



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ



**FARKLI POLİMERİZASYON YÖNTEMLERİ İLE ELDE
EDİLEN POLİMETİL METAKRİLAT KAİDE REZİNLERİNE
HİBRİT POLİMER İLAVESİNİN MEKANİK ÖZELLİKLERE
ETKİSİ**

Pelin Yasemin MOKHTARI TAVANA

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Yasemin KESKİN**

**ANKARA
2019**

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**FARKLI POLİMERİZASYON YÖNTEMLERİ İLE ELDE EDİLEN
POLİMETİL METAKRİLAT KAİDE REZİNLERİNE HİBRİT POLİMER
İLAVESİNİN MEKANİK ÖZELLİKLERE ETKİSİ**

Pelin Yasemin MOKHTARI TAVANA

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Yasemin KESKİN**

**ANKARA
2019**

Etik Beyan Sayfası

Ankara Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Uzmanlık Tezi olarak hazırlayıp sunduğum “Farklı Polimerizasyon Yöntemleri İle Elde Edilen Polimetil Metakrilat Kaide Rezinlerine Hibrit Polimer İlavesinin Mekanik Özelliklere Etkisi” başlıklı tez; bilimsel ahlak ve değerlere uygun olarak tarafımdan yazılmıştır. Tezimin fikir/hipotezi tümüyle tez danışmanım ve bana aittir. Tezde yer alan deneysel araştırma tarafımdan yapılmış olup, alıntılar dışındaki cümleler ve yorumlar bana aittir.

Yukarıda belirtilen hususların doğruluğunu beyan ederim.

Öğrencinin Adı Soyadı: Pelin Yasemin MOKHTARI TAVANA

Tarih : .../...../2019

İmza :

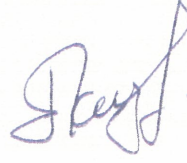
ANKARA ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ UZMANLIK PROGRAMI

Çerçevesinde yürütülmüş olan ” Farklı Yöntemlerle Polimerize Edilen PMMA Kaide Rezinlerine Hibrit Polimer İlavesinin Mekanik Özellikler Üzerine Etkisi ” konulu çalışma aşağıdaki jüri tarafından **Uzmanlık Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi :

12.02.2019



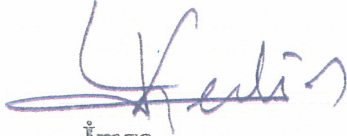
İmza

Prof.Dr.Filiz KEYF

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Jüri Başkanı



İmza

Prof. Dr. Yasemin KESKİN

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Üye



İmza

Prof. Dr. Pelin ÖZKAN

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Üye

İÇİNDEKİLER

Etik Beyan Sayfası	i
Jüri Onay Sayfası	ii
İçindekiler	iii
Önsöz	vi
Simgeler ve Kısaltmalar	vii
Şekiller	viii
Çizelgeler	ix
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Protez Kaide Materyallerinin Tarihçesi	3
2.2. Akrilik Kaide Materyali	4
2.2.1. Toz	4
2.2.2. Likit	4
2.2.3. Monomer/Polimer oranı	4
2.3. Akrilik Kaide Materyallerinin Sınıflandırılması	5
2.4. İdeal Protez Kaide Materyalinin Özellikleri	6
2.4.1. Fiziksel Özellikler	6
2.4.2. Mekanik Özellikler	6
2.4.3. Kimyasal Özellikler	6
2.4.4. Biyolojik Özellikler	7
2.4.5. Diğer Özellikler	7
2.5. Protez Kaide Plaklarının Kırılma Nedenleri	7
2.6. Polimerizasyon Tekniklerine Göre Kaide Rezinlerinin Sınıflandırılması	9
2.7. Polimerizasyon Yöntemleri	10

2.7.1 Isı ile Polimerize Olan Rezinler	10
2.7.1.2. Enjeksiyonla Kalıplama Tekniği	10
2.7.2. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Rezinler	11
2.7.3. Görünür Işınla Polimerizasyon	12
2.7.4. Mikrodalga Enerjisi İle Polimerize Olan Rezinler	12
2.8. Akirik Protez Kaide Materyallerinin Özellikleri	13
2.8.1. Kimyasal ve Biyolojik Özellikler	13
2.8.2. Fiziksel özellikler	14
2.8.3. Mekanik Özellikler	14
2.9. PMMA' ın Mekanik Özelliklerin Araştırılmasında Kullanılan Test Metotları	15
2.9.1. Çekme gerilimi	15
2.9.2. Basma gerilimi	16
2.9.3. Makaslama gerilimi	16
2.9.4. Çarpma dayanıklılığı	16
2.9.5. Yorulma dayanıklılığı	16
2.9.6. Orantı sınır	17
2.9.7. Esneme Dayanımı ve Modülü	17
2.9.8. Yüzey Sertliği	19
2.10. PoliMetil Metakrilat' a Güçlendirici Materyallerin İlave Edilmesi	23
3. GEREÇ VE YÖNTEM	30
3.1. Örneklerin Hazırlanması	32
3.2. Test Yöntemleri	35
3.2.1. Esneme Dayanımı Testi	35
3.2.2. Yüzey Sertliği Testi	36
3.3. İstatistik Değerlendirme	37

4. BULGULAR	38
4.1. Esneme Dayanımı Testi Sonuçları	38
4.2. Elastiklik Modülü Test Sonuçları	40
4.3. Yüzey Sertliği Testi Sonuçları	42
5. TARTIŞMA	44
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	52
ÖZET	54
SUMMARY	55
KAYNAKLAR	56

ÖNSÖZ

Akrilik protez kaide rezinlerinde sıklıkla gördüğümüz kırılma problemlerinin ortadan kaldırılması ve dayanıklılığının artırılması için, son yıllarda üretimleri ve gelişimleri hızla artan polimer sistemlerinin kullanımları yaygınlaşmıştır. Kullanılan hibrit polimerin yapısı, kullanılma oranları ve bağlantı şekilleri başarısında önemli rol oynamaktadır. Çalışmamızda son yıllarda kullanılan nano partiküllü hibrit silikanın akrilik rezinlerin birtakım mekanik özellikleri üzerine etkilerini incelemeyi amaçladık.

Tez çalışmam ve uzmanlık eğitimim sırasında engin bilgi ve deneyimi ile desteğini hiç esirgemeyen, güleryüzüyle ve yardımseverliğiyle yoluma ışık tutan tez danışmanım ve değerli büyüğüm, Sayın Prof. Dr. Yasemin KESKİN' e,

Tez çalışmamın oluşumunda ve yürütülmesinde ilgi ve desteğini esirgemeyen sayın hocam Prof. Dr. Pelin ÖZKAN'a

Test sonuçlarının istatistik değerlendirmelerinde büyük yardımları dokunan Ankara Üniversitesi Ziraat Fakültesi Zootekni Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Sayın Prof. Dr. Zahide KOCABAŞ' a,

Yetişmemdeki katkıları nedeniyle Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavis Anabilim Dalındaki tüm hocalarıma, uzmanlık eğitimim süresince desteklerini esirgemeyen tüm arkadaşlarıma ve personele,

Maddi ve manevi hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan, karşılıksız sevgi ve ilgilerini hiçbir zaman esirgemeyen başta anneme ve tüm aileme çok teşekkür ederim.

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	Yüzde
°C	Santigrad derece
dk	Dakika
g	Gram
ISO	Uluslararası standart organizasyonu
kg	Kilogram
MHz	Megahertz (frekans birimi)
mm	Milimetre (uzunluk birimi)
mm ²	Milimetrekare
MMA	Metil metakrilat
mPa	Megapaskal
MPS	Methacryloxy propyl trimethoxy silane
N	Newton (kuvvet birimi)
nm	Nanometre
pH	Asitlik-bazlık derecesi
PMMA	Polimetil metakrilat
SiO ₂	Silika dioksit

ŞEKİLLER

Şekil 2.1. Esneme dayanımı testinin şematik görüntüsü	18
Şekil 2.2. Esneme dayanımı testinin şematik görüntüsü	18
Şekil 2.3. Vickers sertlik testi	21
Şekil 2.4. Sertlik ölçümlerinin materyal üzerinde oluşturduğu izler	21
Şekil 3.1. Çalışmamızda kullanılan akrilik rezin kaide materyalleri	31
Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan hibrit polimerler	31
Şekil 3.3. Yüzey sertliği testi için disk şeklinde hazırlanan örnekler	34
Şekil 3.4. Esneme dayanımı testi için bar şeklinde hazırlanan örnekler	35
Şekil 3.5. Mikrodalga polimerizasyonunun yapıldığı mikrodalga fırını	35
Şekil 3.6. Esneme dayanımı testi	36
Şekil 3.7. Yüzey sertliği testi ve mikroskop altındaki görüntüsü	37
Şekil 4.1. Konvansiyonel teknikle polimerize olan gruplara ait esneme dayanımı (MPa) ortalama değerleri	39
Şekil 4.2. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan gruplara ait esneme dayanımı (MPa) ortalama değerleri	39
Şekil 4.3. Konvansiyonel teknikle polimerize olan gruplara ait elastiklik modülü (MPa) ortalama değerleri	41
Şekil 4.4. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan gruplara ait elastiklik modülü (MPa) ortalama değerleri	41
Şekil 4.5. Konvansiyonel teknikle polimerize olan gruplara ait yüzey sertliği (VHN) ortalama değerleri	43
Şekil 4.6. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan gruplara ait yüzey sertliği (VHN) ortalama değerleri	43

ÇİZELGELER

Çizelge 3.1. Örneklerin hazırlanmasında kullanılan akrilik rezin ve polimerizasyon yöntemleri	30
Çizelge 3.2. Çalışmada kullanılan hibrit polimerin içeriği, boyutu, üretici firması	31
Çizelge 3.3. Çalışmada test edilen örnek grupları	32
Çizelge 4.1. Gruplara göre esneme dayanımı test sonuçlarına ait ortalama ve standart hata değerleri (MPa)	38
Çizelge 4.2. Gruplara göre elastiklik modülü test sonuçlarına ait ortalama ve standart hata değerleri (MPa)	40
Çizelge 4.3. Gruplara göre yüzey sertliği ölçümleri için ortalama ve standart hatalar (VHN)	42

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Geçmişten günümüze ideal bir protez kaide materyali geliştirilmesi için pek çok çalışma yapılmış, diğer materyallere oranla akrilik rezinler en fazla kullanılan protez kaide materyali olmuştur. Laboratuvar işlemlerinin kolay olması, çevre dokularla uyumunun ve stabilizasyonunun iyi olması, ekonomik ve kabul edilebilir bir estetiğinin olması gibi özellikleri nedeniyle polimetil metakrilat (PMMA) esaslı rezinler, diş hekimliğinde en yaygın olarak kullanılan kaide rezinleri olmuştur. Bununla birlikte bu kaide materyalinin bazı dezavantajları vardır. Bunlar mekanik özelliklerinin yetersizliği ve kırılmaya karşı dayanıksız olmalarıdır. PMMA'nın darbe ve yorulma direnci düşük olduğundan protez kırıklarına sıklıkla rastlanmaktadır. Bu durum sıklıkla hareketli ve tam protez kullanan hastaların kırık şikayetiyle gelmesine neden olmaktadır. Protez kırıklarını önlemek için genel olarak 3 yöntem geliştirilmiştir. Bu yöntemler; PMMA'a alternatif yeni bir materyal geliştirmek, PMMA'nın metal, karbon, aramid, cam ve polietilen gibi çeşitli fiberler ile güçlendirilmesi ve PMMA'ın kimyasal yapısının modifikasyonudur.

Polimetilmetakrilat (PMMA) yapısında olan akriliklerin mekanik özelliklerindeki güçlendirme yöntemlerinden biri nanopartikül ilavesi olabilir. Bu noktada, nanosilika çok sıklıkla kullanılan nanopartikül olarak karşımıza çıkmaktadır. İki farklı konsantrasyonlarda nanopartikül ilavesi ile mekanik özelliklerin güçlendirilmesi sağlanabilir ve mekanik özelliklerdeki düzelme %1-3 aralığındaki silika ilavesiyle başarılabılır. Silika (SiO₂), yer kabuğunda en çok rastlanılan materyallerden biridir, serbest veya diğer metal oksitlerle bir arada bulunur. Silika kimyasal materyallere ve ısıya dayanıklıdır ve termal genleşme katsayısı düşüktür. Bu özelliklerine bağlı olarak aşınmaya dirençlidir ve en çok kullanılan dolgu malzemelerindedir.

Çalışmanın amacı, protez yapımında kullanılan iki farklı yöntemle polimerize olan PMMA esaslı akrilik kaide materyalinin güçlendirilmesi amacıyla yararlanılan iki farklı oranda hazırlanmış hibrit polimerin %1 ve %3 oranında ilave edilmesinin

kırılma direncini ve yüzey sertliğini ne şekilde etkilediğini araştırmaktır. Çalışmanın sıfır hipotezi, nanopartiküllü deneysel hibrit silika partiküllerinin akrilik rezinin mekanik özelliklerini güçlendireceği yönündedir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Protez Kaide Materyallerinin Tarihçesi

Akrilik kaide rezinlerinden önce bu amaçla birçok materyal kullanılmıştır. 1839 yılında Dr. Charles Goodyear, doğal kauçuk ile sülfürü karıştırmış ve özelliklerinin güçlendiğini göstermiştir. 1851 yılında kardeşi Nelson Goodyear, sert kauçuğu geliştirmiş ve ‘Vulcanite’ adıyla patent almıştır. Vulkanit’ in, uzun bir süre protez kaide materyali olarak kullanılmasına rağmen yapım işlemindeki zorluklar, estetik özelliklerinin yetersiz oluşu, renk ve boyutsal stabilitesinin zayıf olması nedeniyle birçok dezavantajı vardı. Diş hekimlerinin daha estetik ve kolay işlenebilen bir materyal isteğinin doğmasıyla 1901 yılında Dr. Otto Röhm katı, transparan akrilik asit polimerini üretmiş ve 1927 yılında Röhm ve Haas, poli metil metakrilat polimeri olan Acryloid ve Plexigum’u sunmuştur. 1931 yılında daha sert yapıda Plexiglas isimindeki polimetil metakrilat üretilmiştir. 1932 yılında PVC ve Vinil asetat karışımı protez kaide materyali olarak sunulmuştur fakat yüksek rezidüel stres birikimi sonucu materyalin kırılma olmasında bir dezavantaj olmuştur. Pratikte vulkanitin yerini alacak ilk protez kaide materyali olarak 1936 yılında Vernonite isiminde bir poli metil metakrilat geliştirilmiştir (Rueggeberg, 2002). Nitroselüloz, vinil plastik, formaldehit ve porselen de bu amaçla kullanılan malzemelerden bazılarıdır (O’Brien, 2002; Winkler, 1984).

Teknolojinin ilerlemesiyle malzemeler de gelişme göstermişlerdir. Polimerlerin geliştirilmesi de bu orantıda hızlı ilerlemiştir. Polimerlerin gelişimi sırasıyla şu şekildedir: Selüloz asetat (1903), bakelite (fenol-formaldehid, (1907), polistiren (1911, 1929), polivinil klorür (PVC) ve polivinil asetat (1912), alkid reçineleri (1914), üre formaldehit (1923), polyester (1932), melamin (1933), naylon (1934), polyamid (1935), polietilen (1935) ve teflon (PTFE) ve epoksi reçinesi (1939). Fakat PMMA en çok tercih edilen protez kaide materyali olmuştur (Alhareb ve Ahmad, 2011).

2.2. Akrilik Kaide Materyali (PMMA)

2.2.1. Toz (Polimer)

PMMA tozu; PMMA blokların öğütülmesi ile elde edilen, küçük, seffaf, küresel taneciklerdir. Polimer tanecikleri düzensiz yapıda olabilmektedir.

Polimerleşmeyen bir sıvı içerisinde ısıtılarak metil metakrilat monomerin polimere dönüşmesi ile elde edilmektedir (Anusavice, 2003; O'Brien, 2008).

Kimyasal olarak ana madde PMMA' dır. Buna ilave olarak etil, metil, bütil ve diğer akrilik metakrilatlar eklenerek modifiye edilebilmektedirler (Craig ve ark., 2000).

2.2.2. Likit (Monomer)

Toz-likit tipindeki akrilik rezinin likidi genellikle metil metakrilat (MMA) tır. Likidin temel yapısını oluşturan MMA, doğal olarak petrolden elde edilen şeffaf, suda çözünmeyen, viskozitesi düşük, erime noktası -48°C , kaynama noktası $100,8^{\circ}\text{C}$ olan, renksiz, toksik, yanıcı, yüksek buhar basıncı olan ve uçucu özellikte bir organik çözücüdür (Anusavice, 2003; O'Brien, 2008).

2.2.3. Monomer/Polimer oranı

Akrilik resin yapısı için monomer polimer oranının doğru bir şekilde ayarlanması çok önemlidir. Polimer oranının artmasıyla polimerizasyon büzülmesi ve reaksiyonun süresinin kısılması meydana gelirken, monomer oranının fazla olması ise karıştırılması ve çalışılması güç, muflaya alınamayan bir materyal ortaya çıkarmaktadır. Ayrıca monomerin yetersiz uygulanması da granüler pöröziteye sebep olmaktadır. Monomer polimer oranının hacimce genellikle $1/3$ olması önerilir (Craig, 1996; McCabe, 1994; Vallittu, 1998).

2.3. Akrilik Kaide Materyallerinin Sınıflandırılması

Protez kaide materyallerinin sahip olması gereken özellikleri ve test edilme standartlarını belirleyen ISO 20795-1 (2013)'e göre protez kaidesi yapımında kullanılabilecek materyaller aşağıda belirtildiği gibidir;

- a) Poliakrilik asit esterleri
- b) Modifiye Poliakrilik asit esterleri
- c) Polivinil esterleri
- d) Polisitren
- e) Kauçuk modifiye polimetakrilik asit esterleri
- f) Polikarbonatlar
- g) Polisülfanlar
- h) Polidimetakrilik asit esterleri
- i) Poliasetallar (polioksimetilen)
- j) Kopolimerler veya polimerlerin karışımı (a'dan i'ye kadar olan)

Protez kaide materyallerinin sahip olması gereken özellikleri ve test edilme standartlarını belirleyen ISO 20795-1 (2013)'e göre protez kaide materyallerinin sınıflandırılması aşağıda belirtildiği gibidir;

Tip 1: Isı ile polimerize olan materyaller

Sınıf 1: Toz ve likit

Sınıf 2: Elastomer hamur

Tip 2: Otopolimerizan materyaller

Sınıf 1: Toz ve likit

Sınıf 2: Dökülebilir tip reçineler için toz ve likit

Tip 3: Termoelastomer plaka veya toz

Tip 4: Işıkla aktive olan materyaller

Tip 5: Mikrodalga ile polimerize olan materyaller (ISO 20795-1, 2013)

2.4. İdeal Protez Kaide Materyalinin Özellikleri

2.4.1. Fiziksel Özellikler

İdeal bir protez kaide materyali Oral dokuları taklit edebilecek ölçüde doğal görünümlü ve translusens olmalıdır. Pigmente edilebilmeli veya renklendirilebilmelidir. Kullanım esnasında protezin değişikliğe uğramaması için İdeal bir camsı geçiş ısısına sahip olmalıdır.

