17,2 (7,72) ^{a,c}	10,0 (2,78) ^{a,c}	<0,001
p-değeri ‡	<0,001	<0,001	

† A, P ve S grupları içerisinde K ve T örnekler arasında yapılan karşılaştırmalar, Mann Whitney U testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p<0,017$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, ‡ K ve T örnekler içerisinde A, P ve S grupları arasında yapılan karşılaştırmalar, Kruskal Wallis testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p<0,025$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi, a: A grubu ile P grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$), b: A grubu ile S grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,001$), c: P grubu ile S grubu arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p<0,01$).



Şekil 4.3. Kırılma anında görülen boyutun, örnek boyutuna oranı

4.4. Plastik Deformasyon Sınırının Kırılma Anındaki Boyut ile Oranının Karşılaştırılması

KA grubundaki örnekler içerisinde medyan plastik deformasyon sınırı ile medyan kırılmadaki defleksiyon oranının istatistiksel olarak benzerlik gösterdiği görülmüştür ($p=1,000$). TA grubundaki örnekler içerisinde medyan plastik deformasyon sınırı ile medyan kırılmadaki defleksiyon oranının istatistiksel olarak benzer olduğu belirlenmiştir ($p=1,000$).

KS grubundaki örnekler içerisinde medyan plastik deformasyon sınırı ile medyan kırılmadaki defleksiyon oranı istatistiksel olarak benzerlik gösterdiği belirlenmiştir. ($p=0,109$). TS grubundaki örnekler içerisinde medyan plastik deformasyon sınırı ile medyan kırılmadaki defleksiyon oranının istatistiksel olarak benzer olduğu gözlemlenmiştir ($p=0,317$).

KP örnekler içerisinde medyan plastik deformasyon sınırına göre medyan kırılmadaki defleksiyon oranının istatistiksel olarak daha yüksek olduğu bulunmuştur ($p=0,005$). TP grubundaki örnekler içerisinde de medyan plastik deformasyon sınırına göre medyan kırılmadaki defleksiyon oranının istatistiksel olarak daha yüksek olduğu belirlenmiştir ($p=0,005$)(Çizelge 4.5).

Çizelge 4.5. Gruplar içerisinde plastik deformasyon sınırları ve kırılmadaki defleksiyon oranlarının karşılaştırılması (%)

Değişkenler	K	T
A		
<i>Plastik deformasyon sınırları</i>	5,7 (1,48)	5,1 (0,81)
<i>Kırılmadaki defleksiyon oranları</i>	5,7 (1,48)	5,1 (0,81)
p-değeri †	1,000	1,000
S		
<i>Plastik deformasyon sınırları</i>	8,3 (2,11)	8,3 (1,96)
<i>Kırılmadaki defleksiyon oranları</i>	8,3 (2,14)	8,3 (2,24)
p-değeri †	0,109	0,317
P		
<i>Plastik deformasyon sınırları</i>	8,1 (1,10)	6,5 (0,64)
<i>Kırılmadaki defleksiyon oranları</i>	17,2 (7,72)	10,0 (2,78)
p-değeri †	0,005	0,005

† Wilcoxon İşaret testi, Bonferroni Düzeltmesine göre $p<0,0083$ için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

5. TARTIŞMA

Hareketli protezlerde kullanılan PMMA'lar olumlu özelliklerinden ötürü klinisyenler tarafından en çok tercih edilen kaide materyalleridir. Uygun estetiğe sahip olması, kolay üretimi, tamir edilebilmesi, ekonomik ve stabil protezler elde edilebilme özellikleri PMMA'ların en popüler kaide materyali olmasında etkin rol oynamaktadır (Ucar, 2012; Soygun, 2013; Atalay, 2014: 1, 4). Bununla beraber PMMA'ların kırılma, darbe ve bükülme dayanımlarının tatmin edici olmaması, polimerizasyon sonrası materyal yapısında kalan artık monomerlerin hastada alerjik ve sitotoksik reaksiyonlar oluşturması, su emilimlerinin yüksek olması dezavantajlarıdır. (Ali ve diğerleri, 2008; Dogan, 2008; Abhay ve Karishma, 2012; Soygun, 2013; Atalay, 2014: 1, 4; Hamanaka, Iwamoto, Lassila, Vallittu, Shimizu ve Takahashi, 2014) Bu dezavantajlara çözüm üretebilmek için materyal içeriğinde, polimer yapısında ve üretim yöntemlerinde değişiklikler yapılmıştır (Kawaguchi, Lassila, Vallittu ve Takahashi, 2011; Xu, Li , Yu ve Cong, 2013; John, Ann Mani, Palaniswamy, Ramanathan ve Razak, 2014). Üretim yöntemlerindeki değişikliklerle geliştirilen enjeksiyon yoluyla üretilen PMMA'ların, konvansiyonel PMMA'lara göre boyutsal değişikliğinin, polimerizasyon büzülmesinin ve dikey boyuttaki değişikliklerinin daha az olduğu; yapılarında pörözite neredeyse mevcut olmadığı için mekanik özellikleri konvansiyonel PMMA'lara göre daha iyi olduğu yapılan çalışmalarda belirtilmiştir. (Anderson, Schulte ve Arnold, 1988; Soygun, 2013) Strohaber, konvansiyonel ve enjeksiyon yoluyla üretilen PMMA'lar ile yapılan protezlerdeki polimerizasyon sonrası dikey boyut değişimlerini karşılaştırmış ve enjeksiyon yoluyla dökülen PMMA'ların boyutsal değişim miktarının daha uygun olduğunu bildirmiştir (Strohaber, 1989).