Akrilik kaidenin oral mukozayı sıcaktan ve soğuktan koruması için ısı iletkenliğinin düşük olmalıdır.

Kaidenin termal etkenler sonucu, su emilimi, polimerizasyonun devam etmesi ve iç stres gibi faktörler sonucu zamanla boyut değiştirmemesi için iyi bir boyutsal stabiliteye sahip olmalıdır.

Protezin özgül ağırlığının düşük olmalıdır. Ayrıca radyografik olarak tespit edilebilmesi için radyopak olmalıdır (McCabe, 1990; Phillips, 1991; Rawls, 2003).

2.4.2. Mekanik Özellikler

Protez kaidesinin sert olması bir avantaj olmaktadır. Bu nedenle yüksek elastisite modülü istenen bir özelliktir. Kırıkların önlenmesi için yeterli esneme dayanıklılığına sahip olmalıdır. Çarpma dayanıklılığına karşı dirençli olmalıdır. Abrazyona karşı yeterli dirence sahip olmalıdır (McCabe, 1990; Phillips, 1991).

2.4.3. Kimyasal Özellikler

Protez kaide materyali kimyasal olarak etkinlik göstermemelidir. Ağızda çözünmemeli, su veya tükürüğüemmemelidir. Görünümü ve rengi değişim göstermemelidir (McCabe, 1990; Phillips, 1991; Rawls, 2003).

2.4.4. Biyolojik Özellikler

Kabul edilebilir bir tat ve kokuya sahip olmalıdır. Karıştırma veya hazırlama aşamasında, teknisyen için zararlı olmamalıdır. Protez kaidesi hasta için toksik ve iritan olmamalıdır (McCabe, 1990; Phillips, 1991; Rawls, 2003).

2.4.5. Diğer Özellikler

Ucuz olmalı ve pahalı ekipman gerektirmemelidir. Raf ömrü uzun olmalıdır. Uygulaması kolay olmalıdır ve kolayca tamir edilebilmelidir (McCabe, 1990; Phillips, 1991; Rawls, 2003).

2.5. Protez Kaide Plaklarının Kırılma Nedenleri

Ağız boşluğunun normal sıcaklığı 32-37 °C arasındadır. Ancak bu sıcaklık, ağıza alınan besin ve sıvılara bağlı olarak 0-70 °C'ye kadar değişebilir. Bir diğer yandan normalde 4-8.5 olan tükürük pH' ı da, asitli meyve suları ya da alkali özellikteki ilaç ve içecekler ile 2-11 arası değerlere kadar ulaşabilir. Isı ve pH değişimlerinin yanı sıra, çiğneme fonksiyonlarının ortaya çıkardığı yüksek ve devamlı gerilimlerin materyal dayanıklılığını etkilediği de bildirilmiştir (Demir, 2008; McCabe, 1990).

Protezlerden beklenen ideal mekanik özellikler, protez kaidesinin yapıldığı materyalin yapısal özelliklerine ilaveten, protezin yapım işlemleri, protezin yerleştiği ve ilişkide olduğu alanların anatomisi ve hatta kısmen hastanın alışkanlıklarından da etkilenebilir (Beyli ve Von Fraunhofer, 1981).

Akrilik protezlerin kırılması durumunda, protezlere tamir ya da yenileme işlemleri yapılmadan önce kırılma sebebinin belirlenmesi gerekmektedir. Kaide plağı kırılmaları esas olarak, zamanla maruz kalınan streslere bağlı olarak materyalde görülen yorulma ya da protezlerin düşürülmesi esnasında maruz kaldığı ani çarpma kuvvetlerinden kaynaklanmaktadır (Demir, 2008).

Yorulma, materyale zarar vermeyecek düzeyde tekrarlayan okluzal kuvvetlerin etkisiyle kaidenin sürekli düşük yoğunluktaki gerilimlere maruz kalması şeklinde olmaktadır. Protezin ya da restorasyonun biçimine bağlı olarak yüzeyde bulunan muhtemel bir defektin çevresinde oluşan gerilim yoğunlaşması, mikro çatlakların oluşmasına yol açmaktadır. Bu çatlaklar yavaş yavaş kırılma meydana gelinceye kadar ilerler; sonuçta kırılma çok düşük bir kuvvet altında dahi gerçekleşebilir (McCabe, 1990). Protez kaide plağının su emilim miktarı, artık monomer salınım düzeyleri ve yapım aşamalarında dikkatsizlik sonucu oluşan yüzey defektlerine bağlı olarak yorulma direncinin azaldığı bildirilmiştir (Beyli ve Von Fraunhofer, 1981; Demir, 2008).

Doğal dentisyonda dişlere uygulanabilen maksimum ısırma kuvveti kişiden kişiye değişir. Genellikle erkeklerde kadınlara oranla daha yüksek ısırma kuvveti bulunmuştur (Okeson, 2003). Tam protez kullanan bir insan, doğal dişleri olan bir insanın uygulayabileceği çiğneme basıncının ancak %15-25'ini uygulayabilir (Çalikkocaoğlu, 1998). Tam protezlerle ısırma kuvvetlerinin protez ve destek dokulara düzenli dağılımları mümkün olmayıp, çiğneme esnasında molar dişler bölgesinde oluşan maksimum ısırma kuvvetleri yaklaşık 20kg dolayındadır. Bir insanın yılda ortalama 500.000 kez ısırma yaptığı düşünülürse, bir tam protezin fonksiyonel kullanım süresince ısırma ve yutkunma nedeniyle pek çok kez eğilmelere maruz kalması, yorulma başarısızlığı riskini artırmaktadır (Vallittu, 1996). Üst protezlerde en fazla görülen kırık tipi orta hat kırıkları olup, yorulma başarısızlığı olarak ifade edilmektedir (Ladizesky ve Chow, 1992).

Protez kaide plağı kırılmasının ikinci genel nedeni ise, protezlerin temizlenmesi sırasında ya da şiddetli öksürme ile sert zemine düşürülmesiyle oluşan çarpma kuvvetlerinin etkisidir. Kim ve Watts (2004), üst tam protez kırılma nedenin çoğunlukla yorulma ve çarpma kuvvetlerine bağlı olduğunu, alt tam protezlerde ise kırıkların %80' inin çarpma kuvvetlerine bağlı olduğunu ifade etmişlerdir. Alt protez sert bir zemine düştüğünde, en büyük stresin ikinci küçük azılar bölgesinde olduğu ve çarpma kırılmalarının genellikle orta hat civarında görüldüğü belirtilmiştir (Hargreaves, 1969).

2.6. Polimerizasyon Tekniklerine Göre Kaide Rezinlerinin Sınıflandırılması

1. Konvansiyonel basınçla kalıplama tekniği kullanılarak ısı ile polimerize edilen akrilik rezinler
 - a. Doldurucusuz PMMA akrilik rezinler
 - b. Çeşitli materyallerin ilavesiyle güçlendirilmiş akrilik rezinler
 - i. Polisülfon
 - ii. Fiber sistemleri
 - iii. Metal tel ve partikülleri
2. Enjeksiyonla kalıplama tekniği kullanılarak ısı ile polimerize edilen akrilik rezinler
 - a. Poli (metil metakrilat)
 - b. Polikarbonat
 - c. Poliamid
 - d. Polisülfon
3. Kimyasal olarak polimerize edilen akrilik rezinler (Otopolimerizan akrilik rezinler)
 - a. Konvansiyonel akrilik rezinler
 - b. Akışkan akrilik rezinler
 - c. Enjeksiyon kalıplama tekniği kullanılan akrilik rezinler
4. Işık ile polimerize edilen akrilik rezinler
5. Mikrodalga enerjisi ile polimerize edilen akrilik rezinler (Kaplan, 2002: 10; O'Brien, 2002).

2.7. Polimerizasyon Yöntemleri

2.7.1 Isı ile Polimerize Olan Rezinler

2.7.1.1. Geleneksel Muflada Kalıplama Tekniği

Günümüzde tam protezlerin yapımında %95 oranında bu tip akrilik rezinlerin kullanımları devam etmekle birlikte daha az oranda polistiren ve polivinil klorür de tercih edilmektedir. Bu teknikle, akril hamurunun alçı ya da silikon-alçı kalıplar kullanılarak mufla içindeki protez boşluğuna konulup preslenmesi ve sıcak suda polimerize edilmesidir. Bu kaynatma hızlı ya da yavaş olabilir.

Hızlı Kaynatma:

Muflanın önce soğuk suya konulup suyun sıcaklığı kaynama derecesine gelince en az yarım saat bu sıcaklıkta kalması sağlanır.

Yavaş Kaynatma:

Muflanın 65-70 °C ki su banyosunda sekiz saat bırakılarak polimerize edilmesidir (Kesercioğlu ve ark., 1991; Wong ve ark., 1999).

2.7.1.2. Enjeksiyonla Kalıplama Tekniği

Enjeksiyon ile akrilik tepme prensipleri ilk olarak W.E. Wilson tarafından ortaya atılmış, 1942 yılında Pryor tarafından geliştirilmiştir. Günümüzde ise daha modern sistemler ile kullanılmaya devam edilmektedir. Homojen rezin hamuru üretici firmanın önerileri doğrultusunda toz/likit oranı ayarlandıktan sonra sistemde bulunan kapsül içerisinde karıştırılarak elde edilir. Daha sonra özel mufla içerisindeki protez boşluğuna 6 atmosfer basınç altında enjeksiyon tekniği ile yerleştirilerek ısıyla polimerize edilmektedir. Bu yöntemin avantajları polimerizasyon büzülmesinin az

olması, pörözitenin hemen hemen hiç görülmemesi ve provaya ihtiyaç duyulmamasıdır. Dezavantajları ise pahalı olup özel muflalar ve yardımcı enjeksiyon ekipmanları gerektirmesidir (Kesercioğlu ve ark., 1991; Özdemir, 2002; Wong ve ark., 1999).

2.7.2. Kimyasal Olarak Polimerize Olan Rezinler (Oto Polimerizan Akrilik Kaide, Kendi Kendine Polimerizasyon)

Kimyasal olarak polimerize olan rezinlere, ısı ile aktive edilerek polimerleştirilen rezinlerden ayırmak amacı ile “kendi kendine polimerize olan” veya “soğuk polimerize olan” veya “oto polimerizan” rezinler denilmiştir. Genellikle tamir akriliği olarak kullanılsa da kaide akriliği olarak da kullanılabilir (Phillips, 1982; Zaimoğlu ve ark., 1993).

Otopolimerizan akrilik rezinler temel olarak ısı ile polimerize olan rezinlerle aynıdır. Prensipteki fark, polimerizasyon reaksiyonunun ısı yerine dimetil paratoluidin gibi tersiyer bir aromatik aminle hızlandırılmasıdır. Oda sıcaklığında amin yapıdaki hızlandırıcı, peroksit başlatıcı ile reaksiyona girer ve polimerizasyon reaksiyonunu başlatacak olan yeterli sayıda serbest radikaller oluşur. Polimerizasyon sırasında dışarıdan ısı uygulanmadığından ısı ile polimerizasyon gibi yüksek sıcaklıklara ulaşılmaz (Craig ve Peyton, 1993; Phillips, 1991).

Avantajları; ısı ile polimerize olan rezinlere göre iç gerilimler daha az oluşur, protezin uyum ve boyutsal stabilitesi daha iyidir, laboratuvar işlemleri daha basit ve kısadır, elastik özellikleri daha iyidir, polimerizasyon hızlıdır, polimerizasyon sonrası protezdeki vertikal boyut değişikliği ısı ile polimerize olan rezinlere göre daha azdır.

Dezavantajları; renk stabilitesi tersiyer aminlerde meydana gelen oksidasyondan dolayı kötüdür, yapay dişlerle olan bağlantısı zayıftır, maliyeti yüksektir, polimerizasyon tam olarak tamamlanamaz, artık monomer oranı yüksektir ve metil

metakrilat, metakrilik asit ve benzoik asit salınımından dolayı sitotoksik etkiye sahiptir (O'Brien, 2002; Zaimoğlu ve ark., 1993).

2.7.3. Görünür Işınla Polimerizasyon

Görünür ışınla sertleşen akrilik rezinler diş hekimliği alanında uzun süreden beri kullanılmaktadır. Bu materyal, üretan dimetakrilat matriks, akrilik kopolimer, küçük silika doldurucular ile kamforokinon amin fotoinitatorü nü içermektedir. Kamforokinon amin başlatıcı olarak görev yapar. Polimerizasyon işlemi için ışıkla polimerize olan kompozit dolgularda kullanılan ışık kaynağına benzer bir düzenek kullanılır. Basınç altında muflalanarak polimerize edilmediği için kullanım tekniği konvansiyonel ısı ile polimerize olan rezinlerden farklıdır (Craig, 1996; O'Brien, 2002; Phillips, 1991).

Avantajları: Mum eritme ve muflalama işlemleri gerektirmez bu yüzden yapımı kolaydır. Çalışma süresi kısadır. Toksik ve alerjik reaksiyon oluşturmaz. Doku uyumu iyidir. Astar maddeleriyle bağlanma düzeyleri yeterli seviyededir.

Dezavantajları: Çarpma dirençlerinin düşük olması, polimerizasyon sırasında hava kabarcıklarının oluşması ve yapay dişlere bağlantı yetersizliği olarak sıralanabilir (Barron ve ark., 1993; Rudd, 1996).

2.7.4. Mikrodalga Enerjisi İle Polimerize Olan Rezinler

Mikrodalga ile polimerizasyon yönteminde, karbon fiber ile güçlendirilmiş plastik muflalar ve bunları sabitlemek için özel olarak hazırlanmış metalik olmayan polikarbon sıkıştırma vidaları kullanılır. Bu polimerizasyon çeşidinde geleneksel akrilik polimerizasyondan farklı olarak muflanın orta kısmında ısı kenarlara göre daha fazladır (Blagojevic ve Murphy, 1999; Rudd, 1996).

Mikrodalga ile polimerizasyon prensipte, oda ısısında polar bir likit olan MMA moleküllerinin 2450 MHz frekansta, elektromagnetik bir alanda saniyede 5 milyar kez dönme hareketi sağlayarak çok sayıda kutuplaşmış moleküllerin oluşumunu gerçekleştirir. Moleküllerin sürtünmesi sonucu ısı meydana gelir ve ısı polimerizasyonun gerçekleşmesini sağlar (De Oliveria ve ark., 2003; Lai ve ark., 2004).

Avantajları; polimerizasyon büzülmesi, boyutsal değişiklikler, porözite, artık monomer miktarının düşük oluşu, toksik olmaması, hava kabarcığı oluşmaması, renk sabitliğinin iyi olması ve doku uyumlarının iyi olmasıdır.

Dezavantajları, ekipmanın pahalı oluşu, mufların kırılabilir ve kolay hasar görür olmasıdır (Muhtarogulları ve Doğan,1999; Sanders ve ark.,1987).

2.8. Akrilik Protez Kaide Materyallerinin Özellikleri

2.8.1. Kimyasal ve Biyolojik Özellikler

Bütün akrilik protez kaide materyalleri düşük miktarda artık monomer içerirler. Artık monomer zamanla ağız içine salınarak irritasyonlara ya da daha ciddi problemlere sebep olabilir (Jorge ve ark., 2003). Akrilik içinde kalan artık monomer miktarı protezin kalınlığından ve polimerizasyon yönteminden etkilenir. Bunun sonucunda akrilik rezinlerin boyutsal stabiliteleri de polimerizasyon yöntemlerinden, kalınlıklarından, protezin şekli ve büyüklüğünden etkilenebilir (Sadamori ve ark., 1994). Otopolimerizan akriliklerin, ısı ile polimerize edilen akriliklerden daha fazla artık monomer içermeleri daimi protez kaide maddesi olarak kullanımını kısıtlamaktadır (Braden ve ark., 1997).

Ağız ortamının nemli ve sıcak olması sayesinde protezin mukoza yüzeyinde *Candida albicans* organizmalarının kolonileşmesi görülebilir. Fakat protez temizliği

ve ağız hijyeni gerektiği şekilde sağlanırsa bu problemler oluşması en aza indirilmektedir (Braden ve ark., 1997).

2.8.2. Fiziksel özellikler

Akrilik protez kaide rezinlerin bazı fiziksel özelliklerini inceleyecek olursak;

Dayanıklılık, bir cismi kırmak ya da yapısını bozmak için gerekli olan maksimum gerilim dayanıklılığıdır. Gerilim ise bir dış kuvvete karşı direnç gösteren kütlenin birim alana uyguladığı kuvvettir. Dayanıklılık baskın olan gerilim cinsine göre çarpma, basma dayanıklılığı gibi isimler alır. Bir diğer özelliği olan transversal (yatay) dayanıklılıkta ise akrilik kaide plağı kullanım esnasında intraoral kuvvetlere maruz kalmaktadır Akrilikten yapılmış bir malzemenin dayanıklılığı, yapısındaki bileşime, hazırlanma yöntemine, bulunduğu ortama göre değişiklikler gösterebilmektedir (Sadamori ve ark., 1994).

2.8.3. Mekanik Özellikler

Protezlerin düşme sonucu kırılma riskinden dolayı yüksek darbe dayanımı, istenen bir özelliktir. Yüksek eğilme dayanımı, eğilme modülü ve geniş esneme (yield) noktası aralığı fonksiyon sırasında yüksek torsional kuvvetlerin karşılanmasına yardımcı olacak ve protezin kullanım ömrünü uzatacaktır. Protez kaidesinin dayanıklılığının belirlenmesinde en sık kullanılan test yöntemleri darbe dayanımı (materyalin yüksek düzeyde bir kuvvet ya da şoka dayanma kabiliyeti) ve esneme dayanımıdır (materyalin kırılabilmesi ya da geri dönüşümsüz eğilmesi için gerekli kuvvet) (Jorge ve ark., 2003).