Huggett ve diğerleri'nin enjeksiyon yoluyla üretilen PMMA, konvansiyonel PMMA ve otopolimerize PMMA'ların boyutsal değişimlerini karşılaştırdığı çalışmada, 4 aylık süre içerisinde boyutsal değişim değerinin en düşük enjeksiyon yoluyla üretilen PMMA'larda olduğu bildirilmiştir (Huggett, Zissis ve Harrison, 1992). Uzun ve Hersek'in üçü ısı ile polimerize olan, ikisi yüksek darbe dayanımlı, biri de enjeksiyon yoluyla üretilen altı farklı akrilik rezinin kırılma dirençlerinin karşılaştırıldığı çalışmada istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadığı bildirilmiştir (Uzun ve Hersek, 2002). Al Hamd ve Dhuru, konvansiyonel ve enjeksiyon yoluyla üretilen PMMA'ların bükülme dayanımlarını karşılaştırdığı çalışmada, iki materyal arasında anlamlı bir farklılık bulunmadığını bildirmiştir (Al Hamd ve Dhuru, 2014). Gharechahi ve diğerleri'nin konvansiyonel ve

enjeksiyon yoluyla üretilen PMMA'ların bükülme dayanımlarının karşılaştırıldığı çalışmada enjeksiyon yoluyla üretilen PMMA'ların bükülme dayanımları daha yüksek bulunmuştur (Gharechahi J, Asadzadeh, Shahabian ve Gharechahi M, 2014). Akova ve diğerleri, PMMA'ların üretim yöntemi farklılıklarının mekanik özelliklere etkisini araştırdıkları çalışmada, enjeksiyon yoluyla üretilen PMMA'ların mekanik özelliklerinin konvansiyonel PMMA'lara göre özelliklerinin daha iyi olduğunu, enjeksiyon sistemiyle üretilen PMMA'lardan daha esnek ve darbe dayanımı daha yüksek materyaller elde edilebileceği rapor edilmiştir (Akova, Ozcelik, Aytutuldu ve Özkömür, 2008). Hashem ve diğerleri, konvansiyonel PMMA, polikarbonat ile güçlendirilmiş PMMA ve ışıkla sertleşen PMMA'ların mekanik özelliklerini inceledikleri çalışmada bükülme ve basma dayanımlarında üç materyalde de anlamlı fark bulunmamış, ışıkla sertleşen PMMA'ların diğer gruplara göre çekme dayanımları daha yüksek çıkmıştır (Hashem ve diğerleri, 2014). Hamanaka ve diğerleri, farklı termoplastik rezinler ve farklı yöntemlerle üretilen PMMA'ların su emilim miktarlarını incelediği çalışmada enjeksiyon yoluyla üretilen akriliğin konvansiyonel yöntemlere göre daha düşük olduğunu ve su emilim miktarının, materyalin mekanik özelliklerini düşürdüğünü belirtmişlerdir (Hamanaka ve diğerleri, 2014). Bu olumlu özellikler sebebiyle bu çalışmada enjeksiyon yoluyla üretilen PMMA örnekler kullanılmıştır.

PMMA'ların olumlu özelliklerine rağmen bazı olumsuz özellikleri sebebiyle farklı kaide materyalleri üretilmiş ve hekimlerin kullanımına sunulmuştur. Ancak buna rağmen PMMA'a alternatif olarak kullanılacak bir materyal için yapılan çalışmalar hala devam etmektedir (Yunus ve diğerleri, 2005; Ucar ve diğerleri, 2012; Soygun ve diğerleri, 2013).

Asetal rezin ve poliamid rezinler PMMA'lara alternatif olarak üretilen kaide materyalleridir. Yüksek elastik ve estetik özelliğe sahip oldukları; sitotoksik ve lokal doku reaksiyonu gösterme oranının sıfıra yakın olduğu belirtilmiştir. Bu sebeple PMMA'lara alternatif oluşturabilecekleri yapılan birçok çalışmada bildirilmiştir (Ata ve Yavuzylmaz, 2009; Takabayashi, 2010; Uzun, Tatar, Hacimuftuoglu, Saruhan ve Bayindir, 2013).

Arıkan ve diğerleri, asetal rezin ve PMMA materyallerin su emilimini ve suda çözünübilirliğini karşılaştırdığı çalışmada asetal rezin, PMMA'lara göre daha az su emilimi gösterdiği, iki materyalin çözünübilirliğinin ISO 1567 standartına uygun olduğu rapor edilmiştir (Arıkan, Ozkan, Arda ve Akalin, 2005) Takabayashi ve diğerleri, poliamidler

dışındaki termoplastik rezinlerin boyutsal stabilitesi ve su emiliminin PMMA'lara göre daha az olduğunu, ancak poliamidlerde ise daha fazla olduğunu bildirmiştir (Takabayashi, 2010)

Ata ve Yavuzyılmaz, konvansiyonel PMMA, otopolimerize PMMA ve asetal rezinin sitotoksik özelliklerini araştırdığı çalışmada, asetal rezinlerin sitotoksik özelliklerinin PMMA'lara göre daha düşük olduğunu ve otopolimerize PMMA'ların konvansiyonel PMMA'lara göre daha sitotoksik olduğu bildirmiştir (Ata ve Yavuzyılmaz, 2009) Uzun ve diğerleri, farklı kaide materyallerinin uzun dönemdeki sitotoksik davranışlarını incelediği çalışmada, sitotoksisite açısından poliamid rezinler ile PMMA'lar arasında bir farklılık bulunmadığını, 8 haftalık yaşlandırma sonunda ise poliamidlerin konvansiyonel akriliklere göre sitotoksisitesinin daha az olduğunu belirtmiştir (Uzun ve diğerleri, 2013). Suzuki ve Ishikawa, termoplastik polikarbonat rezinlerin bünyesinde kalan artık monomer salınımını incelediği çalışmada, polikarbonat rezinlerde Bisfenol A salınımının olduğu ve bu salınan Bisfenol A'nın östrojen seviyesinde artış sonucu hormonal düzensizlikler oluşturduğunu bildirmişlerdir (Suzuki ve Ishikawa, 2000). Wada ve diğerleri, polietilen tetraflalat, polikarbonat, poliamid ve konvasiyonel PMMA'ların doku uyumunu araştırdığı çalışmada, en iyi uyumun polietilentetraflalat rezinlerde olduğunu ve poliamid rezinlerin uyumunun, konvansiyonel PMMA'lara göre daha iyi olduğu rapor edilmiştir (Wada, Fueki, Yatabe, Takahashi ve Wakabayashi, 2015). Termoplastik rezinler ile yapılan biyouyumluluk çalışmaların ortaya çıkardığı olumlu sonuçlar sebebiyle bu çalışmada termoplastik rezinler içerisinde asetal rezin ve yarı esneyebilir poliamid rezin kullanılmıştır.

Bu çalışmada klinik uygulamalarda kaide plağı olarak sıklıkla kullanılan PMMA'ın, alternatif olarak klinik kullanımda yer bulan asetal rezin ve poliamid rezinin mekanik özelliklerinin; çekme dayanımı, plastik deformasyon sınırı ve kırılma anındaki defleksiyon oranı incelenerek değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Materyallerin özelliklerinin invitro olarak değerlendirmesi, restorasyonların başarı ve başarısızlığının öngörülebilmesi için önem taşımaktadır (Takabayashi, 2010). Ağız içerisinde restorasyonlara gelen kuvvetler genellikle kompleks dağılım göstermelerine rağmen materyallerin izole kuvvetler altındaki özelliklerinin de bilinmesi gerekmektedir (Pittayachawan, 2008: 59, 74). Özellikle kullanılacak materyal bir polimer ise mekanik özelliklerini anlayabilmek için çekme özelliklerinin bilinmesi iyi bir başlangıçtır. Çekme

esnasında uzama miktarları da gözlemlenebilmektedir (Patel, Internet). Bu nedenle bu çalışmada üç farklı kaide materyalinin mekanik özelliklerini değerlendirmek için çekme dayanımı testi uygulanmıştır.