2.9. PMMA' ın Mekanik Özelliklerin Araştırılmasında Kullanılan Test Metotları

Akrilik rezinlerin mekanik özelliklerinin incelenmesinde kullanılan terimler şu şekildedir:

Bir maddeye dışarıdan bir kuvvet uygulandığında; kütle içerisinde, uygulanan kuvvetin yönüne ters fakat şiddetine eşit bir reaksiyon kuvveti oluşur. Madde üzerine uygulanan bu dış kuvvete “yük” denir. Madde içerisinde oluşan iç kuvvetin, kütlenin birim alanına oranına “gerilim” denir. Kısaca birim alana düşen kuvvet olarak tanımlanır. Mevcut gerilim karşısında deformasyon söz konusudur. Birim boyut başına uzunluk değişimine “gerilme” denir. Materyalin üzerine uygulanan kuvvete cevabıdır. Bir maddeyi kırabilmek için gereken maksimum gerilime “dayanıklılık (strenght)” denir. Baskın gerilim cinsine göre dayanıklılık; basma, çekme, makaslama dayanıklılığı gibi çeşitlere ayrılır (Bayrak, 2007; Phillips, 1991).

2.9.1. Çekme gerilimi (Tensile Stress)

Çekme gerilimi kütleyi germek ya da uzatmak isteyen yükün yarattığı deformasyona karşı gösterdiği dirençtir. Çekme gerilimi daima çekme gerilmesi ile beraber oluşur. PMMA' nın çekme dayanımı 48,3- 61,2 N/mm²' dir. Tam ve bölümlü protezler için PMMA' nın çekme dayanımı genellikle yeterlidir ancak, bu protezlerin kırılmayacağı anlamına gelmez. Kırıklar genellikle kaza sonucu düşürme, yüksek gerilim alanlarının olduğu hatalı yapımlar ve düşük şiddette gerilim sikluslarının sebep olduğu esneme yorgunlukları sonucu meydana gelir (Anderson, 1990; Craig ve Peyton, 1993; Phillips, 1991).

2.9.2. Basma gerilimi (Compressive Stress)

Materyali sıkıştırmaya ya da kısaltmaya çalışan yük karşısında, materyalde buna karşı oluşan iç kuvvetlere, basma (sıkıştırma) gerilimi denir. PMMA' nın basma gerilimi değeri 75,9 N/mm²' dir (Anderson, 1990; Phillips,1991).

2.9.3. Makaslama gerilimi (Shear Stress)

Çevirme hareketine ya da bir kütleyi diğerinin üzerinde kaydırmaya çalışan gerilime, makaslama gerilimi denir. PMMA' nın makaslama gerilimi değeri 122 N/mm²' dir (Craig ve Peyton, 1993; Phillips, 1991).

2.9.4. Çarpma dayanıklılığı (Impact Strength)

Çarpma ile materyali kırmak için gereken enerjiye, çarpma direnci denir. Ölçüm için genellikle yaylı sarkaç sisteminden oluşan Charpy testi kullanılır. Yayların kırılma olan ve olmayan anlardaki boyları ile çarpma direnci hesaplanır. PMMA, kaza sonucu kırılmalara dayanıklı olmalıdır. Plastikleştirici ajan ilavesi çarpma direncini artırır ancak, sertlik, orantı sınırı, elastiklik modülü ve sıkıştırma direnci değerlerinin azalmasına neden olur (Anderson, 1990; Craig ve Peyton, 1993).

2.9.5. Yorulma dayanıklılığı (Fatigue Strength)

Belirli bir gerilimde materyale gelen kuvvetlerin, materyalin zayıflaması ya da kırılmasından önceki devir sayısı, yorulma direncini gösterir. Protezler çiğneme sırasında küçük ancak çok sayıda gerilime maruz kalırlar (Türköz ve ark., 1989).

Akrilik rezinlerin yapılarında derin çizik, çentik ya da çatlaklar varsa, bunlara hassasiyet gösterirler. Bu tip yapısal zayıflıkların varlığında, kırılmaya eğilimleri artar.

Protezlerde oluşan kırılmalar, travmanın yanı sıra zaman içinde kullanma periyoduna bağlı olarak gelen streslere karşı protezin gösterdiği dirençte oluşan kayıp, yani materyalin yorulması ile de meydana gelebilir (Bayrak, 2007;Ristic ve Carr, 1987; Türköz ve ark., 1989).

Çiğneme basınçları altında akrilik rezin protez kaideleri yılda yaklaşık 500.000 eğilmeye maruz kalmaktadır. Bu da protez kaidesinde materyal yorgunluğuna ve deformasyonlara yol açar, dolayısıyla kaideye uyumsuzluklar ve desteksiz kalma sonucu kırılmalar meydana gelebilir.

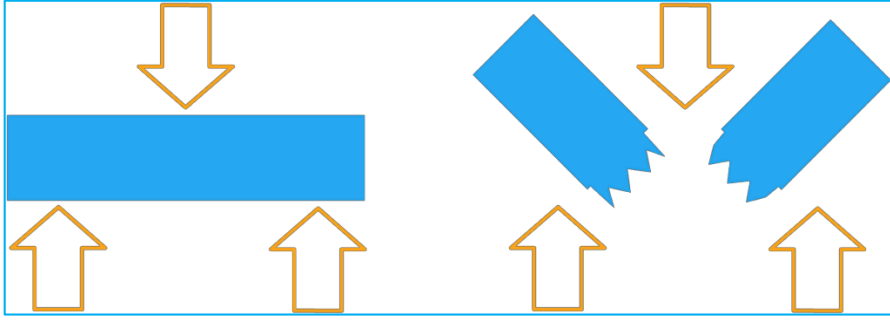
PMMA' nın yorulma dayanıklılığı değeri $1,5 \times 10^6$ devir altında 17,2 MPa' dır (Ristic ve Carr, 1987; Türköz ve ark., 1989).

2.9.6. Orantı sınırı (Proportional Limit)

Gerilim ve gerilmenin orantılı olduğu en yüksek gerilim miktarıdır. Orantı sınırının yüksek olması, daimi deformasyonun başlaması için daha fazla stres gerektirir. Kaide materyalleri çiğneme sırasında oluşacak gerilimlerde daimi deformasyon göstermeyecek kadar yeterli orantı sınırına sahip olmalıdır. Polimetilmetakrilat' ın orantı sınırı $26,2 \text{ N/mm}^2$ ' dir (Craig ve Peyton, 1993).

2.9.7. Esneme Dayanımı ve Modülü (Flexural Strength and Modulus)

Protez kaide materyalleri değerlendirilirken, esneme dayanımı basma ve çekme dayanımına göre daha çok önem arz eder, çünkü ağız içi kuvvetlerin protezler üzerindeki en büyük etkisi bu şekilde ortaya çıkar. Esneme dayanımı, test örneklerinin merkezleri üzerine kırılmaya kadar artan bir kuvvet uygulanarak belirlenir. Esneme dayanımı (transvers dayanıklılık) testi, iki ucundan desteklenen çubuk şeklindeki örneğe statik bir yükün uygulanmasıyla gerçekleştirilir. Üç nokta eğme uygulanan çubuk şeklindeki örnek için transvers dayanıklılık $3FL/2bd^2$ formülü ile hesaplanır. Bu formüle göre L destekler arası uzaklık, b örneğin genişliği, d örneğin kalınlığı, F ise kırılma noktasındaki maksimum yüküdür. Birim alan başına uygulanan kuvvet sonucu oluşan gerilimin birimi için genel olarak mega paskal (MPa) kullanılmaktadır.

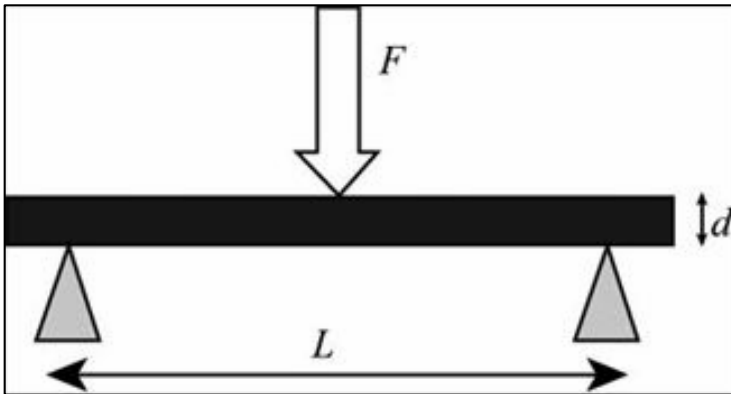


Şekil 2.1. Esneme dayanımı testinin şematik görüntüsü

Elastik modül bir materyalin sertliği veya bükülmezliği olarak tanımlanır. Gerilim gerinim grafiğinin eğimiyle hesaplanır (Anusavice, 2003).

Materyalin deformasyona karşı dayanıklılığının bir göstergesidir. Yük altında deformasyona uğramış malzemenin tekrar eski halini alma özelliğinin ölçüsüdür. Bir başka deyişle elastiklik modülü; gerilimin gerinime oranıdır. Bu bakımdan bir gerilime ne kadar küçük bir gerinim karşılık geliyorsa, modülünün değeri o kadar büyük olur. Elastiklik modülü artarsa malzemenin kalıcı şekil değişimi olmadan dayanabileceği kuvvet de artar. PMMA' nın elastiklik modülü $3,8 \times 10^3 \text{ N/mm}^2$ dir.

Esneme dayanımı testi bir anlamda çekme, basma ve makaslama gerilimlerinin aynı anda ölçülmesidir. Örneğin ortasındaki sapma, elastik modülün hesaplanması için kaydedilir. Kaide materyali olarak kullanılan metaller ile karşılaştırıldığında, polimerlerin elastik modülü çok düşüktür (Anusavice, 2003).



Şekil 2.2. Esneme dayanımı testinin şematik görüntüsü

2.9.8. Yüzey Sertliği

Sertlik, bir materyalin sürekli yükleme (indentation) veya penetrasyona direnci olarak tanımlanabilir. Spesifik bir yükün uygulanmasıyla materyal tarafından gösterilen relatif indentasyon direnci olarak ölçülür. Yüzey sertlik değerleri orantı limiti, uzayıp genişleyebilme, şekil verilebilme özelliği (ductility), çekme ve basma dayanımı gibi diğer mekanik güçler ile korelasyon göstermektedir. Ayrıca aşınma direncinin, abrazyon özelliğinin veya dental yapılar veya materyallere karşı abrade olabilme özelliğinin belirlenmesinde de kullanılmaktadır. Sonuç olarak yüzey sertliği, akrilik rezin kaide materyallerinin mekanik özelliklerini belirler. Çizilme ve aşınmaya karşı direnci arttırdığı gibi, materyalin çeşitli kuvvetler karşısında kolayca deforme olmasını da önleyerek klinik başarıyı etkilemektedir (McCabe ve Walls., 2008).

Yüzey Sertliği Ölçüm Metodları

Günümüzde en yaygın kullanılan sertlik ölçüm metodları: Brinell, Rockwell, Vickers, Knoop, Shore ve Barcol sertlik testleridir. Bu metodlarda; deforme olmayan küresel veya konik bir ucun deney materyaline batırılması karşısında materyalin gösterdiği direnç ölçülür. Uygun olarak seçilen sert uç belli bir zaman süresinde, belirlenen bir yük altında materyale batırıldığında, materyal üzerinde bir iz bırakır. Bu izin boyutları ölçülerek deneysel bir sertlik numarası elde edilir. Materyalin sertliği bu izin büyüklüğü ile ters orantılıdır. Yüzey sertliği ölçümlerinde örnek yüzeyinden birkaç ölçüm yapıp ortalamaları alınır. Materyalin sertliği arttıkça sertlik numarası da artar (Seymen ve Gülhan, 1996; Van Noort, 2002).

Brinell Sertlik Ölçüm Testi

Bu sertlik ölçümünde, belli bir yük altında ve belli bir çaptaki küresel karbit veya çelik sert bir bilye tarafından, cilalanmış ve parlatılmış materyal yüzeyine kuvvet uygulanır ve oluşan küresel şeklin çapı ölçülür. Bu ölçüm düşük büyütme, mikrometre ölçekli taşınabilir bir mikroskop kullanılarak yapılır.

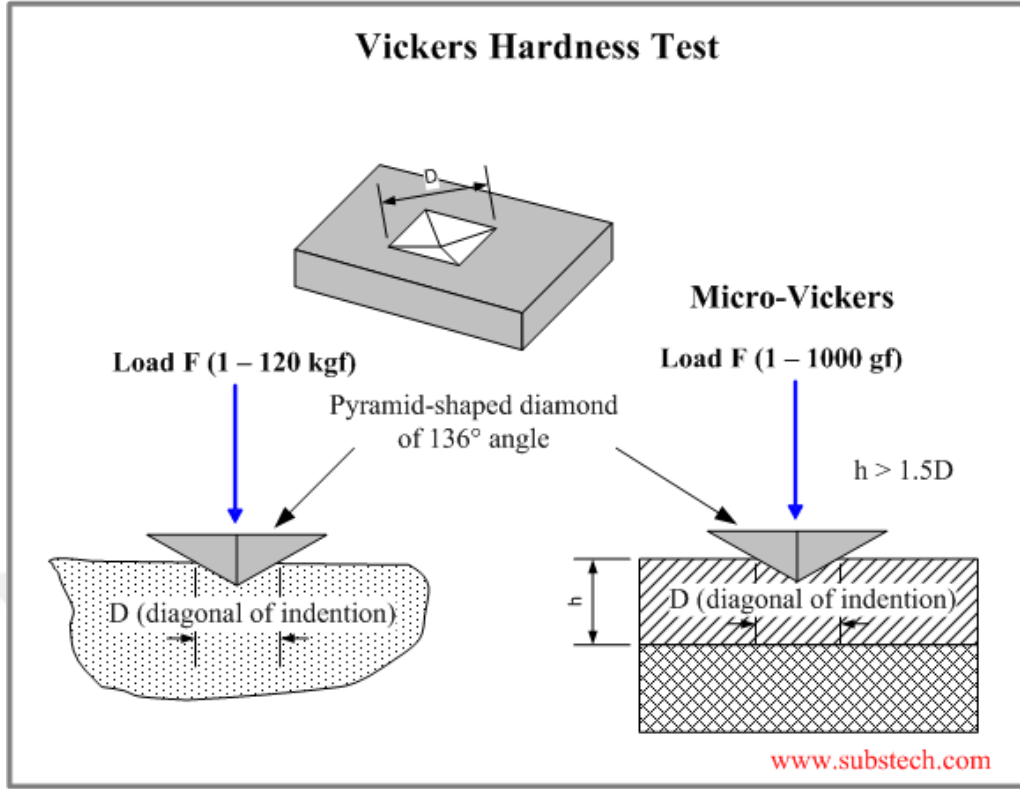
Brinell sertlik numarası, uygulanan kilogram cinsinden yükün, yüzeydeki iz yapan mm² cinsinden alana bölünmesiyle elde edilir. Bu işlemi kolaylaştırmak için iz çapının tekabül ettiği sertlik numarasını gösteren çizelgeler kullanılabilir. Çelik bilyenin oluşturduğu iz ne kadar küçükse, Brinell sertlik numarası o kadar büyüktür ve materyal o kadar serttir (O'Brien ve ark., 1997).

Rockwell Sertlik Ölçüm Testi

Brinell testine benzer şekilde, belli bir çaptaki çelik bir bilye veya konik bir elmas uç kullanılarak materyallerin penetrasyon direnci ölçülür. Fakat Rockwell sertlik ölçüm testinde, iz çapının ölçülmesinden daha çok cihaz üzerindeki ölçekten faydalanılarak direkt olarak penetrasyon derinliği ölçülür. İlk olarak başlangıç penetrasyonunu sağlayacak ve batıcı ucu yerinde tutacak minor bir yük uygulanarak ölçek sıfırlanır. Sonra majör yük uygulanır ve bir süre beklenip tekrar minör yüke döndükten sonra ölçüm yapılır. Standart sertlik dönüşüm tablosu kullanılarak; uygulanan yüke, batıcı ucun çapına ve elde edilen derinliğe göre Rockwell sertlik değeri elde edilir. Küçük iz alanları yüksek bir Rockwell sertlik değerini ve daha sert bir materyali ifade eder (O'Brien ve ark., 1997; Rawls, 2003).

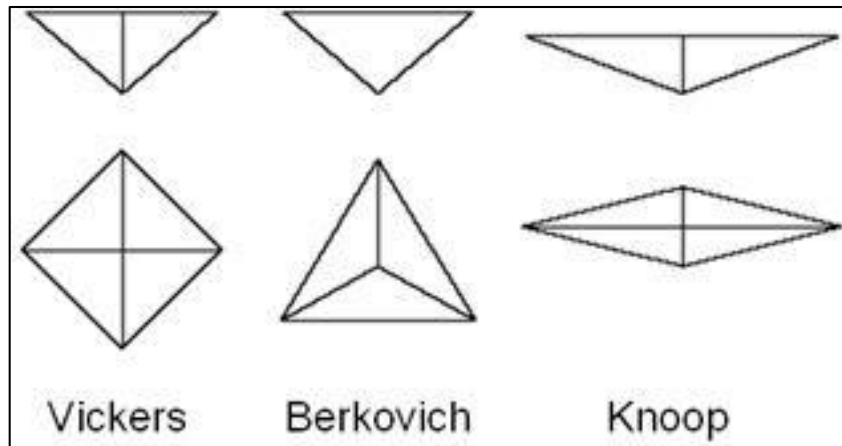
Vickers Sertlik Ölçüm Testi

Sertliği ölçülecek materyal üzerine tepe açısı 136° olan, kare tabanlı, piramit şekilli bir elmas uç ile kuvvet uygulanarak bir iz oluşturulur. Yük kaldırıldıktan sonra meydana gelen kare şeklindeki izin köşegenleri ölçülür. Bu ölçüm, cihaza ilave edilmiş bir mikroskop yardımıyla ölçme ekranına aktarılarak, ölçüm ekranındaki hareketli iki cetvel yardımıyla, köşegenlerin uzunluklarının ayrı ayrı ölçülüp ortalamasının alınmasıyla yapılmaktadır. Vickers sertlik değeri kg olarak ifade edilen deney yükünün mm² olarak ifade edilen iz alanına bölümü olup $HV=1.854 \times \text{kuvvet} / (\text{taban köşegeni})^2$ formülü ile hesaplanır. İz alanı ne kadar küçükse elde edilen Vickers sertlik değeri de o kadar büyük olur ve materyalin daha sert olduğunu gösterir (O'Brien ve ark., 1997; Türkün ve Gökay, 2002).



Şekil 2.3. Vickers sertlik testi

Vickers sertlik testinin avantajı son derece doğru değerler üretebilmesi, kullanılan elmas ucun zaman ve kullanım ile bozulmaması ve tüm materyaller ve yüzeyler için kullanılabilir olmasıdır (Türkün ve Gökay, 2002). Ek olarak Vickers sertlik ölçümleri aynı örnek içindeki üst yüzey, merkez ve alt yüzey gibi spesifik bölgelerin ölçümüne izin verir (Dietschi ve ark., 2003).