Kaide materyallerine çekme testi uygulanan çalışmalarda farklı örnek boyutları kullanılmıştır. Takabayashi, farklı kaide materyallerinin mekanik özelliklerini karşılaştırdığı çalışmada 60x12x2 mm ve orta bölümü 4 mm olan halter şeklinde örnekler üzerinde çekme testini uygulamıştır (Takabayashi, 2010). Bashi ve Al-Nema, yapılarına farklı materyaller ekleyerek güçlendirdikleri konvansiyonel PMMA'ların çekme dayanımlarını inceledikleri çalışmada çekme testini 75x12.75x2.5 ± 0.3 mm'lik halter şeklinde örnekler üzerinde uygulamışlardır (Bashi ve Al-Nema, 2009). Hashem ve diğerleri, üç farklı kaide materyaline çekme testini uyguladığı çalışmada boyutları 80x10x2mm boyutlarında ve orta bölümü 4 mm genişliğinde olan halter şeklinde örnekler kullanmışlardır (Hashem ve diğerleri, 2014). Al- Wahab ve diğerleri, konvansiyonel ve ışıkla sertleşen akrilik rezinleri karşılaştırdığı çalışmada çekme testinde kullanılan halter şeklindeki örneklerin boyutları 60x10x2.5 mm ve orta bölümü 4 mm'dir (Al-Wahab, Hanna ve Kadir, 2012) Bu çalışmada kullanılan örneklerin boyutları, kalıplama plastikleri ve preslenerek üretilen plastikler için çekme test şartlarını belirten ISO 527:2 (2012) standartına uygun olarak üretilmiş ve polisajları ISO standartlarında belirtildiği gibi 600 kumluk zımpara kağıdı ile tamamlanmıştır (ISO 527-2, 2012).

Kaide materyallerinin mekanik testlere tabi tutulduğu çalışmalarda test öncesinde örnekler distile su içerisinde bekletilmiştir. Takabayashi, farklı kaide materyallerinin mekanik özelliklerini incelediği çalışmada mekanik testlerden önce örnekleri 50± 2 saat 37°C'lik distile suda bekletmiştir (Takabayashi, 2010). Hashem ve diğerleri, üç farklı kaide materyaline bükülme, basma ve çekme testlerini uygulamadan önce deney örneklerini 48 saat boyunca 37 °C'lik distile suda bekletmiştir (Hashem ve diğerleri, 2014). Bu çalışmada da termal siklus uygulanmayan örnekler çekme dayanımı testi öncesinde 50 saat boyunca 37°C'lik distile suda bekletilmiştir (Takabayashi, 2010; ISO 527-2, 2012)

Protez kaide materyalleri ağız kavitesinde alınan gıdalar sonucu termal gerilimlere maruz kalırlar. Bu termal döngü, materyallerde sıcaklık bağımlı olarak oluşan su emilimini etkileyebilirler. Emilen su molekülleri, polimer zincirleri arasına penetre olabilir ve polimer ağında plastikleştirici etki göstererek materyallerin mekanik özelliklerini olumsuz

yönde etkileyebilmektedirler (Machado, Puckett, Breeding, Wady ve Vergani, 2012; Atalay, 2014: 37). Bu termal gerilimlerin materyallerin özelliklerine yaptıkları etki hakkında tahmin yürütebilmek için uygulanan termal siklus işleminin sıcaklık, sıcak ve soğuk banyolardaki bekleme ve banyolar arası geçiş süresi çalışmalarda değişiklik göstermektedir ve bu konuda bir standart mevcut değildir. Ernst ve diğerlerinin, gönüllüler üzerinde ağız içi sıcaklık değişimlerini ağız boşluğunu bölgelere ayırarak ölçtükleri bir çalışmada görülen en düşük sıcaklığın 13.7°C, en yüksek sıcaklığın ise 52.8°C olduğu bildirilmiştir. (Ernst ve diğerleri, 2004) Wieckiewicz ve diğerlerinin poliamid rezinler ile PMMA'ların mekanik özelliklerinin karşılaştırdığı çalışmada örneklere 5-55 °C sıcaklık aralığında, sıcak ve soğuk banyolarda kalma süresi 27 saniye ve banyolar arasında geçiş süresi 15 saniye olacak şekilde, 1000, 3000 ve 7000 termal siklus uygulamışlardır (Wieckiewicz, Opitz, Richter ve Boening, 2014). Park ve diğerlerinin yumuşak astar materyallerinin termal siklus uygulayarak kısa dönemdeki değişikliklerini incelediği çalışmada, 5-55°C arası sıcaklık aralığında, sıcak ve soğuk banyolarda kalma süresi 30 saniye ve banyolar arası geçiş süresi 2 saniye olacak şekilde 500,1000,1500 ve 2000 siklus uygulamışlardır (Park, Lee, Lim ve Kim, 2004). Machado ve diğerlerinin, üretan bazlı ve PMMA kaide materyallerinin mekanik özelliklerini inceledikleri çalışmada 5-55°C arası sıcaklıkta 5000 siklus uygulamışlardır ancak banyo süreleri belirtilmemiştir (Machado ve diğerleri, 2012). Gale ve Darwell'in termal siklus test prosedürlerini standardize etmek için yaptıkları sistematik derlemede ağız içi sıcaklık değişimlerinin çoğunlukla 15-45°C aralığında günde 20-50 kez görüldüğünü, bu sebeple bu sıcaklık aralığındaki 10000 döngünün 1 yıllık yaşlandırmaya denk geldiği bildirilmiştir (Gale ve Darwell, 1999). Çeşitli yumuşak astar materyallerinin PMMA ile bağlantısını değerlendirdikleri başka bir çalışmada ise örneklere 5-65 °C arasında termalsiklus işlemi uygulanmış ve bu sıcaklık aralığında oluşan değişimlerin yılda ortalama 1000 defa olduğu ve bu sebeple 1000 döngünün 1 yıla denk geldiği bildirilmiştir (Botega, Sanchez, Henriques ve Consani, 2008). Morresi ve diğerleri, yaptıkları sistematik derlemede termal siklus uygulanan çalışmalarda 10 sn, 15 sn, 30 sn, 55 sn, 60 sn, 2 dk, 3 dk'lık siklus sürelerinin sıklıkla kullanıldığını bildirmiştir (Morresi ve diğerleri, 2013). Bu çalışmada yaşlandırma uygulanan örneklere 5°C'lik banyoda tutulma süresi 30 saniye, diğer banyoya geçiş süresi 2 saniye ve 55°C'lik banyoda kalma süresi 30 saniye olacak şekilde 12000 termal siklus uygulanmıştır. Bu değerlerin uygulanmasının sebebi çalışmaların büyük bir kısmında bu sıcaklık aralığının ve bekleme sürelerinin kullanılmasıdır. Siklus sayısı ise ortalama 1 yıllık kullanımı taklit eden 12000 olarak belirlenmiştir.

Kaide materyallerinin çekme özelliklerinin incelendiği çalışmalarda deney sırasında uygulanan çekme hızları değişiklik göstermektedir. Takabayashi, farklı kaide materyallerinin mekanik ve fiziksel özelliklerini incelediği çalışmada çekme testi prosedürünü cihazın tutucu yüzeyleri arasındaki mesafe 50 mm olacak şekilde uygulamıştır. Kuvvet uygulama hızı olarak örneklerin üçte birine ISO 527:2’de belirtildiği gibi 30mm/dk, üçte ikisine ise JIS K7113, K6920 ve T6501’de belirtildiği gibi 50mm/dakika olarak uygulamıştır (Takabayashi, 2010). Bashi ve Al-Nema, yapılarına farklı materyaller ekleyerek güçlendirdikleri konvansiyonel PMMA’ların çekme dayanımlarını inceledikleri çalışmada çekme testini 150 mm/dk kuvvet uygulama hızı ile gerçekleştirmişlerdir (Bashi ve Al-Nema, 2009). Bu çalışmada çekme testi, ISO 527-2 (2012)’de belirtildiği gibi universal test cihazının örnekleri tutucu yüzleri arasındaki mesafe 50 mm ve kuvvet uygulama hızı 30mm/dk olarak ayarlanıp tamamlanmıştır (ISO 527-2, 2012).

Kürkçüoğlu ve diğerleri, poliamid ve PMMA rezinlerin mekanik özelliklerini karşılaştırdığı çalışmada poliamid rezin ve PMMA’ların arasında transvers dayanım ve elastik modülüs değerleri arasında istatistiksel olarak belirgin bir farklılık bulunduğunu, poliamid örneklerin daha yüksek esneme dayanımına sahip olduğunu ve darbe altında kırılma göstermediğini ancak daimi deformasyona uğradığı belirtilmiştir. Çalışma sonucunda poliamid kaide materyallerinin, alerjik veya ciddi derecede doku andırkatı gösteren hastalarda ve tekrarlayan protez kırıklarında PMMA’lara kullanışlı bir alternatif oluşturabileceği bildirilmiştir (Kürkçüoğlu, 2012). Bu çalışmada poliamidler PMMA’lara göre daimi deformasyon oluşmadan önce daha yüksek miktarda uzama gösterdiği ($p < 0,001$) ancak dayanım yönünden istatistiksel olarak farklılık olmadığı gözlenmiştir ($p = 0,671$). Bu çalışma daimi deformasyon sınırı yönünden Kürkçüoğlu’nun çalışmasıyla tutarlılık gösterirken, mekanik dayanım yönünden ise farklılık göstermektedir. Mekanik dayanım değerinin farklılık göstermesi iki çalışma arasındaki test yöntemi farklılığından kaynaklanabilir.

Takabayashi, farklı kaide materyallerinin mekanik özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmada termoplastik rezinlerin rijiditesinin PMMA’lara göre daha düşük olmasına rağmen, dayanıklılığının çok daha yüksek olduğunu bildirmiştir. Termoplastik materyallerin esnek olduğu ve oluşan lokal kuvvetler sebebiyle andırkatlı dişlerde ağrıya sebebiyet vermeden retansiyon oluşturduğu, termoplastik materyallerin gösterdiği bu karakteristik özelliklerin

avantaj sağlasa da elastik özelliklerinden ötürü kullanım esnasında ağızdaki yumuşak dokuların daha fazla yer değiştirmesine sebep olabileceği için protez dikkatli bir şekilde tasarlanması gerektiği belirtilmiştir. Takabayashi'nin çalışmasında materyallere uygulanan çekme testi sonucu tüm materyaller kırılmıştır. Çalışmada kullanılan materyallerden çekme dayanımı en yüksek olanın konvansiyonel PMMA ve polikarbonat rezin olmakla beraber aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadığı bildirilmiştir. PMMA'ların çekme testi esnasında erken safhalarda kırıldığı ve plastik deformasyon göstermediği ancak özellikle poliamid rezinler olmak üzere termoplastik rezinlerin plastik deformasyona uğradığı, çekme testi sırasında kopmadan uzunluklarının artmaya devam ettiği ve son olarak da koptuğu rapor edilmiştir. Çalışmanın sonucu olarak termoplastik rezinlerin dayanımının ve kırılma direncinin PMMA'lara göre yüksek olduğu, termoplastik rezinlerin çekme dayanımının yüksek olmasının özellikle tekrarlanan protez giriş çıkışları esnasında oluşan defleksiyon sonucu oluşan strese uzun dönemde uygun bir şekilde dayanım göstermesi açısından önemli olduğunu not etmişlerdir (Takabayashi, 2010). Bu çalışmada PMMA'ların plastik deformasyon sınırında kırılıp poliamidlerin kırılmayarak uzamaya devam etmesi Takabayashi'nin çalışmasıyla paralellik göstermektedir ($p=0,005$). Asetal rezinlerin daimi deformasyon sınırında kırılması hakkında Takabayashi'nin çalışmasında asetal rezinin kullanılmaması sebebiyle bu materyalin daimi deformasyon karşılaştırmak mümkün değildir. Asetal rezinlerin çekme dayanımının PMMA'lara göre yüksek olması Takabayashi'nin çalışmasında kullanmış olduğu termoplastik rezinlerin çekme dayanımlarının PMMA'lara göre yüksek olması ile uyumluluk gösterdiği halde, poliamidlerin çekme dayanımının istatistiksel olarak PMMA'ların çekme dayanımına benzerlik göstermesi ($p=0,671$) araştırmacının sonuçlarıyla farklılık göstermektedir. Bu farklı sonucun nedeninin çalışmada kullanılan poliamid materyalin yarı esneyebilir poliamid olmasından kaynaklı olabileceği düşünülmüştür.