Şekil 2.4. Sertlik ölçümlerinin materyal üzerinde oluşturduğu izler.

Elmas piramit sertlik testi olarak da bilinen Vickers mikrosertlik testi, kırılğan materyallerin sertliğinin belirlenmesi için de uygun olması nedeni ile diş hekimliği kullanımında geniş yer bulmaktadır (Rawls, 2003).

Knoop Sertlik Ölçüm Testi

Bu test yönteminde iki karşı yüzü arasında 172° olan ve diğer iki yüz ile 130° açı yapan, 4 yüzlü uzatılmış piramit şeklinde batıcı bir elmas uç kullanılarak belli bir yük uygulanır (O'Brien ve ark., 1997). Oluşan izin dış hatları, eşkenar dörtgen ya da köşegenlerinin oranı 7:1 olan elmas şeklindedir (Poher, 1998). Kompozit rezinler gibi polimerik materyaller için yükün uzaklaştırılması sonrası elastik bir düzelme meydana gelir. Bu durum Vickers izinde her iki köşegeni etkilerken, Knoop izinde bu elastik düzelme büyük ölçüde küçük köşegeni etkiler. Bu yüzden ölçümler izin en uzun köşegeni üzerinde yapılır, böylece sonuçlar daha az etkilenecektir (Poskus ve ark., 2004). Knoop sertlik numarası Newton olarak ifade edilen deney yükünün mm² olarak ifade edilen iz alanına bölümü olup $KHN = 1.451 \times \text{kuvvet} / (\text{uzun köşegen})^2$ formülü ile hesaplanır. Materyal ne kadar sert ise elde edilen Knoop sertlik numarası o kadar büyük olur (Schulze ve ark., 2003).

Shore Sertlik Ölçüm Testi

Lastik ve yumuşak plastik gibi elastomerik materyallerin sertliğinin ölçümünde kullanılan daha basit sertlik ölçüm metotlarından biridir. Yük uygulamasına karşı materyalin direnci ölçülür. Durometer olarak bilinen bir aparat kullanılır ve Durometer sertliği olarak bilinir. Elde edilen deneysel sertlik değeri, Durometer ucunun örnek içine penetrasyonu yoluyla belirlenir ve 0 ile 100 birim arasındaki değerlerden oluşan skalalar ile ifade edilir (Canay ve ark.,1999).

Mohs Sertlik Ölçüm Testi

Mohs sertliği bir materyalin, başka bir materyal tarafından kazınmaya nasıl bir direnç göstereceğini tanımlar. Sertliği tanımlanmış veya bilinen bir madde ile yüzeyin kazınıp kazınmadığının gözlenmesi yoluyla belirlenir. Pürüzsüz bir yüzeyin kazıma ve abrazyon direncinin kaba bir ölçümüdür ve 1-10 arası değerlerden oluşan skalalar ile belirtilir. Buna göre; en yüksek kazıma direnci gösteren elmasın skoru 10'dur (O'Brien ve ark., 1997; Rawls, 2003).

Barcol Sertlik Ölçüm Testi

Barcol sertlik ölçüm testi yay şeklinde, yüklenebilir, sivri bir çelik ucun penetrasyon direncinin ölçümüyle sertlik değerlerinin elde edildiği bir metottur. Materyal yüzeyi içine penetre olan batıcı ucun penetrasyon derinliği, mutlak Barcol sayılarına dönüştürülür. Bu metotta örnekler, 10 kg'lık sabit bir yük uygulayacak şekilde dizayn edilmiştir ve Barcol Impressor olarak bilinen, elle tutulan sertlik ölçerin batıcı ucunun altına yerleştirilir. Cihazın üzerinde yer alan kadran göstergesi maksimuma ulaşana kadar örneğe doğru uniform bir basınç uygulanır ve gösterge 0 ve 100 arasında kalibre edilmiş bir skala üzerinde direkt bir değer verir. Plastik endüstrisinde de çok yaygın olarak kullanılan Barcol sertlik değerleri, rezinlerin polimerizasyon derecesini belirlemek için de kullanılmaktadır (Rawls, 2003; Wassel ve ark., 1992).

2.10. PoliMetil Metakrilat' a Güçlendirici Materyallerin İlave Edilmesi

Tam protezlerin üretimi için kullanılan en yaygın materyal poli (metil metakrilat) (PMMA) 'dir. Bu materyal her açıdan ideal bir materyal değildir. Materyalin ideal olması istenen tüm özelliklerin bir arada bütünleşmesiyle mümkün olmaktadır. Estetik talepleri karşılamadaki popülaritesine rağmen, uygun bir klinik uzmanlık derecesi ile ve suni akrilik dişlerin dikkatlice seçilmesi ve düzenlenmesiyle,

saptamaya karşı bir protez üretmek mümkündür, bu da mekanik gerekliliklerin yerine getirilmesinde hala ideal değildir.

PMMA, genel olarak işlenebilirliğinin ve uygulanabilirliğinin iyi olması nedeniyle total protezlerin yapımında ana malzeme olarak kullanılmıştır. Bununla birlikte, estetik gerekliliklerin yerine getirilmesine rağmen, PMMA' nın yorulma direncinin yeterince tatmin edici olmadığı ve bu durumun, her yıl çok sayıda protez onarımı için yapılan harcamalar olarak yansıdığı kabul edilmektedir. PMMA' yı güçlendirmek için çeşitli doldurucular, fiberler ve diğer güçlendirici ve ilave materyaller eklenmiştir ve ne gibi sonuçlar elde edildiği değerlendirilmiştir. Çoğu çalışmalarda PMMA' nın doldurucu, fiber, nano doldurucu ve hibrit güçlendiricilerle geliştiği gösterilmiştir. Bu çalışmalar in vitro ortamda yapılmıştır (Alla ve ark., 2015; Meng ve Latta, 2005).

Fiberler

Akrilik rezinlerin fiberlerle güçlendirilmesi esneme ve darbe dayanımında ve aynı zamanda yorgunluk direncinde artışa neden olmuştur. Çoğu araştırmada naylon, polietilen, poliamid fiber ve partiküllü cam fiberler gibi fiberler estetik, mekanik ve biyouyumluluk özelliklerinden dolayı akrilik rezinlere eklenmişlerdir (Alla ve ark., 2013; Tacir ve ark., 2006).

Cam Fiberler

Yapılan araştırmalarda cam fiberlerin ilave edilmesi esneme dayanımında, darbe dayanımında ve vickers sertliğinde artış meydana getirmiştir. Cam fiber ilavesiyle akrilik rezinlerde %1' den az deformasyon görülmüştür. Bir başka araştırmada cam fiberlerdeki pozisyon değişikliği protezdeki esneme dayanımını değiştirmektedir. Cam fiberler candida albicansın PMMA' ya yapışmasını ve pörözitede azalmaya neden olmuştur (Moreno ve ark.,2012).

Poliamid Fiberler

Poliamid fiberler, naylon ve aramid fiberler olarak iki alt gruba ayrılmaktadır. Protezlere poliamid fiberlerin ilave edilmesi ile biyouyumlulukta, esneme dayanımı ve esneme modülünde artış görülmüştür. Fiber konsantrasyonunun yükselmesiyle akrilik rezinin sertliğinde azalma görülmüştür. Bir de proteze sarı renk vermiştir. Naylon ilavesi ise kırılma dayanıklılığında artış, devamlı streste ise yüksek dayanıklılık göstermiştir. Naylon fiberin ilavesi ile elastisitede de artış görülmüştür (Chen ve ark., 2001; Soygun ve ark., 2013; Jagger ve ark., 1999; Yu ve ark., 2013).

Polietilen ve Polipropilen Fiberler

Polietilen fiberlerin ilavesi, PMMA' nın darbe dayanımını yükseltmiştir. Dokuma formundaki polietilen fiberler, elastiklik modülünde ve dayanıklılığında artış meydana getirmiştir. Buna karşın, dokuma formundaki fiberlerin pürüzlendirilmesi, hazırlanması ve yerleştirilmesi zor olduğu için kullanımları kısıtlıdır. Polipropilen fiberler PMMA' nın darbe dayanımını artırmıştır (Mowade ve ark., 2012; Uzun ve ark., 1999).

Doğal Fiberler

Akrilik rezini güçlendirmek için yağsız palm meyvesinin demeti (opefb) ve bitkisel fiberler (rami fiberler) tavsiye edilmektedir. Opefb' nin ilave edilmesi, esneme dayanıklılığında ve esneme modülünde artış görülmesine neden olmuştur. Kısa rami fiberlerin, konvansiyonel PMMA' ya göre akrilik rezinin esneklik modülünü yükselttiği görülmüştür ancak güçsüz ara yüzey bağlantısı sebebiyle esneklik direncinde azalma görülmüştür (John ve ark., 2015; Xu ve ark., 2013).

Doldurucular

Birçok araştırmada doldurucuların kullanımı protezlerin özelliklerinde gelişme meydana getirmiştir. Yakın zamanda nano doldurucuların PMMA' nın özelliklerini geliştirmesi için ilave edilmesi tavsiye edilmiştir.

Metal Oksitler

Alüminyum Oksit

Alüminyum oksit tozunun ilavesiyle termal iletkenlik ve ona istinaden hastanın memnuniyeti artmıştır. Buna ilaveten alüminyum oksit ilavesiyle güçlendirilmiş PMMA da darbe dayanıklılığı, gerilim dayanıklılığı, sıkışma dayanıklılığı ve yüzey sertliğinde iyileşme göstermiştir. Bazı araştırmalarda ise alüminyum oksit ilavesinin darbe ve gerilim dayanımını azalttığını göstermiştir. Metal polimere zayıf bir adezyonla bağlandığı için rezinin gelen stres dayanıklılığı azalmıştır (Mohammed ve ark., 2017).

Zirkonia

Birçok araştırma PMMA' ya zirkonia' nın ilavesiyle esneklik dayanımının yükseldiğini göstermiştir buna karşın bazı araştırmalarda ise esneklik dayanımının azaldığını rapor edilmiştir. Buna sebep olarak ise partiküllerin akrilik rezin içinde topaklanarak kümeleşmesi gösterilmiştir. İlave olarak darbe dayanıklılığı, kırılma dayanıklılığı ve sertlikte yükselme görülmüştür (Asar ve ark., 2013; Asopa ve ark, 2015).

Titanyum

Birçok araştırmada titanyum ilavesinin sonuçları araştırılmıştır. Bunun sonucunda PMMA' nın sertlik, kırılma dayanıklılığı, esneme ve darbe dayanımı,

termal iletkenlikte iyileşme görülmüştür. Buna ilaveten su emiliminde de azalma görülmüştür. Bu araştırmalara karşın bazı araştırmalarda ise titanyum ilavesiyle esneme dayanımının azaldığı ve buna sebep olarak da belli bölgelerde topaklanma ve kümelenme olması gösterilmiştir (Mohammed ve ark., 2017).

Soy Metaller

Gümüş

Gümüşün akrilik rezinlere ilavesiyle mantar oluşumunun azaldığı görülmüştür. Wady ve ark., gümüşün PMMA' ya ilavesinin candida albicansın adezyonunda ve biyofilmin akümülyasyonunda etkisiz olduğunu bildirmiştir (Wady ve ark., 2012). % 0.5' lik gümüş çinkonun ısıyla polimerize olan akriliğe ilavesinde darbe dayanımında ve çapraz dayanımda, yüzey sertliğinde ve yüzey pürüzlülüğünde etkisinin olmadığı görülmüştür (Azeez ve Fatah, 2015).

Nano altın, Platin, Palladyum

Günümüzde nano altının ilavesi kısıtlıdır. Altın ilavesiyle esneme dayanımı ve termal iletkenlik, saf PMMA değerlerine göre yaklaşık 2 kat daha iyileşme göstermiştir. Buna ek olarak platin soy metalinin PMMA' ya ilavesi sonucunda mekanik özelliklerde iyileşme ve antimikrobiyal etki görülmüştür (Morsy ve Al-daous, 2014).

Mineraller

Hidroksiapatit Doldurucular

Hidroksiapatit doldurucuların ilave edilmesi ile üstün mekanik özellikler görüldüğü rapor edilmiştir. PMMA' nın esneme dayanımı ve esneme modülünü yükselttiği görülmüştür. Termal iletkenlikte de artış görülmüştür (Tham ve ark., 2010).

Silikon Dioksit

Bu materyalin ilavesiyle mekanik ve termal özelliklerde ilerleme görülmüştür. Silikon dioksit nano partiküllerinin eklenmesiyle darbe dayanıklılığında ve çapraz dayanıklılıkta iyileşme görülmüştür. Silikon Dioksit nano partiküllerinin konsantrasyonunun artmasıyla yüzey sertliği yükselmiştir. Artan sertlik ve kırılma dayanıklılığı silikon dioksitin nano partiküllerinin azalan konsantrasyonlarında tespit edilmiştir (Mohammad ve ark., 2017).

Silika Bazlı Doldurucu

Cam tanecikleriyle güçlendirilmiş akrilik rezin kırılma dayanıklılığı artmıştır (Franklin ve ark., 2005).

Karbon Esaslı Doldurucular

Karbon esaslı doldurucular, biyolojik sorunları, estetik özelliklerinin yetersiz olması, kullanım ve cila zorluğundan dolayı çok kullanılmamışlardır. Günümüzde nano karbonlar, nano teknolojinin önemli bir bölümünü oluşturmaktadır (Wang ve ark., 2015).

Nano Karbonlar

PMMA'ya % 1'lik karbon nano tübüllerin eklenmesi sonucunda darbe dayanıklılığı ve esneme dayanıklılığında yükselme, sertlikte azalma görülmüştür (Mahmood, 2015). % 1.5'lik tek duvarlı karbon nano tübülü eklendiği zaman PMMA'nın darbe ve çapraz dayanımında yükselme, buna karşın yüzey sertliğinde azalma görülmüştür (İbrahim, 2015).

Nano Elmaslar

Nano elmasların yüksek sertlik ve termal iletkenlik özelliğinden dolayı PMMA' nın mekanik özelliklerini iyileştirilmesi için ilavesi tavsiye edilmiştir. Nano elmasların sadece aşağı konsantrasyonlarda, PMMA' nın darbe dayanımını ve kırılma dayanımını yükselttiği gösterilmiştir. Buna ilaveten ısı işlem görmüş nano elmaslar, PMMA' nın çizilme direncini yükselttiği görülmüştür (Dolmatov ve ark., 2001; Shenderova ve ark., 2007).

Hibrit Güçlendiriciler

Birden çok fiber formunun bir arada kullanılarak PMMA' ya ilave edilmesi 1997 yılında Vallitu tarafından önerilmiştir (Vallitu ve Narva, 1997). Bu ilave formlar farklı fiberler, farklı seramikler, metal oksitler, fiber ve metal oksitler veya seramik materyallerle kombine edilmiştir. Hibrit fiber güçlendiricilerin ilavesi PMMA' nın esneme dayanımını ve dayanıklılığını yükseltmiştir (Hari ve ark., 2011). Metal oksitlerin ve seramiklerin (özellikle nano partiküller) PMMA' ya eklenmesiyle benzer sonuçlar elde edilmiştir (Salman ve Khalaf, 2015). Buna ilaveten yüzey pürüzlülüğü, gerilme dayanımı, esneme modülü, sertlik, termal iletkenlik ve radyoopasitenin artmasıyla beraber büzülmede azalma görülmüştür. Sitotoksisite göstermeden antibakteriyel özelliğe sahiptir (Safarabadia ve ark., 2014; Han ve ark., 2015).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Araştırmamız Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızda iki farklı yöntem ile polimerize olan protez kaide rezinlerine, iki farklı konsantrasyonda hibrit polimer ilave edilerek hazırlanan örnekler, esneme dayanımı ve yüzey sertliği özellikleri yönünden in vitro olarak incelenmiştir. Çalışmada ısı ile polimerize olan konvansiyonel bir akrilik rezin olan IQ-15 (IMICRYL, KONYA, TÜRKİYE) ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik ACRON MC (G.C AMERICA INC. ALSIP, U.S.A) kullanılmıştır (Şekil 3.1). Bu materyallere firmanın talimatları doğrultusunda hazırlanmış %30 ve %50 oranında hibrit polimerler (Şekil 3.2) hacimsel olarak %1 ve %3' lük oranlarda ilave edilerek elde edilen örneklerin esneme dayanımı ve yüzey sertliği üzerine etkileri incelenmiştir.

Çalışmamızda kullanılan akrilik kaide materyalleri ve polimerizasyon yöntemleri Çizelge 3.1' de, çalışmada kullanılan hibrit polimer içeriği, boyutu ve üretici firma Çizelge 3.2' de, Çalışmadaki örnek grupları Çizelge 3.3 ve Çizelge 3.4' de gösterilmiştir.

Çizelge 3.1. Örneklerin hazırlanmasında kullanılan akrilik rezin ve polimerizasyon yöntemleri

Yöntem	Materyal	İçerik	Üretici firma
Isı ile polimerizasyon	IQ-15	Poli metil metakrilat	IMICRYL, Konya, Türkiye
Mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon	ACRON MC	Poli etil metakrilat	G.C AMERICA INC. ALSIP, U.S.A



Şekil 3.1. Çalışmamızda kullanılan akrilik rezin kaide materyalleri

Çizelge 3.2. Çalışmada kullanılan hibrit polimerin içeriği, boyutu ve üretici firması

Materyal	Boyut	İlave edilme oranı	Üretici firma
Hibrit polimer % 30 SiO ₂ (silan ile bağlanmış) + PMMA	12-20 nm	% 1- % 3	IMICRYL, Konya, Türkiye
Hibrit polimer % 50 SiO ₂ (silan ile bağlanmış) + PMMA	12-20 nm	% 1- % 3	IMICRYL, Konya, Türkiye



Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan hibrit polimerler

Çizelge 3.3. Çalışmada test edilen örnek grupları

Konvansiyonel yöntemle ısı ile polimerize edilen akrilik rezin	Test grupları	İçerik	Hibrit polimer ilavesi (g)	Örnek sayısı (n)
	Kontrol	PMMA	İlavesiz	10
	Grup A1	PMMA + %30'lik hibrit polimer	1	10
	Grup A3	PMMA + %30'lik hibrit polimer	3	10
	Grup B1	PMMA + %50'lik hibrit polimer	1	10
	Grup B3	PMMA + %50'lik hibrit polimer	3	10
	Test grupları	İçerik	Hibrit polimer ilavesi (g)	Örnek sayısı (n)
	Kontrol	PMMA	İlavesiz	10
	Grup A1	PMMA + %30'lik hibrit polimer	1	10
	Grup A3	PMMA + %30'lik hibrit polimer	3	10
	Grup B1	PMMA + %50'lik hibrit polimer	1	10
	Grup B3	PMMA + %50'lik hibrit polimer	3	10

3.1. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmamızdaki esneme dayanımı testi için, 65x10x3 mm boyutlarında bar şeklinde ve yüzey sertliği testi için ise 5x 10 mm disk şeklinde mum örnekler standart bir metal kalıp kullanılarak hazırlanmıştır. Hazırlanan mum örnekler muflaya alınarak kayıp mum tekniği ile 100 derece sıcaklıkta bekletilip mumların mufladan atımı sağlanmıştır. Oluşan mum boşlukları ve alçı yüzeyler lak ile izole edilmiştir. Çalışma grupları aşağıdaki gibi hazırlanmıştır:

Kontrol grupları: Deney örnekleri için ısı ile polimerize olan QC-15 akrilik rezin (Imicryl Ltd. Şti., Konya, Türkiye) polimeri (toz) ile monomeri (sıvı), üretici firmanın talimatlarına uygun olarak 24 g/10 ml oranında karıştırılmıştır. Likit içerisine akrilik tozu katılarak ve karışımın hazırlandığı kabın üzeri temiz bir cam ile örtülerek, hamur kıvamına gelmesi beklenmiştir. Hamur kıvamına ulaşan rezin, muflaya yerleştirildikten sonra brit yardımıyla preslenmiştir. Preslenmeyi takiben muflalar polimerizasyon işlemi için soğuk su dolu ısıtma kaplarına yerleştirilerek su kaynadıktan sonra 30 dk süresince kaynatma işlemi uygulanmıştır. Bu şekilde

tamamlanan polimerizasyon sonunda muflalar oda sıcaklığında soğumaya bırakılmıştır. Soğuyan örnekler gerekli tesviye ve politür işlemleri uygulanmıştır.