Machado ve diğerleri, termoplastik poliüretan rezin ile konvansiyonel PMMA'ların termal siklus öncesi ve sonrası mekanik özelliklerini karşılaştırdığı çalışmada poliüretan rezinlerin bükülme ve darbe dayanımları PMMA'lara göre daha bulunmakla birlikte termalsiklus uygulamasının iki materyalde de mekanik özelliklerinin istatistiksel olarak belirgin bir şekilde düşüşe neden olduğu bildirilmiştir (Machado ve diğerleri, 2012). Bu çalışmada kullanılan termoplastik rezinlerden asetal rezinlerin mekanik dayanımı PMMA'lara yüksek olması Machado ve diğerleri'nin çalışmasıyla uyumluluk göstermektedir ancak poliamidlerin PMMA'lar ile istatistiksel olarak benzerlik göstermesi ($p=0,671$) farklı bir

sonuç oluşturmaktadır. Termalsiklus işleminin materyallerin mekanik özelliklerini düşürmüş olması bu çalışmayla paralellik göstermemektedir. Bu farklılığın nedeninin test yöntemi ve kullanılan materyallerin farklılığından kaynaklandığı düşünülmüştür.

Soygun ve diğerleri, cam ve poliamid fiberler eklenmiş PMMA'lar ile poliamid rezinlerin mekanik özelliklerini karşılaştırdığı çalışmada, poliamid rezinlerin bükülme dayanımları daha yüksek bulunmuş, poliamid fiberlerin PMMA yapılarına eklenmesi bükülme dayanımını ve kırılma öncesi defleksiyon miktarını arttırdığı bildirilmiştir (Soygun, 2013). Bu çalışmada poliamid rezinler ile PMMA'ların mekanik dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0,671$) ve Soygun ve diğerleri'nin çalışmasıyla benzerlik göstermemektedir. Bu farklılığın nedeninin test yöntemi farklılığından kaynaklandığı düşünülmüştür.

Yunus ve diğerleri, konvasiyonel PMMA, mikrodalga ile polimerize olan PMMA, enjeksiyon yoluyla üretilen PMMA ve poliamid rezinin mekanik özelliklerini karşılaştırdığı çalışmada poliamidlerin elastik modülüsünün, tüm PMMA örneklere göre daha düşük olduğu, farklı PMMA'lar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadığı belirtilmiştir (Yunus ve diğerleri, 2015). Bu çalışmada poliamidlerin PMMA'lara göre daimi deformasyon sınırına ulaşana kadar olan boyut değişiminin PMMA'lara göre istatistiksel olarak yüksek çıkması ($p<0,001$) Yunus ve diğerleri'nin çalışması ile paralellik göstermektedir.

Wieckiewicz ve diğerleri, yaptıkları çalışmada poliamid rezin ve PMMA'ların termal siklus uygulamadan, 1000, 3000 ve 7000 termal siklus işlemi uygulayarak elastikiyetlerini karşılaştırmış, poliamidlerin elastik modülüslerinin PMMA'lara göre düşük olduğu, termal siklus işleminin iki materyalin de elastik modülüslerine etki etmediğini bildirmiştir (Wieckiewicz ve diğerleri, 2014). Bu çalışmadaki sonuçlar poliamidlerin mekanik özellikleri ve termalsiklus işleminin materyallerin mekanik dayanımına etki etmemesi ($p>0,025$) yönünden Wieckiewicz ve diğerleri'nin çalışmasıyla benzerlik göstermektedir ancak termal siklus işleminin PMMA'ların elastik modülüsünü düşürmesi yönünden ($p>0,017$) paralellik göstermemektedir. Bunun sebebinin ise Wieckiewicz ve diğerleri'nin çalışmasında kullanılan PMMA'ların kimyasal olarak polimerize olan, ışık ile polimerize olan ve ısı ile polimerize olan PMMA olmasından kaynaklanabileceği düşünülmüştür.

Hamanaka ve diğeri, termoplastik poliamid, polietilen tetrafalat, polikarbonat ve konvansiyonel PMMA'ların mekanik özelliklerini karşılaştırdığı çalışmada elastik modülüs değerlerini büyükten küçüğe ve darbe dayanımlarını küçükten büyüğe PMMA , polikarbonat, polietilentetrafalat ve poliamid rezin olarak sıralamıştır. Poliamid rezinlerin bükülme dayanımlarının çiğneme kuvvetleri altında deforme olabilecek kadar düşük olduğu belirtilmekle beraber kullanılacak poliamid rezinin güçlendirilmesi önerilmiştir (Hamanaka ve diğeri, 2014). Bu çalışmanın sonucunda PMMA'nın çekme dayanımının poliamidlere göre benzerlik göstermesi ($p=0,671$) Hamanaka ve diğeri'nin çalışmasıyla benzerlik göstermemektedir. Bu uyumsuzluk ise Hamanaka ve diğeri'nin kullandığı poliamid materyallerin tam esneyebilir poliamid materyaller olması ile açıklanabilir. Asetal rezinlerin mekanik dayanımlarının PMMA'ya göre yüksek olmasının ($p<0,001$) Hamanaka ve diğeri'nin çalışmasında asetal rezin kullanılmaması sebebiyle bu çalışma ile karşılaştırılması mümkün değildir.

Uçar ve diğeri, konvansiyonel PMMA, enjeksiyon yoluyla üretilen PMMA ve poliamid rezinlerin bükülme ve sertlik özelliklerini incelemişler sonuç olarak poliamid rezinlerin bükülme dayanımlarının daha yüksek olduğu ancak sertliklerinin PMMA'lara göre düşük olduğu bildirilmiştir (Uçar, 2012). Bu çalışmada poliamid ve PMMA'ların mekanik dayanımlar arasında anlamlı bir farklılık bulunmaması ($p>0.017$) Uçar ve diğeri'nin çalışmasıyla benzerlik göstermemektedir. Bu farklılık çalışmada kullanılan poliamid materyalin yarı esneyebilir materyal olmasından kaynaklanabileceği düşünülmüştür.