Yüzey sertliği testi için yapılan örnekler için ise muflaların bir yüzeyine cam koyularak akrilik örneklerin bir yüzeyinde cam yüzey oluşturulmuştur.

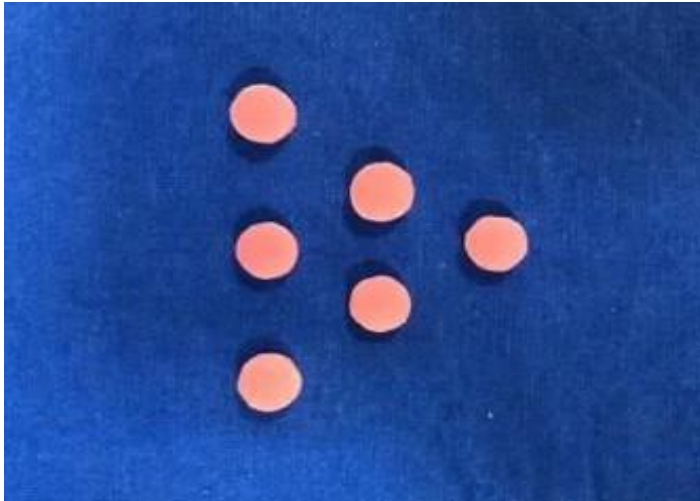
Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan kontrol grubu örnekleri acron mc akrilik rezin (G.C AMERICA INC. ALSIP, U.S.A) polimeri ile monomeri, üretici firmanın talimatlarına uygun olarak 100 gr/ 43ml oranında karıştırılmıştır. Likit içerisine akrilik tozu katılarak ve karışımın hazırlandığı kabın üzeri temiz bir cam ile örtülerek, hamur kıvamına gelmesi beklenmiştir. Üretici firmanın ürettiği özel muflalarda akrilik tepildikten sonra 800 watt 3 dakika mikrodalga fırınında (Şekil 2.3) pişirilmiştir. Soğuduktan sonra çıkarılan örnekler gerekli tesviye ve politür işlemleri uygulanmıştır.

Yüzey sertliği testi için yapılan örnekler için ise muflaların bir yüzeyine cam koyularak akrilik örneklerin bir yüzeyinde cam yüzey oluşturulmuştur.

Silika grupları (Grup A, B) : Çalışmamızda kullanılan hibrit polimer, üretici firma tarafından (Imicryl Ltd. Şti., Konya, Türkiye) yüzeyi γ -MPS (3-methacryloxy propyl trimethoxy silane) ile silanlanmış 12-20 nm (nanometre) partikül büyüklüğüne sahip organik-inorganik yapıda silika ve PMMA karışımı hibrit hidrofobik bir materyal olarak tanımlanmıştır. Hibrit polimer, Amar Equipments/India SSI 316 Stainless Steel 1 L LAB AUTOCLAVE STIRRER cihazında inert azot atmosferi altında 100 BAR basınçta 250 C sıcaklıkta ve devir ayarlı reaktörde sentezlenmiştir. % 30 ve % 50 oranında ilave madde olarak kullanılan hibrit polimer parçacıkları dijital hassas terazi ile tartılarak total akrilik karışımının ağırlıkça % 1'i ve % 3' ü olacak şekilde akrilik monomer likitin içine karıştırılmış ve ardından akrilik tozu ilave edilerek akrilik hamuru elde edilmiştir. Toz ve likit karıştırılarak oluşturulan akrilik hamur kıvamına geldikten sonra, kayıp mum tekniği ile daha önce oluşturulan alçı boşluklara yerleştirilmiştir. Akrilik tepimi sonrası alçı model, bir brit yardımıyla sıkıştırılarak fazla akriliğin taşması sağlanmıştır. Kenarlardan taşan akrilik kalıntıları

mufla kenarlarından temizlenerek polimerizasyon işlemi için soğuk su dolu ısıtma kaplarına yerleştirilerek su kaynadıktan sonra 30 dk süresince kaynatma işlemi uygulanmıştır. Sıcak su içerisinde çıkarılan muflalar kendi halinde soğumaya bırakılmıştır. Soğuyan muflalar açılarak polimerize olan akrilik örnekler çıkarılmış ve kenarlarından tesviye yapılmıştır. Örneklerin standardının sağlanması amacıyla boyutları ölçülmüş ve testler için hazır hale getirilmiştir. Yüzey sertliği testi için yapılan örnekler için ise muflaların bir yüzeyine cam koyularak akrilik örneklerin bir yüzeyinde cam yüzey oluşturulmuştur.

Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan silika grubu örnekleri acron mc akrilik rezin (G.C AMERICA INC. ALSIP, U.S.A) polimeri ile monomeri, üretici firmanın talimatlarına uygun olarak 100 gr/ 43ml oranında karıştırılmıştır. Likit içerisine akrilik tozu katılarak ve karışımın hazırlandığı kabın üzeri temiz bir cam ile örtülerek, hamur kıvamına gelmesi beklenmiştir. Üretici firmanın ürettiği özel muflalarda akrilik tepildikten sonra 800 watt 3 dakika mikrodalga fırınında pişirilmiştir (Şekil 3.3). Soğuduktan sonra çıkarılan örneklere gerekli tesviye ve politür işlemleri uygulanmıştır. Yüzey sertliği testi için yapılan örnekler için ise muflaların bir yüzeyine cam koyularak akrilik örneklerin bir yüzeyinde cam yüzey oluşturulmuştur. Kontrol ve silika grubu örnekleri 48 saat suda bekletilmiştir.



Şekil 3.3. Yüzey sertliği testi için disk şeklinde hazırlanan örnekler



Şekil 3.4. Esneme dayanımı testi için bar şeklinde hazırlanan örnekler



Şekil 3.5. Mikrodalga polimerizasyonunun yapıldığı mikrodalga fırını

3.2. Test Yöntemleri

3.2.1. Esneme Dayanımı Testi

Çalışmamızda yapılan üç nokta eğme testi (three- point bending test) ölçümleri Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarına ait olan Lloyd universal test cihazı (universal test machine, Lloyd, instruments, LRx, Fareham Hant, UK) kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Örnekler birbirinden 50 mm uzaklıkta bulunan ve birbirine paralel destekler üzerine yerleştirilmiş ve kırılma olana kadar kuvvet uygulanmıştır. Her bir örneğin kırılması için gerekli maksimum kuvvet (N) ve örneğin bükülme derecesi (mm) cihazın bilgisayar sistemine otomatik olarak kaydedilmiştir. Elde edilen kuvvet ve eğilme değerleri esneme dayanımını veren şu formüldeki yerlerine konularak transvers dayanıklılık (MPa) hesaplamaları gerçekleştirilmiştir.

3.F.1

$$TS = \frac{F}{2 \cdot b \cdot h^2}$$

TS = Transvers dayanıklılık (Esneme dayanımı) (N/mm²=MPa)

F= Kırılma anındaki yük (N)

l= Örnek yerleştirilen destekler arası mesafe (mm)

b = Örnek genişliği (mm)

h = Örnek kalınlığı (mm)



Şekil 3.6. Esneme dayanımı testi

3.2.2. Yüzey Sertliği Testi

Çalışmamızda yapılan yüzey sertliği ölçümleri Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarına ait olan laboratory test systems display microhardness tester model numarası HVS- 1000 olan test cihazı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Sertlik ölçümü için birçok farklı method mevcuttur.

Günümüzde en çok kullanılanlar: Brinell, knoop, rockwell ve Vickers sertlik testleridir. Bu methodlarda; deforme olmayan küresel veya konik bir ucun deney materyaline batırılması sonucunda materyalin gösterdiği direnç ölçülmektedir. Uygun olarak seçilen rijit uç belirli bir süre boyunca, belirlenen bir yük altında materyale batırıldığında, materyal üzerinde bir iz bırakmaktadır. Bu izin boyutları ölçülerek deneysel bir sertlik numarası elde edilir. Materyalin sertliği ile bu izin büyüklüğü ters orantılıdır. Yüzey sertliği ölçümlerinde, örnek yüzeyinden birkaç ölçüm yapıp ortalamaları alınmaktadır. Materyalin sertliği arttıkça, sertlik numarası da artmaktadır.



Şekil 3.7. Yüzey sertliği testi ve mikroskop altındaki görüntüsü

3.3. İstatistik Değerlendirme

Çalışmamızdan elde edilen esneme dayanımı ve yüzey sertliği testi sonuçlarının istatistik değerlendirilmesinde grup ortalamaları arasındaki farklılıkların istatistik olarak önemli olup olmadığı Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA) kullanılarak incelenmiştir. Varyans analizi sonuçları gerektirdiği zaman hangi faktör seviyeleri arasındaki farkların önemli olduğu Duncan testi kullanılarak araştırılmıştır.

4. BULGULAR

Çalışmamızın bu bölümünde protez kaide materyali olarak kullanılan ısı ve mikrodalga enerjisi ile polimerize edilen iki farklı akrilik kaide rezinine farklı konsantrasyonlara sahip hibrit polimerlerin ilave edilmesiyle esneme dayanımı ve yüzey sertliği yönünden yapılan incelemelerin sonucunda elde edilen bulgular sunulacaktır.

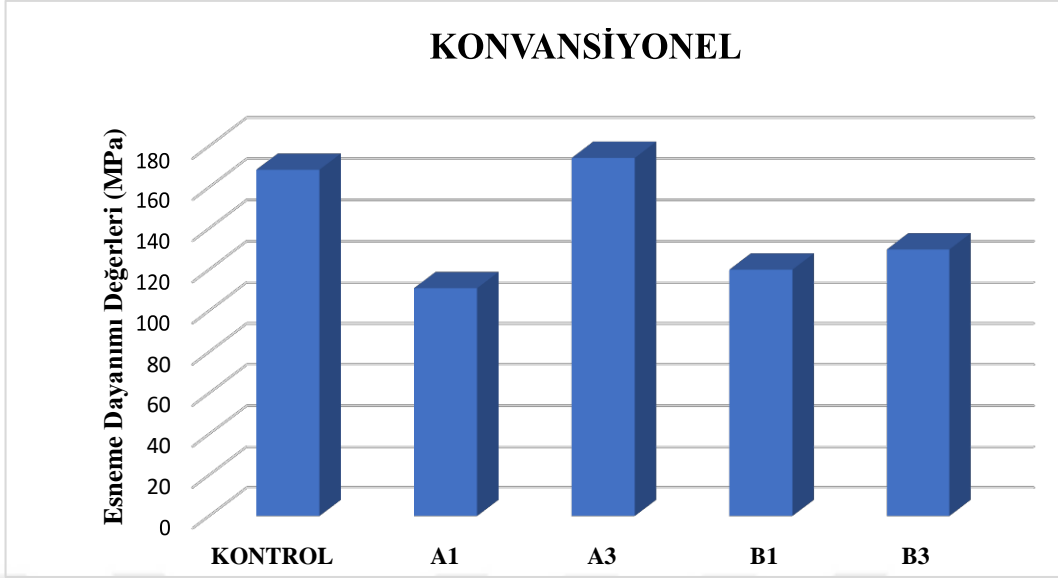
4.1. Esneme Dayanımı Testi Sonuçları

Isı ve mikrodalga enerjisi ile polimerize edilen akrilik rezinlere farklı oranlarda ilave edilen hibrit polimerlerin esneme dayanımına etkisinin hesaplanan değerleri ölçülmüş kontrol grubu ile diğer grup ortalamaları arasındaki farklar Tek Yönlü Varyans Analizi tekniği kullanılarak değerlendirilmiştir. Varyans analizi sonuçları doğrultusunda hangi test grupları arasındaki farkın istatistik olarak önemli olduğu Duncan testi ile araştırılmış ve sonuçlar Çizelge 4.1’de sunulmuştur.

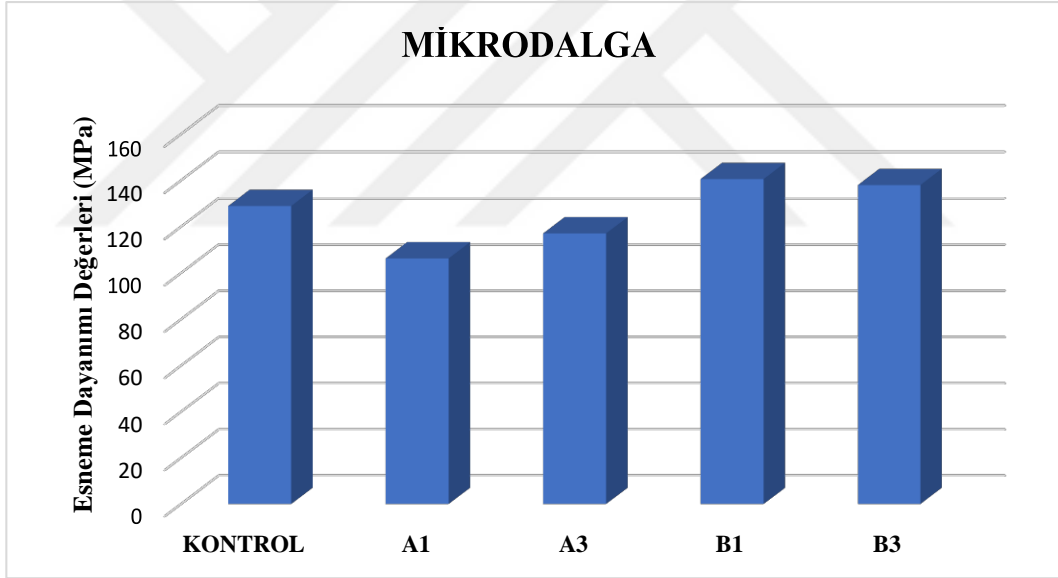
Çizelge 4.1. Gruplara göre esneme dayanımı test sonuçlarına ait ortalama ve standart hata değerleri (MPa)

	Test grupları	n	$\bar{X} \pm S_{\bar{x}}$
	Kontrol	10	168,52 \pm 3,46 ^a
	Grup A1	10	110,98 \pm 1,36 ^c
	Grup A3	10	174,25 \pm 5,66 ^a
	Grup B1	10	119,99 \pm 2,84 ^{bc}
	Grup B3	10	129,81 \pm 3,09 ^b
	Kontrol	10	128,96 \pm 6,99 ^a
	Grup A1	10	106,32 \pm 6,65 ^a
	Grup A3	10	117,11 \pm 6,54 ^a
	Grup B1	10	140,60 \pm 5,82 ^a
	Grup B3	10	138,0 \pm 13,8 ^a

** Gruplar bakımından aynı sütunda farklı harf alan ortalamalar istatistik olarak birbirinden farklıdır (p<0,01).



Şekil 4.1. Konvansiyonel teknikle polimerize olan gruplara ait esneme dayanımı (MPa) ortalama değerleri



Şekil 4.2. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan gruplara ait esneme dayanımı (MPa) ortalama değerleri

Konvansiyonel teknikle polimerize edilen örneklerin test sonuçlarına baktığımızda, kontrol grubu A3 grubu hariç diğer test grupları arasında esneme dayanımı bakımından farkın istatistik olarak önemli olduğu görülmüştür. Ayrıca A1 ve A3 grupları arasındaki farklar da istatistik olarak önemli bulunmuştur.

Mikrodalga enerjisi ile polimerize edilen örnek grupları arasında yapılan istatistik değerlendirmede ise tüm gruplar arasında önemli bir farklılık saptanmamıştır.

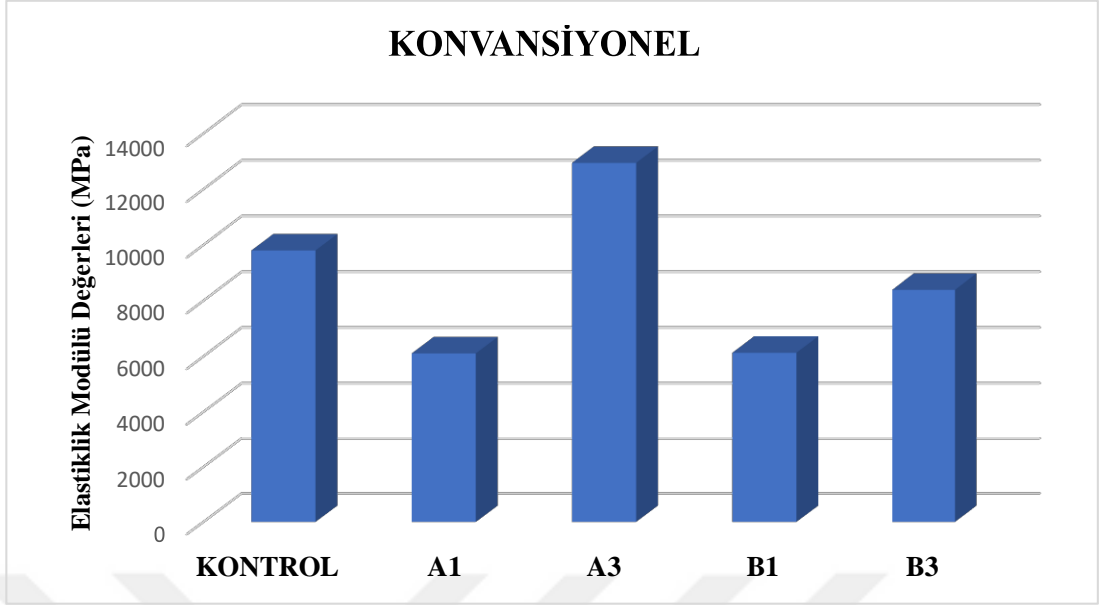
4.2. Elastiklik Modülü Test Sonuçları

Isı ve mikrodalga enerjisi ile polimerize edilen akrilik rezinlere farklı oranlarda ilave edilen hibrit polimerlerin elastiklik modülüne etkisinin hesaplanan değerleri ölçülmüş, kontrol grubu ile diğer grup ortalamaları arasındaki farklar tek yönlü varyans analizi tekniği kullanılarak değerlendirilmiştir. Varyans analizi sonuçları doğrultusunda hangi test grupları arasındaki farkın istatistik olarak önemli olduğu Duncan testi ile araştırılmış ve sonuçlar Çizelge 4.2’de sunulmuştur.