Abhay ve Karishma, üç farklı tam esneyebilir poliamid materyalin konvansiyonel PMMA'a göre darbe ve bükülme dayanımını incelemiş, sonuç olarak poliamidlerin bükülme dayanımlarının PMMA'lara göre yüksek, darbe dayanımlarının ise düşük olduğunu bildirmişlerdir (Abhay ve Karishma, 2012). Bu çalışmada poliamid ve PMMA'ların mekanik dayanımlar arasında anlamlı bir farklılık bulunmaması ($p=0,671$) Abhay ve Karishma'nın çalışmasıyla tutarlılık göstermemektedir. Bu farklılığın, çalışmada kullanılan poliamid materyalin yarı esneyebilir ve polimer yapısının farklı olmasından kaynaklanabileceği düşünülmüştür.

Wadachi ve diğeri, poliamid, poliester ve konvansiyonel PMMA'ları karşılaştırdığı çalışmada poliamidlerin daha elastik olduğunu ancak protezlerde ihtiyaç duyulan değerden daha düşük olduğu ve metallere desteklenmesi gerektiği bildirilmiştir (Wadachi, Sato ve

Igarashi, 2013). Bu çalışmada poliamidlerin ve asetal rezinlerin daimi deformasyon sınırındaki uzama miktarının PMMA'lara göre daha fazla olmasının gözlemlenmesi ($p < 0,001$) Wadachi ve diğeri'nin çalışmasıyla paralellik göstermektedir.

6. SONUÇ

1. Termal siklus uygulanmayan gruplar içinde asetale resinlerin çekme dayanımı , PMMA ve poliamid resinlere göre istatistiksel olarak daha yüksek bulunmuştur. PMMA ve poliamid resinler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemiştir. Termal siklus uygulanan gruplar içinde asetale resinlerin çekme dayanımı, PMMA ve poliamidlere göre istatistiksel olarak daha yüksek bulunmakla birlikte, poliamid resinlerin çekme dayanımı PMMA'lara göre istatistiksel olarak düşük bulunmuştur.
2. Termal siklus işlemi PMMA, asetale resin ve poliamid resinlerin çekme dayanımına istatistiksel olarak etki etmemiştir. Termal siklus işleminin etki ettiği tek parametre poliamid resinlerin plastik deformasyon sınırını düşürmesidir.
3. Termal siklus işlemi uygulanmayan ve termal siklus işlemi uygulanan tüm örnek gruplarında çekme testi sırasında PMMA ve asetale resinler plastik deformasyon sınırına ulaştıklarında kırılmış, poliamid örnekler ise plastik deformasyon sınırından kırılmaya kadar uzamaya devam ettikten sonra maksimum kuvvet değerinden daha düşük değerlerde kırılmışlardır.
4. Termal siklus işlemi uygulanmayan gruplar içerisinde asetale ve poliamid resinlerin plastik deformasyon sınırları, PMMA'lara göre istatistiksel olarak yüksek olduğu görülmüştür. Asetale ve poliamid resinlerin plastik deformasyon sınırı istatistiksel olarak benzerdir. Termal siklus işlemi uygulanan gruplar içerisinde plastik deformasyon sınırları karşılaştırıldığında asetale resinler, PMMA ve poliamid resinlere göre istatistiksel olarak daha yüksektir. Poliamid resinlerin plastik deformasyon sınırı ise PMMA'lara göre düşük bulunmuştur.
5. Protetik diş tedavisinde kullanılan kaide materyallerinin mekanik özellikleri ile ilgili çalışmalar sınırlı olduğu için daha ileri çalışmalara ihtiyaç duyulduğu düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

- Abhay, P. N., Karishma, S. (2012). Comparative evaluation of impact and flexural strength of four commercially available flexible denture base materials: an in vitro study, *Journal of Indian Prosthodont Society*, 13(4), 499-508.
- Akkurt, S. (2007). *Plastik malzeme bilimi teknolojisi ve kalıp tasarımı*. İstanbul: Birsen Yayınları. 1-14, 71-88.
- Akova, T., Ozcelik, T. B., Aytutuldu, N. and Özkömür, A. (2008). Farklı akril tepim yöntemlerinin akrilik malzemenin mekanik özelliklerine etkisinin incelenmesi, *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 18(1), 14-18.
- Al Hamd, Y. S., Dhuru, V. B. (2014). Physical and mechanical properties of pressure-molded and injection-molded denture base acrylics in different conditions, *Saudi Journal of Oral Sciences*, 1, 65-70.
- Ali, I.L., Yunus, N. and Abu-Hassan, M.I. (2008). Hardness, flexural strength, and flexural modulus comparisons of three differently cured denture base systems, *Journal of Prosthodontics :Official Journal of the American College of Prosthodontics* 17, 545-549.
- Al-Wahab, Z. N., Hanna, B. A. and Kadir, S. K. (2012). Comparison the tensile strength of heat cure and visible light cure acrylic resin denture base, *Journal of Bach College Dentistry*, 24(1), 44-47.
- Anderson, G. C, Schulte, J. K, Arnold, T. G. (1998). Dimensional stability of injection and conventional processing of denture base acrylic resin. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 60, 394-398.
- Anusavice, K. J., Shen, C. and Rawls, H. R. (2003). *Phillips' science of dental materials*. (Twelfth Edition). St. Louis: Mosby, 48-69, 474-499.
- Aras, Y. A. (1998). *Açıklamalı diş hekimliği terimler sözlüğü*. (Birinci Baskı). İstanbul: Nobel Tıp. 95.
- Arda T. (2004). *Asetal rezin kroselerle kobalt- krom kroselerin tutuculuk ve deformasyonunun karşılaştırılması*. Doktora Tezi. Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. İstanbul.
- Arda, T., Arikan, A. (2005). An in vitro comparison of retentive force and deformation of acetal resin and cobalt-chromium clasps, *Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(3), 267-274.
- Arikan, A., Ozkan, Y. K., Arda, T. and Akalin, B. (2005b). An in vitro investigation of water sorption and solubility of two acetal denture base materials, *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 13(3), 119-122.
- Ata S. O. (2010). *Üç farklı protez kaide materyalinin sitotoksitelerinin invitro hücre kültüründe incelenmesi*. Doktora Tezi. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. Ankara. 3-11, 12-15, 16-17, 20-23.