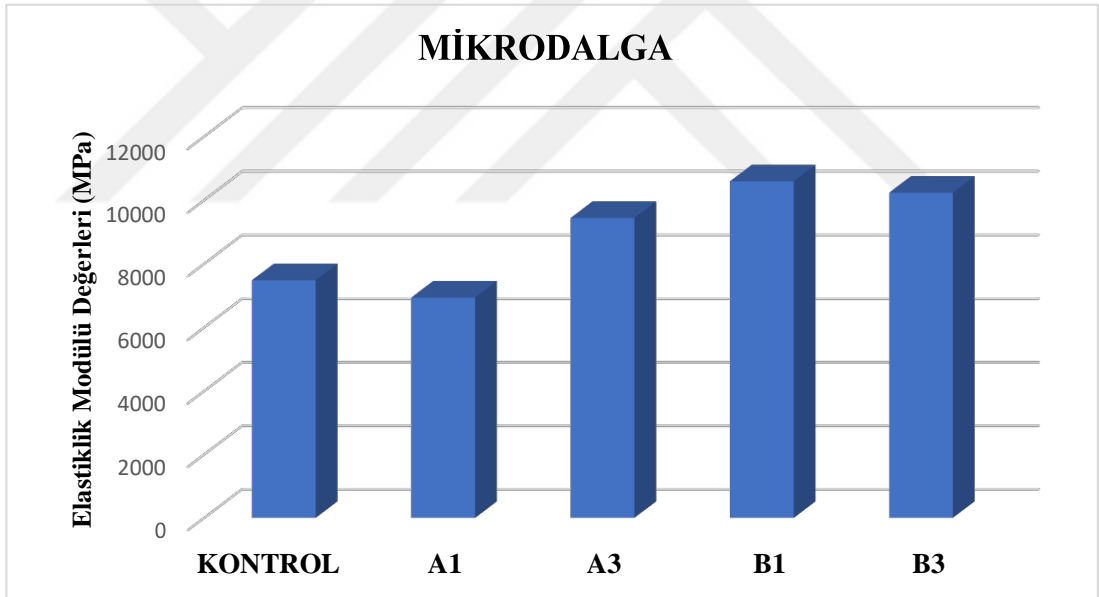
Çizelge 4.2. Gruplara göre elastiklik modülü test sonuçlarına ait ortalama ve standart hata değerleri (MPa)

	Test grupları	n	$\bar{X} \pm S_{\bar{x}}$
	Kontrol	10	9804 \pm 768 ^b
	Grup A1	10	6108 \pm 468 ^c
	Grup A3	10	12947 \pm 634 ^a
	Grup B1	10	6133 \pm 254 ^c
	Grup B3	10	8390 \pm 305 ^b
	Kontrol	10	7482 \pm 706 ^{ab}
	Grup A1	10	6938 \pm 546 ^b
	Grup A3	10	9440 \pm 550 ^a
	Grup B1	10	10591 \pm 810 ^a
	Grup B3	10	10235 \pm 1199 ^a

** Gruplar bakımından aynı sütunda farklı harf alan ortalamalar istatistik olarak birbirinden farklıdır (p<0,01).



Şekil 4.3. Konvansiyonel teknikle polimerize olan gruplara ait elastiklik modülü (MPa) ortalama değerleri



Şekil 4.4. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan gruplara ait elastiklik modülü (MPa) ortalama değerleri

Yapılan elastiklik modülü test sonuçlarına göre konvansiyonel yöntemle polimerize edilen grupta kontrol ve A1, A3, B1 grupları arasında elastiklik modülü bakımından gözlenen farklar istatistik olarak önemli bulunmuştur. A1 ile A3 ve B3 grupları arasında da istatistik olarak anlamlı farklılık görülmüştür. B1 ile B3 grupları arasındaki farklar istatistik olarak anlamlı bulunmuştur. Tüm değerler göz önüne

alındığında konvansiyonel örneklerde en yüksek değer A3 grubunda görülürken en düşük değer ise A1 grubunda görülmüştür.

Mikrodalga enerjisi ile polimerize edilen rezinde ise kontrol grubu diğer gruplarla karşılaştırıldığında istatistik olarak anlamlı farklılık görülmemiştir. Ancak A1 grubu ile A3, B1 ve B3 grupları arasındaki farklar istatistik olarak anlamlı bulunmuştur.

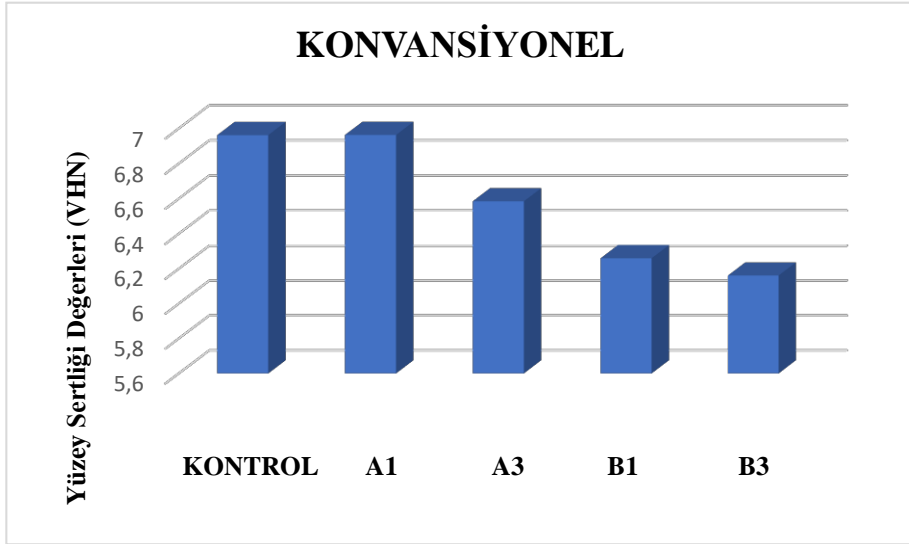
4.3. Yüzey Sertliği Testi Sonuçları

Çalışmamızda test edilen akrilik örneklerin Vickers Sertlik Numarası cinsinden hesaplanan yüzey sertliği değerleri Tek Yönlü Varyans Analizi tekniği kullanılarak incelenmiştir. Varyans analizi sonuçları doğrultusunda hangi test grupları arasındaki farkın istatistik olarak önemli olduğu Duncan testi ile araştırılmış ve sonuçlar Çizelge 4.3'de sunulmuştur.

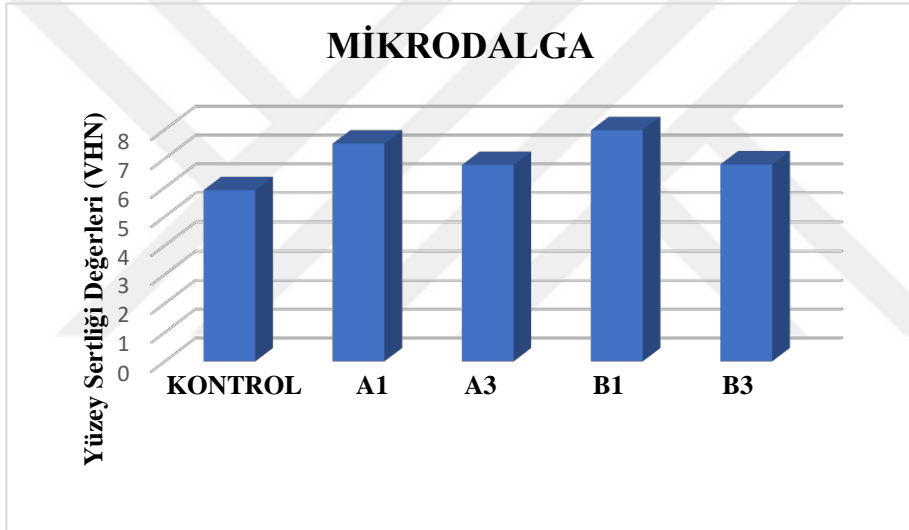
Çizelge 4.3. Gruplara göre yüzey sertliği ölçümleri için ortalama ve standart hatalar (VHN)

	Test grupları	n	$\bar{X} \pm S_{\bar{x}}$
	Kontrol	10	6,962 \pm 0,174 ^a
	Grup A1	10	6,963 \pm 0,223 ^a
	Grup A3	10	6,585 \pm 0,157 ^{ab}
	Grup B1	10	6,260 \pm 0,101 ^b
	Grup B3	10	6,161 \pm 0,119 ^b
	Kontrol	10	5,907 \pm 0,215 ^c
	Grup A1	10	7,516 \pm 0,099 ^a
	Grup A3	10	6,777 \pm 0,112 ^b
	Grup B1	10	7,976 \pm 0,280 ^a
	Grup B3	10	6,796 \pm 0,114 ^b

** Gruplar bakımından aynı sütunda farklı harf alan ortalamalar istatistik olarak birbirinden farklıdır (p<0,01)



Şekil 4.5. Konvansiyonel teknikle polimerize olan gruplara ait yüzey sertliği (VHN) ortalama değerleri



Şekil 4.6. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan gruplara ait yüzey sertliği (VHN) ortalama değerleri

Yapılan yüzey sertliği sonuçlarında konvansiyonel yöntemle polimerize olan gruba baktığımızda kontrol grubu ile B1 ve B3 grupları arasında istatistik olarak anlamlı farklılık görülmüştür. Aynı şekilde A1 grubu ile B1 ve B3 grupları arasındaki farklılıklar istatistik olarak önemli bulunmuştur.

Mikrodalga yöntemiyle polimerize edilen grupta ise kontrol grubu ve diğer gruplar arasındaki farkların istatistik olarak önemli olduğu görülmüştür. Bunun yanı sıra hem A1 ve A3 grupları arasında hem de B1 ve B3 grubu arasında istatistik olarak önemli farklılıklar saptanmıştır.

5. TARTIŞMA

Çalışma özelliklerinin uygun, yapım aşamasının kolay, çevre dokularla uyumunun ve stabilizasyonunun iyi olması, pahalı donanım gerektirmemesi ve estetik olarak tatmin edici özelliklere sahip olması nedeniyle PMMA esaslı rezinler diş hekimliğine sunulduğu günden bu güne kadar en yaygın olarak kullanılan kaide materyalleridir. Bununla birlikte bu materyaller yorulma direncinin düşük, esneme ve çarpma dayanıklılığının zayıf olması gibi mekanik olarak bazı dezavantajlara da sahiptir (John ve ark., 2001).

Kaide kırıkları bu küllme yorgunluğu oluşturan kuvvetlere ve çarpma kuvvetlerine bağlı olarak oluşurlar. Tek başına materyale zarar vermeyecek kadar küçük kuvvetler kuvvet yoğunlaşmalarının olduğu bölgelerde zamanla küçük çatlaklar oluşturarak bükülme yorgunluğunu meydana getirirler. Eğer bu kuvvetler devamlı olursa, çatlaklar zaman içinde küçük yarıklara dönüşerek yapıyı zayıflatır. Kırılma ise yapının geri kalan sağlam kısmının mekanik direncini aşacak bir yükün birikmesi sonucu meydana gelmektedir (Kanie ve ark., 2000).

Protez kaidelerinde oluşan çatlaklar sadece materyalin özelliklerine bağlı olarak meydana gelmeyip geniş frenilum çentikleri, doku uyumu olmayan ya da bozulmuş protezler, yetersiz rölyef yapılması, uyumsuz oklüzyon, tamir veya kaide yenileme işlemleri gibi kuvvet yoğunlaşmalarına sebep olacak pek çok faktörün bir araya gelmesi sonucunda oluşmaktadır (Kim ve Watts, 2004).

Günümüze kadar kaide materyallerinin mekanik özelliklerini arttırmak amacıyla PMMA' a alternatif olabilecek materyaller geliştirmek, bazı güçlendirici materyallerin yada kopolimerlerin ilave edilmesi yolu ile PMMA' ın kimyasal olarak modifikasyonunun sağlanması şeklinde birçok çalışma yapılmıştır. Ancak henüz PMMA' a alternatif olabilecek tatmin edici bir materyal bulunamamıştır. Akrilik rezin kaide materyaline fiber ilave edilmesi ile kaidenin güçlendirilmesinde başarılı sonuçlar elde edilmesine karşın liflerin yerleştirilmesindeki zorluklar, fiberle

güçlendirilmiş kaidelerin cilalama işlemlerinin zor olması gibi faktörler kaide rezinlerinin güçlendirilmesinde fiber kullanımını kısıtlamaktadır (Jagger ve ark., 1999).

Mikrodalga enerjisi ile akrilik rezinlerin polimerizasyonu tekniği diğer yöntemlerden daha farklı olmakla beraber polimerizasyon süresinin kısa olmasının yanı sıra diğer yöntemler kadar iyi sonuçlar vereceği düşüncesiyle alternatif olarak düşünülmüşür. Mikrodalga enerjisi ile polimerizasyonda direkt olarak rezin moleküllerinin hareket yeteneğinin artırılması yoluyla moleküller arası ısı oluşturularak polimerizasyon başlatılır. Bu ısı sadece rezin iç yapısında oluşmaktadır, mufla dışında veya fırın içinde herhangi bir ısı oluşmamaktadır. Bu nedenle polimerize edilen materyalin içinde oluşan ısı kontrol edilebilir bir artışa sahiptir (De Oliveria ve ark., 2003; Lai ve ark., 2004).

Akrilik rezin kaide protezlerin kullanım süreleri değişmekle birlikte kaide kırıklarının ilk birkaç yılda meydana geldiği bildirilmiştir. Akrilik kaidenin bükülme dayanımındaki zayıflıklar oklüzal yüklere bağlı olarak protezlerin kırılmasına yol açabilir. Aynı zamanda akrilik rezinin baskı dayanımındaki zayıflıklar çarpmaya ve ani darbelere karşı kaidenin kırılmasıyla sonuçlanabilir. Akrilik yüzeyinin aşınmalara ve çizilmelere karşı direnci sertliğinin artmasına bağlı olarak artacaktır. Bu nedenle, akrilik kaide materyalinin bükülme dayanımı, baskı dayanımı, sertlik ve esnekliğinin yüksek olması ve yüzey pürüzlülüğünün düşük olması istenilen özelliklerindedir (Çevik, 2018; Mansour ve ark., 2013).

Son yıllarda akrilik rezin protez kaide materyallerinin kırılmalara karşı dayanımını artırmak amacıyla bükülme ve baskı dayanımının artırılması amaçlanmaktadır. Bu noktada, akriliğe daha güçlü maddeler ilave edilerek yeni veya güçlendirilmiş materyaller elde edilmeye çalışılmaktadır. Bu amaçla akrilik rezin kaide materyallerinin içine cam, karbon, naylon ve aramid fiberler, gümüş, alüminyum, metal tozları, metalik teller çeşitli doldurucular ve daha bir çok materyalin eklenmesiyle güçlendirilmesi ve mekanik özelliklerinin geliştirilmesi hedeflenmiştir (Alla ve ark., 2013; Kaplan, Özçelik ve Gürbüz, 2006).

Protez kaide materyallerinde güçlendirme amacıyla kullanılan doldurucu maddelerin başında ise nanopartiküllü silikalar gelir. Silika, silisyum ve oksijen birliğini ifade eden bir formdur. Silikanın akrilik rezin matrisi ile sıkı bir bağ yapabilmesinin, ancak silika yüzeyinin silan molekülü ile işlenmesi sonucunda mümkün olduğu bildirilmektedir (Yadav ve ark., 2012; Zhang ve ark., 2012). Silan kullanılması alternatif bir yüzey hazırlığıdır, rezin matrix ile doldurucuların bağlantısını artırır. Silan, doldurucular üzerinde kimyasal ve fiziksel olarak soğurulmuş tabakalar oluşturur. Kimyasal tabaka silan yüzeye kovalent bağ ile absorbe edilir. Fiziksel olan silan tabakası ise, molekülleri arasındaki Van der Waals kuvvetleri ve hidrojen bağı ile kimyasal tabakanın üzerini gevşekçe kaplar (Chaijareenont ve ark., 2012).

Farklı tip silanların nano silikaların mekanik özellikleri üzerinde olumlu ya da olumsuz yönde farklı etkilerinin olduğu bildirilmiştir. Silanlama yöntemi ile silikanın hidrofobik bir yapı kazanmasıyla birlikte akrilik rezin matrisiyle de kovalent bir bağ yapması sağlanmış olmaktadır. Silika yüzeyinin işlenmesi için en sık kullanılan silan ajanı 3-methacryloxy propyl trimethoxy silane'dir. Bu silan tabakasının ya yüzeyi değiştirerek ya da stres oranını azaltarak bağlanmayı artırdığı belirtilmektedir (Chaijareenont ve ark., 2012).

(γ -MPS) tipindeki silan, rezin matrix ile karıştırılan silika ve cam doldurucuların yüzeyinin değiştirilmesi amacıyla diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan bir bağlantı ajanı olup kimyasal olarak iki işlevli, hidroksimetil grupları olan bir monomerdur. Ayrıca polimerizasyon süreci esnasında PMMA matrixi ile reaksiyona giren C=C bağları içerir ve doldurucu ile PMMA matrixi arasında kimyasal bağlantıyı sağlayan bir moleküler köprü gibi rol oynar. Bu yapıdan dolayı kimyasal bağların kopması için daha fazla enerjiye ihtiyaç duyulur ve bu özellik sonucunda materyalin eğme dayanımı artırılır (Zhang ve ark., 2012). Ayrıca silan uygulamasının doldurucu eklenmiş PMMA'ın çekme dayanımı ve aşınma direncini de artırdığı belirtilmiştir (Chaijareenont ve ark., 2012; Grant ve Greener, 1967; Sehajpal ve Sood, 1989). Fakat günümüzde yapılan araştırmalarda kullanılması gereken silan miktarı henüz netlik

kazanmamıştır (Ayad ve ark., 2008; Chaijareenont ve ark., 2012; Yadav ve ark., 2012; Zhang ve ark., 2012).

Tez çalışmamızda konvansiyonel yöntemle polimerize edilen akrilik rezin kaide dışında mikrodalga enerjisi ile polimerize edilen mikrodalga akriliği de kullanıldı. Bunun sebebi, ilave edilen deneysel hibrit polimerinin geleneksel akrilik rezinden farklı bir başka materyal yapısı üzerinde nasıl bir etki yaratacağı düşüncesi idi. Öte yandan mikrodalga akriliği artık monomer miktarının az olması ve biyouyumluluk gibi sebeplerinden dolayı da tercih edilmiştir.

Protezlerin dayanıklılığını belirleyen önemli test yöntemleri arasında esneme dayanımı ve elastiklik modülü gelmektedir. Yüksek esneklik, fonksiyon sırasında protezin yüksek torsional kuvvetlerin karşılanmasına yardımcı olacak ve protezin ömrünü uzatacaktır. Aynı şekilde yüksek elastiklik modülü de protezin deformasyona karşı gösterdiği direnci artıracaktır (Anusavice, 2003).

Protez kaide materyalleri değerlendirilirken, esneme dayanımı basma ve çekme dayanımına göre daha çok önem arz eder, çünkü ağız içi kuvvetlerin protezler üzerindeki etkisi bu şekilde ortaya çıkmaktadır (Anusavice, 2003).

Akrilik rezinin fiziksel özelliklerinden biri olan esneme dayanımının yanı sıra elastiklik modülü değeri de önemli bir değer olup, bu değer maddenin esneklik derecesini göstermektedir. Çalışmamızda elastiklik modülü değerlerini, esneme dayanımı testi veri sonuçlarından faydalanarak hesapladık.

Mekanik özellikler bakımından bir diğer önemli yöntem de yüzey sertliği ölçümüdür. Çizilme ve aşınmaya karşı direncin artırılması yüzey sertliğine bağlıdır ve bu da klinik başarıyı etkilemektedir (McCabe ve Walls, 2008).

Bu bilgilerden hareketle tez çalışmamızda iki farklı yöntemle polimerize edilen akrilik rezin içine farklı konsantrasyonlarda ilave edilen deneysel hibrit polimer

materyalinin akrilik rezin üzerinde oluşturacağı mekanik etkilerin görülmesi amaçlanmış ve bu amaca yönelik olarak esneme dayanımı, elastiklik modülü ve yüzey sertliği testleri uygulanmıştır.

Akrilik rezin kaide materyallerinin güçlendirilmesi yönünde birçok çalışmalar yapılmıştır. Çalışmamızda test ettiğimiz silika nanopartiküllü deneysel hibrit polimer materyalinin akrilik rezinin mekanik özelliklerini güçlendireceği yönündeki beklentilerimiz ile birlikte, silanlama yöntemiyle silikanın PMMA' ya bağlantısının daha güçlü olacağı konusundaki çalışmaların da sınırlı sayıda olması bizi bu materyali denemeye yöneltmiştir.

Çevik ve ark., 2016 yılında yaptıkları çalışmada ısı ile polimerize olan akrilik rezin materyaline 12nm boyutunda ekledikleri %1 ve %5 silika nanopartikül ve prepolimer materyallerinin akrilik rezinin kontrol grubuna göre esneme dayanımı değerlerini düşürdüğünü bildirmişlerdir. Bu çalışmaya göre ilave edilen silika tozunun konsantrasyonundaki artış esneme dayanımı üzerinde olumsuz etki göstermektedir (Çevik ve ark., 2016).

Çevik, 2018 yılında yaptığı çalışmada hibrit nanosilika ilavesi ile akrilik rezinin esneme dayanımında anlamlı oranda azalma olduğunu bildirmiştir (Çevik, 2018).

Bizim çalışmamızda kullanılan silan materyali Çevik ve arkadaşlarının çalışmalarında kullandıkları silan materyali ile aynıdır. Araştırmamızda konvansiyonel yöntemle polimerize edilen gruplarda hibrit nanosilika ilavesinde akrilik rezinin esneme dayanımında azalma görülmüştür. Mikrodalga enerjisiyle polimerize edilen gruplarda ise hibrit nanosilika ilavesiyle akrilik rezinlerin esneme dayanımında anlamlı bir değişim olmamıştır.

da Silva ve ark., ise yaptıkları çalışmada mikrodalga enerjisi ile polimerize edilen akrilik rezin materyali kullanmışlardır. Bu araştırmacılar, mikrodalga enerjisi

ile polimerize edilen akrilik rezinlerde silika ilavesinin esneme dayanımı değerlerini artırdığını göstermişlerdir. Ancak da Silva ve ark., bu çalışmada % 5 silika ilavesinin, akrilik rezinin esneme dayanımını % 1 silika ilavesine kıyasla azalttığını da bildirmişlerdir. Çevik ve ark. (2016); da Silva ve ark. (2012), yaptıkları çalışmada elde edilen bu farklı sonucun nedenini her iki çalışmada farklı silan materyali kullanılmasından kaynaklandığı yönünde açıklamışlardır.

Yaptığımız çalışmamızda iki farklı nanosilika hibrit polimeri iki farklı konsantrasyonda akrilik rezine ilave edilmiştir. O yüzden çalışmamız bu çalışma ile birebir uymamaktadır. Çalışmamızda mikrodalga akriliğine eklenen hibrit polimer esneme dayanımı sonuçlarını anlamlı düzeyde değiştirmemiştir.

Ayrıca bizim çalışmamızda diğer araştırmalardan farklı olarak daha fazla miktarda nanosilika ilave edildiğinde konvansiyonel yöntemde daha düşük sonuçlar elde edilmiş ancak, mikrodalga yönteminde ise sonuçlar kontrol grubuyla kıyaslandığında anlamlı farklılık görülmemiştir.

Yapılan araştırmalarda farklı akriliklerin esneme dayanıklılığı değerleri üzerinde su emilimi değerlerinin de önemli olduğu yönünde görüşler bildirilmiştir. Mikrodalga enerjisi ile polimerize edilen akrilik rezinlerde su emilimi değerleri minimal düzeydedir. Bu durumda bağlayıcı ajan olarak kullanılan dimetildiklorosilanın parçalanması ve suyun polimer yapısı ile etkileşimi sonucu oluşan plastikleştirme etkisinden dolayı silika takviyeli akrilik rezinin esneme dayanımını azalttığını ifade edilmiştir (Ruyter ve ark.,1986; da Silva ve ark., 2012; Vallitu ve ark., 1998).

Mc Nally ve ark., silika tozu ilavesinin konvansiyonel akrilik rezinin esneme dayanımını arttırmadığı yönünde sonuçlara ulaşmışlardır. Araştırmacı bu durumun nedenini konvansiyonel akrilik rezinin yüksek miktarda su emilimi özelliğine sahip olmasına bağlamaktadır (Mc Nally ve ark., 2006).

Kanie ve ark., γ -MPS' nin akrilik monomere ilave edilmesinin akrilik rezinin esneme dayanımının azalmasına yol açtığını bildirmişlerdir. Bu çalışma bizim araştırmamızla paralellik göstermektedir (Kanie ve ark., 2004).

Mc Nally ve ark., silika ve akrilik rezin tozunun elle karıştırıldığı % 1'den fazla silika konsantrasyonunun kullanımının imkansızlığını bildirmişlerdir (Mc Nally ve ark., 2006). Daha fazla miktarlarda silika kullanıldığında daha iyi sonuçların elde edilmesi mümkündür; ancak, daha homojen bir kütlenin sağlanması için iyi bir silika dispersiyonu yöntemine ihtiyaç vardır (da Silva ve ark.,2012).

Çalışmamızda kullandığımız deneysel hibrit polimer, inert azot atmosferi altında sıcaklık ve devir ayarlı reaktör kullanılarak sentezlenmiştir. Daha sonra manuel olarak farklı oranlarda hazırlanan iki ayrı hibrit polimer PMMA' a karıştırılarak polimerizasyonu yapılmıştır.

Yüzey sertliğinin değerlendirilmesi ile ilgili çalışmalar incelendiğinde, Cevik ve ark., akrilik rezin kaide materyallerinin, ağırlıkça % 1 konsantrasyonda silika ilavesi ile yüzey sertliği değerlerinin azaldığını ve ağırlıkça % 5 silika ilavesi ile ise istatistiksel olarak değerlerin arttığını belirtmişlerdir (Çevik ve ark., 2016).

Mikrodalga akriliğinde yüzey sertliğinin incelendiği bir başka çalışmada da Silva ve ark., silanlama işlemi için dimethyldichlorosilane kullanmışlardır. % 0.1 ' den % 5' e kadar 4 farklı konsantrasyonda silika ilave etmişlerdir ve bunun sonucunda yüzey sertliğinde azalma olduğunu belirtmişlerdir (da Silva ve ark., 2012).

Bu çalışmanın sonuçlarına paralel olarak bizim çalışmamızda da silika ilavesi ile konvansiyonel gruptaki yüzey sertliği değerlerinde azalma görülmüştür. Ancak mikrodalga grubunda yapılan silika ilavesiyle yüzey sertliği değerlerinde artış görülmüştür.

Elde edilen elastiklik modülü sonuçlarına göre konvansiyonel grupta kontrol grubu diğer gruplarla kıyaslandığında %30 ' luk hibrit polimerin %3 ilave edilen grubu hariç diğer gruplarda düşüş görülmüştür. Mikrodalga grubunda ise kontrol grubuna kıyasla %30 ' luk hibrit polimerin %1 ilave edilen grubu hariç diğer gruplarda yükselme görülmüştür. Elastiklik modülü sonuçlarını genel olarak değerlendirdiğimizde esneme dayanımı sonuçlarıyla hemen hemen paralel bir eğri çizmek mümkün olmaktadır. Elastiklik modülü değerlendirilmeleri ile ilgili herhangi bir araştırmaya rastlanmadığından bu bölümde bu testle ilgili bir tartışma yapılamamıştır.

Çalışmalardan elde edilen sonuçların farklılık göstermesi ve akrilik rezinin hibrit nano silika ile güçlendirilmesinde henüz bir fikir birliğinin olmaması, çalışmalarda kullanılan hibrit, kaide materyallerinin ve çalışma methodlarının farklılıklar nedeniyle ortaya çıkmaktadır. Bu çalışmalardaki sonuçların güvenilirliğini artırmak için gelecekte daha fazla sayıda araştırma yapılması gerektiği düşüncesindeyiz.

Yaptığımız bu çalışma ve araştırmacıların yaptıkları diğer çalışmalar göz önünde bulundurulduğunda ısı ile polimerize edilen konvansiyonel akrilik rezine ve mikrodalga enerjisi ile polimerize edilen akrilik rezine ilave edilen nano silika partiküllerinin, materyalin esneme dayanımına ve yüzey sertliğine olan etkisinin tam olarak değerlendirilebilmesi için diğer mekanik özelliklerin test edildiği çalışmaların da yapılarak daha doğru bir değerlendirme elde edileceği kanısındayız.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Isı ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezinlere iki farklı formda hibrit nanosilikanın iki farklı konsantrasyonda ilave edilmesiyle oluşturduğumuz akrilik rezin yapıların esneme dayanımı, elastiklik modülü ve yüzey sertliği in vitro olarak incelenmiştir.

Yapılan değerlendirmeler sonucunda;

1. Her iki akrilik rezinin kontrol grubu esneme dayanımları karşılaştırıldığında ısı ile polimerize olan akrilik rezinin daha yüksek değerlere sahip olduğu görülmüştür.
2. Hibrit polimer ilavesi konvansiyonel grupta A3 grubu hariç esneme dayanımı değerlerini düşürmüştür,
3. Mikrodalga grubunda esneme dayanımında önemli bir fark görülmemiştir.
4. Akrilik rezin kontrol gruplarının elastiklik modülü 1 değerleri karşılaştırıldığında ısı ile polimerize olan akrilik rezinin daha yüksek değerler sergilediği görülmüştür.
5. Konvansiyonel grupta hibrit polimer ilavesi A3 grubu hariç elastiklik modülü değerlerini düşürmüştür.
6. Mikrodalga grubunda ise hibrit polimer ilavesi A1 grubu hariç elastiklik modülü değerlerini yükseltmiştir.
7. Yüzey sertliği değerlendirmelerinde kontrol grupları arasında ısı ile polimerize olan akrilik rezin daha yüksek değer göstermiştir.
8. Yüzey sertliği değerlendirmesinde konvansiyonel grupta hibrit polimer ilavesi A1 grubu hariç yüzey sertliğini düşürmüştür.
9. Yüzey sertliği değerlendirmesinde mikrodalga grubuna hibrit polimer ilavesi yüzey sertliğinde artışa neden olmuştur.

Tüm bu sonuçlar birarada değerlendirildiğinde hibrit polimer katkılı protetik restorasyonlarda, uygun materyalin seçimi, ilave edilme biçimi, miktarı ve uygulama

kalitesi restorasyonların başarısı açısından kritik bir öneme sahiptir. Hibrit nano silikaların akrilik rezine ilavelerinin mekanik özelliklere etkilerinin araştırılması için daha kapsamlı çalışmalara ihtiyaç vardır. Ayrıca hibrit polimer ilavesiyle elde edilen akrilik kaidenin materyallerinin biyoyumluluk açısından test edilmesinin yapılan araştırmalara değer katacağı düşüncesindeyiz. Hibrit nano silikaların akrilik rezin üzerine etkilerinin yaptığımız araştırmalar sonucunda elde ettiğimiz sonuçlara dayanarak ilave edilen oranın (%1-3) daha altında oranlarda ilave edilip in vitro çalışmalar ile de desteklenmesi gerektiği düşüncesindeyiz.



ÖZET

Farklı Polimerizasyon Yöntemleri İle Elde Edilen Polimetil Metakrilat Kaide Rezinlerine Hibrit Polimer İlavesinin Mekanik Özelliklere Etkisi

PMMA esaslı rezinler diş hekimliğinde en çok kullanılan kaide materyali olmuştur. PMMA' nın darbe ve yorulma direncine karşı dayanıksız ve mekanik özelliklerinin yetersiz olmasından ötürü sıklıkla hastalar protez kırığı şikayetiyle dişhekimine başvurmaktadır. Bu materyalin geliştirilmesi için bir çok madde kullanılarak yapısal olarak güçlendirilmesi hedeflenmiştir.

Çalışmamızın amacı, protez yapımında kullanılan iki farklı yöntemle polimerize olan PMMA esaslı akrilik kaide materyalinin güçlendirilmesi amacıyla yararlanılan iki farklı oranda hazırlanmış nanosilika partiküllü deneysel hibrit polimerin %1 ve % 3 olarak ilave edilmesinin esneme dayanımını ve yüzey sertliğini ne şekilde etkilediğini araştırmaktır.

Çalışmamızdaki esneme dayanımı testi için, 65x10x3 mm boyutlarında bar şeklinde ve yüzey sertliği testi için ise 5x 10 mm disk şeklinde örnekler hazırlanmıştır. Konvansiyonel grup örnekleri için ısı ile polimerize olan QC-15 akrilik rezin (Imicryl Ltd. Şti., Konya, Türkiye) polimeri (toz) ile monomeri (sıvı), üretici firmanın talimatlarına uygun olarak karıştırılmıştır. Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan örnekler Acron MC akrilik rezin (G.C AMERICA INC. ALSIP, U.S.A) polimeri ile monomeri, üretici firmanın talimatlarına uygun olarak karıştırılmıştır. Çalışmamızda kullanılan hibrit polimer, üretici firma tarafından (Imicryl Ltd. Şti., Konya, Türkiye) yüzeyi γ -MPS (3-methacryloxy propyl trimethoxy silane) ile silanlanmış 12-20 nm (nanometre) partikül büyüklüğüne sahip organik-inorganik yapıda silika ve PMMA karışımı hibrit hidrofobik bir materyal olarak tanımlanmıştır. % 30 ve % 50 oranında ilave madde olarak kullanılan hibrit polimer parçacıkları dijital hassas terazi ile tartılarak total akrilik karışımının ağırlıkça % 1' i ve % 3' ü oranında ilave edilerek A1, A3, B1, B3 grupları elde edilmiştir.

Araştırmamızda konvansiyonel yöntemle polimerize edilen gruplarda hibrit nanosilika ilavesinde akrilik rezinin esneme dayanımında azalma görülmüştür. Mikrodalga enerjisiyle polimerize edilen gruplarda ise hibrit nanosilika ilavesiyle akrilik rezinlerin esneme dayanımında anlamlı bir değişim olmamıştır. Ayrıca çalışmamızda silika ilavesi ile konvansiyonel gruptaki yüzey sertliği değerlerinde azalma görülmüştür. Ancak mikrodalga grubunda yapılan silika ilavesiyle yüzey sertliği değerlerinde artış görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Nanosilika Partikül, Yüzey Sertliği, Esneme Dayanımı, γ -MPS, Akrilik Rezin, Silan Bağlayıcı Ajan

SUMMARY

The Effect of Hybrid Polymer Addition to Mechanical Properties of Polymethyl Methacrylate Pedestal Resins Obtained by Different Polymerization Methods

PMMA based resins were the most widely used base resins in dentistry. Because PMMA is not susceptible to impact and fatigue resistance and its mechanical properties are insufficient, patients often consult a dentist with a complaint of prosthetic fracture. This material is intended to be structurally strengthened by using a number of substances to improve it.

The aim of our study is to investigate how the addition of two different proportions of nanosilica particulate experimental hybrid polymer used for the strengthening of the PMMA based acrylic base material polymerized by two different methods used in the prosthesis construction to 1% and 3% affect the flexural strength and surface hardness.

For the flexural strength test in our study, 65x10x3 mm bar shape and 5x 10 mm disc for surface hardness test were prepared. Convesional groups examples of which are polymerized by heat QC-15 acrylic resin (IMICRYL Ltd. Sti., Konya, Turkey) polymer (powder) and monomer (liquid) are mixed according to the manufacturer's instructions. Examples of the group polymerized with microwave energy were mixed with acron mc acrylic resin (G.C AMERICA INC. ALSIP, U.S.A) polymer and the monomer in accordance with the manufacturer's instructions. Silica examples of groups (Group A, B) used in our study hybrid polymer by the manufacturer (IMICRYL Ltd. Sti., Konya, Turkey) surface γ -MPS (3-methacryloxy propyl trimethoxy silane) and silanated 12 to 20 nm (nanometers) The mixture of silica and PMMA is defined as a hybrid hydrophobic material. Hybrid polymer particles, which are used as additives in % 30 and % 50, are weighed with digital precision scales and obtained as 1% and 3% by weight of total acrylic mixture. And we have A1, A3, B1, B3 groups.