- Ata, S. O., Yavuzylmaz, H. (2009). In vitro comparison of the cytotoxicity of acetal resin, heat-polymerized resin, and auto-polymerized resin as denture base materials. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials*. 91(2):905-9.
- Atalay, Ö. (2014). *Termal döngülerle yaşlandırmanın üç farklı protez kaide materyali ile iki farklı yumuşak astar materyalinin çekme ve sıyrılma bağlantı direncine etkisinin ölçülmesi*, Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- Barclay, C. W., Spence, D. and Laird, W. R. (2005). Intra-oral temperatures during function. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(12), 886-94.
- Bashi, T. K., Al-Nema, L. M. (2009). Evaluation of some mechanical properties of reinforced acrylic resin denture base material (An In Vitro Study), *Al-Rafidain Dental Journal*, 9(1), 57-65.
- Bayrak, Ö. (2007). *Silikon Yağı İlave Edilen Polimetilmetakrilat (PMMA) Protez Kaide Materyalinin Mekanik ve Mikrobiyolojik Özelliklerinin Araştırılması*. Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. İstanbul.
- Beyler, C. L., Hirschler M. M. (2001). *Thermal decomposition of polymers*. (Third Edition) Mill Valley: Marcelo Hirschler Publications, 110-113.
- Botega, D. M, Sanchez, J. L, Mesquita M. F, Henriques, G. E, Consani, R. L. (2008). Effects of thermocycling on the tensile bond strength of three permanent soft denture liners, *Journal of Prosthodontics :Official Journal of the American College of Prosthodontics*, 17(7), 550-554.
- Can, G., Ersoy, E. ve Aksu M. L. (2014). *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi*. (Birinci Baskı). Ankara: Yurtmim Yayıncılık, 23-42, 92-102, 103-122.
- Corigliano, M., Sacco, L., Chiavarelli, L. and Mirra, H. (1995). The abutment in radioopaque acetal resin, *The Probe*, 37(1), 27-8.
- Çalikkocaoğlu, S. (2010). *Dişsiz hastaların protetik tedavisi: klasik tam protezler*. (Genişletilmiş 5. Baskı). İstanbul: Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği, 439-486.
- Dogan, O. M., Bolayır, G. and Keskin, S. (2008). The evaluation of some flexural properties of a denture base resin reinforced with various aesthetic fibers, *Journal of Materials Science. Materials in Medicine*, 19, 2343-2349.
- Duymuş, Y. Z., Holoğlu, B. ve Alkurt, M. (2012). Poliamid yapıdaki protez kaide materyali ile hareketli bölümlü protez yapımı: İki vaka sunumu, *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 22(2), 185-190.
- Erdilek, D., Dörter, C., Koray, F., Kunzelmann, K. H., Efes, B. G. and Gomec, Y. (2009). Effect of thermo-mechanical load cycling on microleakage in Class II Ormocer Restorations, *European Journal of Dentistry*, 3, 200-205.

- Ernst, C. P., Canbek, K., Euler, T. and Willershausen, B. (2004). In vivo validation of the historical in vitro thermocycling temperature range for dental materials testing, *Clinical Oral Investigations*, 8(3), 130-138.
- Fitton, J. S., Davies, E. H., Howlett, J. A. and Pearson, G. J. (1994). The physical properties of a polyacetal denture resin. *Clinical Materials*, 17(3), 125-9.
- Gale, M. S., Darvell B. W. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations, *Journal of Dentistry*, 27(2), 89-99.
- Gharechahi, J., Asadzadeh, N., Shahabian, F. and Gharechahi, M. (2014). Flexural strength of acrylic resin denture bases processed by two different methods, *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*, 8(3), 148–152.
- Hamanaka, I., Iwamoto, M., Lassila, L., Vallittu, P., Shimizu, H. and Takahashi, Y. (2014). Influence of water sorption on mechanical properties of injection-molded thermoplastic denture base resins, *Acta Odontologica Scandinavica*, 27(2), 859-865.
- Hashem, M., Alsaleem, S. O., Assery M. K., Abdeslam, E. B., Vellappally, S. and Anil, S. (2014). A comparative study of the mechanical properties of the light-cure and conventional denture base resins, *Oral Health and Dental Management*, 13(2), 311-5.
- Huggett, R., Zissis, A. and Harrison, A. (1992). Dimensional accuracy and stability of acrylic resin denture bases, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 68, 634-640.
- International Organization for Standardization. (2012). *ISO 527 Determination of tensile properties -- Part 2: Test conditions for moulding and extrusion plastics*, Londra, ISO.
- International Organization for Standardization. (2012). *ISO 527 Plastics - Determination of tensile properties , Part 1: General principles*, Londra, ISO.
- Ito, M., Wee, A. G., Miyamoto, T. and Kawai, Y. (2013). The combination of a nylon and traditional partial removable dental prosthesis for improved esthetics: a clinical report, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 109(1), 5-8.
- Internet: Patel A. K. Polymers. Shodhganga.http://www.webcitation.org/query?url=http%3A%2F%2Fshodhganga.inflibnet.ac.in%3A8080%2Fjspui%2Fbitstream%2F10603%2F10198%2F2%2Fa_patel_chapter-1.pdf&date=2015-02-23. Son Erişim Tarihi: 23.2.2015.
- Jagger, D. C., Harrison, A. and Jandt, K. D. (1999). The reinforcement of dentures. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26, 185-94.
- John, J., Ann Mani, S., Palaniswamy, K., Ramanathan, A. and Razak, A. A. (2014). Flexural properties of poly (Methyl Methacrylate) resin reinforced with oil palm empty fruit bunch fibers: A preliminary finding, *Journal of Prosthodontics*, 1-6.
- Kanie, T., Arikawa, H. and Fujii, K. (2004). Flexural properties of denture base polymers reinforced with a glass cloth–urethane polymer composite, *Dental Materials* 20, 709-716.

- Kawaguchi, T., Lassila, L. V., Vallittu P. K. and Takahashi Y. (2011). Mechanical properties of denture base resin cross-linked with methacrylated dendrimer, *Dental Materials*, 27(8), 755-761.
- Kökçü, D. (2007). *Protez Kaide Materyallerinde Farklı Polisaj Yöntemlerinin mikrosertlik ve bakteriyel kolonizasyon üzerine etkilerinin incelenmesi*. Doktora Tezi, Samsun Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Samsun.
- Kürkçüoğlu, I., Köroğlu, A., Özkır, S. E. and Özdemir, T. (2012). A comparative study of polyamide and PMMA denture base biomaterials: I. thermal, mechanical, and dynamic mechanical properties, *International Journal of Polymeric Materials*, 61(10), 768-777.
- Machado, A. L., Puckett, A. D., Breeding, L. C., Wady, A. F. and Vergani, C. E. (2012). Effect of thermocycling on the flexural and impact strength of urethane-based and high-impact denture base resins, *Gerodontology*, 29(2), 318-23.
- McCabe, J. F., Walls, A. W. G. (1999). *Applied dental materials*. (Eighth Edition). Cambridge: Blackwell Scientific Publications, 101-109, 110-123.
- Morresi, A. L., D'Amario, M., Capogreco, M., Gatto, R., Marzo, G., D'Arcangelo, C. and Monaco, A. (2013). Thermal cycling for restorative materials: Does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 29, 295-308.
- Nakamura, M., Takahashi, H. and Hayakawa, I. (2007). Reinforcement of denture base resin with short-rod glass fiber, *Dental Materials Journal*, 26, 733-8.
- Negrutiu, M., Sinescu, C., Romanu, M., Pop, D. and Lakatos S. (2005). Thermoplastic Resins for Flexible Framework Removable Partial Dentures, *Timisoara Medical Journal*, 55(3), 295-299.
- O'Brien, W. J. (2002). *Dental materials and their selection*. (Third Edition). Chicago: Quintessence Publishing Company, 12-24, 74-88,
- Park, S. K., Lee, Y. K., Lim, B. S. and Kim, C. W. (2004). Changes in properties of short-term-use soft liners after thermocycling, *Journal of Oral Rehabilitation*, 31(7), 717-724.
- Pazinatto, F. B., Campos, B. B., Costa, L. C. and Atta, M. T. (2003). Effect of the number of thermocycles on microleakage of resin composite restorations, *Pesquisa Odontologica Brasileira*, 17, 337-341.
- Philips, R. W. (1982). *Skinner's science of dental materials*. (Eighth Edition). Philadelphia: W.B. Saunders Company, 157-176, 177-194, 195-215.
- Pittayachawan, P. (2008). *Comparative study of physical properties of zirconia based dental ceramics*, Doktora Tezi, University College London Eastman Dental Institute, Londra, 59-74.
- Powers, J., Wataha, J. C. (2012). *Dental materials: Properties and manipulation*. (Tenth Edition). St Louis: Mosby. 17-36, 192-201.

- Pusz, A., Szymiczek, M. and Michalik, K. (2010). Ageing process influence on mechanical properties of polyamide - glass composites applied in dentistry, *Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering*, 38(1), 49-55.
- Rueggeberg, F. A. (2002). From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(4), 364-79.
- Sakaguchi, R. L., Powers, J. M. (2012). *Craig's restorative dental materials*. (Thirteenth Edition). St.Louis: Mosby, 33-81, 83-107.
- Salihoğlu, E. (2009). *Farklı Zirkonya Sistemlerinde Glazür ve Termal Siklus Uygulamalarından Sonra Kırılabilirlik ve Mikrosertlik Değişimleri*. Doktora Tezi. Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. İstanbul. 39-45.
- Soygun, K., Bolayir, G. and Boztug, A. (2013). Mechanical and thermal properties of polyamide versus reinforced PMMA denture base materials, *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 5(2), 153-60.
- Strohaver, R. A. (1989). Comparison of changes in vertical dimension between compression and injection molded complete dentures, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 62, 716-718.
- Suzuki, K., Ishikawa, K. (2000). Content and release of Bisphenol A from polycarbonate dental products, *Dental Materials Journal*, 19(4), 389-395.
- Taguchi, Y., Shimamura, I. and Sakurai, K. (2011). Effect of buccal part designs of polyamide resin partial removable dental prosthesis on retentive force. *Journal of Prosthodontic Research*, 55(1), 44-47.
- Takabayashi, Y. (2010). Characteristics of denture thermoplastic resins for non-metal clasp dentures, *Dental Materials Journal*, 20(4), 353-361
- Tannamala, P. K., Pulagam, M., Pottem, S. R. and Karnam, S. (2012). Flexible resins in the rehabilitation of maxillectomy patient. *Indian Journal of Dental Research : Official Publication of Indian Society for Dental Research*, 23(1), 97-100.
- Turner, J. W., Radford, D. R. and Sherriff, M. (1999). Flexural properties and surface finishing of acetal resin clasps, *Journal of Prosthodontics*, 8(3), 188-95.
- Ucar, Y., Akova, T. and Aysan, I. (2012). Mechanical properties of polyamide versus different PMMA denture base materials, *Journal of Prosthodontics :Official Journal of the American College of Prosthodontics*, 21(3), 173-6.
- Uzun, G., Hersek, N. (2002). Comparison of the fracture resistance of six denture base acrylic resins, *Journals of Biomaterials Applications*, 17(1), 19-29.
- Uzun, I. H., Tatar, A., Hacimuftuoglu, A., Saruhan, F. and Bayindir, F. (2013). In vitro evaluation of long-term cytotoxic response of injection-molded polyamide and polymethyle metacrylate denture base materials on primary fibroblast cell culture, *Acta Odontologica Scandinavica*. 71(5): 1267-1272.

- Wada, J., Fueki, K., Yatabe, M., Takahashi, H. and Wakabayashi, N. (2015). A comparison of the fitting accuracy of thermoplastic denture base resins used in non-metal clasp dentures to a conventional heat-cured acrylic resin, *Acta Odontologica Scandinavica*, 73(1): 33-7.
- Wadachi, J., Sato, M. and Igarashi, Y. (2013). Evaluation of the rigidity of dentures made of injection-molded materials, *Dental Materials Journal*, 32(3), 508-511.
- Whitters, C. J., Strang, R., Brown, D., Clarke, R. L., Curtis, R. V. and Hatton, P. V. (1999) Dental materials: 1997 literature review. *Journal of Dentistry*, 27(6), 401-35.
- Wieckiewicz, M., Opitz, W., Richter, G. and Boening K. W. (2014). Physical Properties of Polyamide-12 versus PMMA Denture Base Material, *BioMed Research International*, 1-8.
- Xu, J., Li, Y., Yu, T., Cong, L. (2013). Reinforcement of denture base resin with short vegetable fiber, *Dental Materials*, 1273-1279.
- Yunus, N., Rashid, A. A., Azmi, L. L. and Abu-Hassan, M. I. (2005). Some flexural properties of a nylon denture base polymer, *Journal of Oral Rehabilitation*, 32, 65-71
- Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E. and Aksu, I. (1993). *Dişhekimliğinde maddeler bilgisi*. Ankara: Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları, 165-182, 183-223.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : TANIŞ, Burak
Uyruğu : T.C.
Doğum tarihi ve yeri : 13.11.1986
Medeni hali : Evli
Telefon : 0 554 205 08 36
Faks : -
e-mail : tanis.burak@gazi.edu.tr

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Doktora	Gazi Üniversitesi Sağlık Bil. Ens.	2015
Lisans	Gazi Üniversitesi Diş Hek. Fak.	2010
Lise	Dr.Binnaz Ege – Dr. Rıdvan Ege A.L.	2004



GAZİ GELECEKTİR..