In our study, it was observed that the elastic strength of the acrylic resin decreased with the addition of hybrid nano silica in conventional polymerized groups. There was no significant change in the flexural strength of acrylic resins with the addition of hybrid nano silica in microwave polymerized groups. In addition, in our study, the decrease in the surface hardness values in the conventional group was observed with the addition of silica. However, surface hardness values increased with the addition of silica in the microwave group.

Keywords: Nanosilica Particle, Surface Hardness, Flexural Strength, Sert -MPS, Acrylic Resin, Silane Binding Agent

KAYNAKLAR

- ALHAREB AO, AHMAD ZA (2011). Effect of Al₂O₃/ZrO₂ reinforcement on the mechanical properties of PMMA denture base. *Journal of Reinforced Plastics and Composites*, **30**: 86-93.
- ALLA R, RAGHAVENDRA KN, VYAS R, KONAKANCHI A (2015). Conventional and contemporary polymers for the fabrication of denture prosthesis: Part I – overview, composition and properties. *Int J Appl Dent Sci.*, **1**:82–89.
- ALLA RK, SAJJAN S, ALLURI VR, GINJUPALLI K, UPADHYA N (2013). Influence of fiber reinforcement on the properties of denture base resins. *J Biomater Nanobiotechnol*, **4**:91-97.
- ANDERSON JN (1990). *Applied dental materials*. London: Blackwell Scientific Publications.
- ANUSAVICE KJ (2003). Phillips science of dental materials. 11 th Ed., St. Louis: Saunders, Elsevier Science Ltd., Chapter 4.
- ASAR NV, ALBAYRAK H, KORKMAZ T, TURKYILMAZ I (2013). Influence of various metal oxides on mechanical and physical properties of heat-cured polymethylmethacrylate denture base resins. *J Adv Prosthodont.*, **5**:241–247.
- ASOPA V, SURESH S, KHANDELWAL M, SHARMA V, ASOPA SS, KAIRAL LS (2015). A comparative evaluation of properties of zirconia reinforced high impact acrylic resin with that of high impact acrylic resin. *Saudi J Dent Res.*, **6**:146–151.
- AYAD NM, BADAWI F.M, FATAH AA (2008). Effect of reinforcement of high-impact acrylic resin with zirconia on some physical and mechanical properties. *Revista de Clínica e Pesquisa Odontológica*, **4**: 145-151.
- AZEEZ ZA, FATAH NA (2015). The effect of incorporation of prepared Ag-Zn Zeolite on some properties of heat polymerized acrylic denture base materials. *J Bagh Coll Dent.* **27**:63–69.

- BARRON DJ, SCHUSTER GS, CAUGHMAN GB, LEFEBVRE CA. (1993). Biocompatibility of visible light-polymerized denture base resins. *Int J Prosthodont*, **6**: 495- 501.
- BAYRAK Ö (2007). *Silikon yağı ilave edilen polimetilmetakrilat (PMMA) protez kaide materyalinin mekanik ve mikrobiyolojik özelliklerinin araştırılması*. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- BEYLI MS, VON FRAUNHOFER JA (1981). An analysis of causes of fracture of acrylic resin dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **46**: 238-241.
- BLAGOJEVIC V, MURPHY VM (1999). Microwave polymerization of denture base materials, a comparative study. *J. Oral Rehabil.*, **26**: 804-808.
- BRADEN M, CLARKE RL, NICHOLSON J, PARKER S. (1997). *Polymeric dental materials*. Baskı. Heidelberg: Springer-Verlag.
- CANAY S, HERSEK N, TULUNOĞLU I, UZUN G (1999). Evaluation of colour and hardness changes of soft lining materials in food colorant solutions. *J Oral Rehabil*, **26(10)**: 821-829.
- CHAIJAREENONT P, TAKAHASHI H, NISHIYAMA N, ARKSORNNUKIT M (2012). Effect of different amounts of 3-methacryloxypropyltrimethoxysilane on the flexural properties and wear resistance of alumina reinforced PMMA. *Dental Materials Journal*, **31**: 623-628.
- CHEN SY, LIANG WM, YEN PS (2001). Reinforcement of acrylic denture base resin by incorporation of various fibers. *J Biomed Mater Res.*, **58**:203–208.
- CRAIG RG (1996). *Restorative dental materials*. Mosby-Year Book, St. Louis Baltimore, Boston.
- CRAIG RG, PEYTON FA (1993). *Restorative dental materials*. 9th Ed., St. Louis, Mosby, Inc., Chapter 14.
- CRAIG RG, POWERS JM, WATAHA JC (2000). *Dental materials properties and manipulation*. 7th Ed. Missouri: Mosby Company.
- ÇALIKKOCAOĞLU S (1998). *Tam protezler*. 3. Baskı, İstanbul: Teknografik.

- ÇEVİK P (2018). Hibrit silika ilavesinin akrilik kaide materyalinin mekanik özelliklerine etkisi. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.*, **28(1)**: 33-38.
- ÇEVİK P, YILDIRIM BİÇER AZ (2016). The effect of silica and prepolymer nanoparticles on the mechanical properties of denture base acrylic resin. *J Prosthodont.*, doi: 10.1111/jopr.12573.
- DA SILVA LH, FEITOSA SA, VALERA MC, DE ARAUJO MA, TANGO RN (2012). Effect of the addition of silanated silica on the mechanical properties of microwave heat-cured acrylic resin. *Gerodontology*,**29(2)**:e1019-23.
- DE OLIVERIA VMB, LEON BLT, DEL BEL CURY AA, CONSANI S. (2003). Influence of number and position of flasks in the monomer release, knoop hardness and porosity of a microwave-cured acrylic resin. *J Oral Rehabil*, **30**: 1104- 8.
- DEMİR H (2008). *Değişik fiberlerle güçlendirilen protez kaide rezinlerinin bazı mekanik ve fiziksel özelliklerinin değerlendirilmesi*. Doktora Tezi, Cumhuriyet Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Sivas.
- DIETSCHI D, MARRET N, KREJCI I (2003). Comparative efficiency of plasma and halogen light sources on composite microhardness in different curing conditions. *DentMater*, **19(6)**: 493-500.
- DOLMATOV VY, VOZNYAKOVSKİİ AP, VERETENNİKOVA MV. (2001). Modification of polymers using detonation-synthesized ultradispersed diamonds (nanodiamonds). *J Superhard Mater*, **23**:75–78.

FRANKLIN P, WOOD DJ, BUBB NL (2005). Reinforcement of poly (methyl methacrylate) denture base with glass flake. *Dent Mater*, **21**:365-370.

GRANT AA, GREENER EH (1967). Whisker reinforcement of polymethylmethacrylate denture base resins. *Australian Dental Journal*, **12**: 29-33.

HAN Z, ZHU B, CHEN R, HUANG Z, ZHU C, ZHANG X (2015). Effect of silver supported materials on the mechanical and antibacterial properties of reinforced acrylic resin composites. *Mat Design*, **65**:1245–1252.

HARGREAVES AS (1969). The prevalence of fractured dentures. A survey. *British Dental Journal*, **126**: 451-5.

HARI PRASADA, KALAVATHY, MOHAMMED HS (2011). Effect of glass fiber and silane treated glass fiber reinforcement on impact strength of maxillary complete denture. *Ann Essen Dent.*, **4**:7–12.

ISO 20795-1 (2013). *Dentistry -Denture base polymers*. International Standards Organization.

JAGGER DC, HARRISON A, JANDTH A (1999). The reinforcement of dentures. *J Oral Rehabil.*, **26**:185-194.

JOHN, J., GANGADHAR, S., SHAH, I. (2001). Flexural strength of heat-polymerized polymethyl methacrylate denture resin reinforced with glass, aramid or nylon fibers. *J.Prosthet. Dent.*, **86**: 424-427.

JOHN J, ANN MANI S, PALANISWAMY K, RAMANATHAN A, RAZAK AA (2015). Flexural properties of poly (Methyl Methacrylate) resin reinforced with oil palm empty fruit bunch fibers:a preliminary finding. *J Prosthodont*, **24**:233–238.

JORGE JH, GIAMPAOLO ET, MACHADO AL, VERGANI CE. (2003). Cytotoxicity of denture base acrylic resins: a literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **90**: 190-193.

KANIE T, ARIKAWA H, FUJII K, INOUE K (2004). Physical and mechanical properties of PMMA resins containing gamma-methacryloxypropyltrimethoxysilane. *J Oral Rehabil*, **31(2)**:166-71.

KANIE T, FUJII K, ARIKAWA H, INOUE K. (2000). Flexural properties and impact strength of denture base polymer reinforced with woven glass fibers. *Dent. Mater.*, **16**:150-158.

KAPLAN R (2002). *Isı ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik kaide rezinlerine dental fiber sistemlerinin etkilerinin in vitro olarak değerlendirilmesi*. Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.

KAPLAN R, ÖZÇELİK B, GÜRBÜZ A (2006). Tam protezlerin yapımında kullanılan akrilik rezinleri güçlendirme yöntemleri. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*, **1**:70-76.

KESERCİOĞLU A, ÖZTÜRK B, ARTUNÇ C (1991). SR-İvocap sistemi ile protez akrilik kaide plaklarının yapım tekniği. *Ege üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **12**, 42.

KESERCİOĞLU A, YILMAZ G, ARTUNÇ C (1991). Protez akrilik kaide plağının hazırlanmasında enjeksiyon tekniğinin önemi. *İzmir Diş Hekimleri Odası Dergisi*, **4**,11.

KIM SH, WATTS DC (2004). The effect of reinforcement with woven E-glass fibers on the impact strength of complete dentures fabricated with high-impact acrylic resin. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **91**: 274-280.

LADIZESKY NH, CHOW TW (1992). The effect of interface adhesion, water immersion and anatomical notches on the mechanical properties of denture base resins reinforced with continuous high performance polyethylene fibres. *Australian Dental Journal*, **37**: 277-289.

- LAI CP, TSAI MH, CHEN M, CHANG HS, TAY HH (2004). Morphology and properties of denture acrylic resins cured by microwave energy and conventional water bath. *Dent Mater*, **20**: 133- 41.
- MAHMOOD WS. (2015). The effect of incorporating carbon nanotubes on impact, transverse strength, hardness, and roughness to high impact denture base material. *J Bagh Coll Dent.*, **27**:96–99.
- MANSOUR MM, WAGNER WC, CHU TM (2013). Effect of mica reinforcement on the flexural strength and microhardness of polymethyl methacrylate denture resin. *J Prosthodont.*, **22**(3):179-183.
- MC NALLY L, O’SULLIVAN DJ, JAGGER DC (2006). An in vitro investigation of the effect of the addition of untreated and surface treated silica on the transverse and impact strength of poly(methyl methacrylate) acrylic resin. *Biomed Mater Eng*, **16**: 93–100.
- McCABE J (1990). *Applied dental materials*. “7th Ed.”, London: Blackwell Scientific Publications.
- MCCABE JF (1994). *Applied dental materials*. 7th Edition, Mass Publishing Co.,London.
- MCCABE JF, WALLS A (2008). *Applied dental materials*. 9th Edition. Wiley-Blackwell.
- MENG TR, LATTA MA (2005). Physical properties of four acrylic denture base resins. *J Contemp Dent Pract.*, **6**:93–100.
- MOHAMMED MG, SHAIMAA MF, FAHAD AA, RITVA N, AUNE R (2017). PMMA denture base material enhancement: a review of fiber, filler, and nanofiller addition. *International Journal of Nanomedicine*, **12**: 3801–3812.
- MORENO MV, ACOSTA-TORRES LS, BARCEL O-SANTANA FH, VANEGAS-LANC RD, PLATA-RODRIGUEZ ME, CASTA VM (2012). Fiber-reinforced nano-pigmented poly (methyl methacrylate) as improved denture base. *J Appl Polym Sci.*, **126**:289–296.

- MORSY MA, AL-DAOUS MA (2014). Gold nano particles PMMA composite for denture base: Synthesis, mechanical and thermal characteristics. *AKU Jorunal Sci Eng*, **14**: 369-374.
- MOWADE TK, DANGE SP, THAKRE MB, KAMBLE VD (2012). Effect of fiber reinforcement on impact strength of heat polymerized polymethylmethacrylate denture base resin: in vitro study and SEM analysis. *J Adv Prosthodont.*, **4**:30–36.
- MUHTAROĞULLARI Y, DOĞAN A (1999). Thermal and dynamic mechanical properties of microwave and heat cured poli (methly methacreylate) used as dental base material. *J. Appl. Polym. Sci.*, **74**: 2971-2978.
- O'BRIEN WJ, HEMMENDINGER H, BOENKE KM, LINGER JB, GROH CL (1997). Color distrubutions of three regions of extracted human teeth. *Dent Mater*, **13(3)**: 179-185.
- O'BRIEN WJ (2002). *Dental materials and their selection*. 3rd ed. Edinburg: Mosby Co. Chicago, Quintessence Publishing Co.
- O'BRIEN WJ (2008). *Dental materials and their selection*. 4th ed. Canada: Quintessence Publishing Company.
- OKESON JP (2003). *Management of temporomandibular disorders and occlusion*, St. Louis. C.V. Mosby.
- ÖZDEMİR AK (2002). *Hareketli protezler kliniğe hazırlık*. I. Baskı, Cumhuriyet Üniversitesi Yayınları, Önder Matbaası, Sivas.
- PHILLIPS RW (1982). *Skinner's science of dental materials*. 8th Ed, Philadelphia, WB. Saunders Co, Chapter 3.
- PHILLIPS RW (1991). *Skinner's science of dental materials*. 9th Ed, Philadelphia, W.B. Saunders Co, Chapter 3, 10, 11.
- POBER R. (1998). Reporting microhardness data in scientific publications. *J Dent Res*, **77(10)**: 1766.

- POSKUS LT, PLACIDO E, CARDOSO PEC (2004). Influence of the placement techniques on vickers and knoop hardness of class II composite resin restorations. *Dent Mater*, **20(8)**: 726-732.
- RAWLS KJ (2003). *Mechanical properties of dental materials* In: Phillips' Science Of Dental Materials 11th Ed. Ed: ANUSAVICE, K.J. St. Louis: W.B. Saunders, p.: 69-143.
- RISTIC B, CARR L (1987). Water sorption by denture acrylic resin and consequent changes in vertical dimension. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **58**: 689-693.
- RUDD KD (1996). Processing complete dentures. *Dent. Clin. North. Am.*, **40**: 121-135.
- RUEGGEBERG FA (2002). From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **87**: 364-379.
- RUYTER IE, EKSTRAND K, BJORK N (1986). Development of carbon/graphite fiber reinforced poly (methyl methacrylate) suitable for implant-fixed dental bridges. *Dent Mater*, **2**: 6-9.
- SADAMORI S, GANEFYANTI T, HAMADA T, ARIMA T (1994). Influence of thickness and location on the residual monomer content of denture base cured by three processing methods. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **72**: 19-22.
- SAFARABADIA M, KHANSARIB NM, REZAEIC A (2014). An experimental investigation of HA/AL₂O₃ nanoparticles on mechanical properties of restoration materials. *Eng Solid Mech.*, **2**:173-182.
- SALMANTA, KHALAF HA (2015). The influence of adding of modified ZrO₂-TiO₂ nanoparticles on certain physical and mechanical properties of heat polymerized acrylic resin. *J Bagh Coll Dent.*, **27**:33-39.
- SANDERS J, LEVIN B, REITZ PV (1987). Porosity in denture acrylic resins cured by microwave energy, *Quintessence Int.*, **18**: 453-456.
- SCHULZE KA, MARSHALL SJ, GANSKY SA, MARSHALL GW (2003). Color stability and hardness in dental composites after accelerated aging. *Dent Mater*, **19(7)**: 612-619.

- SEHAJPAL SB, SOOD VK (1989). Effect of metal fillers on some physical properties of acrylic resin. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **61**: 746-751.
- SEYMEN F, GÜLHAN A (1996). Arka grup dişlerde kullanılan çeşitli dolgu materyallerinin yüzey sertliklerinin incelenmesi. *İÜ Dis Hek Fak Derg*, **30**: 145-152.
- SHENDEROVA O, TYLER T, CUNNINGHAM G, ET AL. (2007). Nanodiamond and onion-like carbon polymer nanocomposites. *Diamond Relat Mater.* **16**:1213–1217.
- SOYGUN K, BOLAYİR G, BOZTUG A (2013). Mechanical and thermal properties of polyamide versus reinforced PMMA denture base materials. *J Adv Prosthodont.*; **5**:153–160.
- TACİR İH, KAMA JD, ZORTUK M, ESKİMEZ S (2006). Flexural properties of glass fiber reinforced acrylic resin polymers. *Aust Dent J.*, **51**:52–56.
- THAM WL, CHOW WS, MOHD ISHAK ZA (2010). Simulated body fluid and water absorption effects on poly (methyl methacrylate)/hydroxyapatite denture base composites. *eXPRESS Polymer Lett.* 4:517–528.
- TÜRKÖZ Y, KARAAĞAÇLIOĞLU L, BİLİR ÖG (1989). Muhtelif protetik kuvvetlendiricilerin akriliklerde yorulma özellikleri üzerindeki etkileri. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **16**:7-11.
- TÜRKÜN LS, GÖKAY N (2002). Poliasit modifiye kompozit rezin materyallerin aşınma ve sertlik özelliklerinin hibrit bir kompozitle karşılaştırılması. *Ege Ü DişHek Fak Derg*, **23**: 137-143.
- UZUN G, HERSEK N, TİNÇER T (1999). Effect of five woven fiber reinforcements on the impact and transverse strength of a denture base resin. *J Prosthet Dent.*, **81**:616–620.
- VALLITTU PK (1996). A review of fiber-reinforced denture base resins. *Journal of Prosthodontics*, **5**: 270-276.
- VALLITTU PK (1998). Some aspects of tensile strength of unidirectional glass fibrepolymethyl methacrylate composite used in denture, *J. Oral Rehabil.*, **25**: 100-105.

- VALLITTU PK, NARVA K (1997). Impact strength of a modified continuous glass fiber polymethylmethacrylate. *Int J Prosthodont.*, **10**:142–148.
- VALLITTU PK, RUYTER IE, EKSTRAND K (1998). Effect of water storage on the flexural properties of E-glass and silica fiber acrylic resin composite. *Int J Prosthodont*, **11**: 340–350.
- VAN NOORT R (2002). *Introduction to dental materials*. 2nd Ed. London, England: Mosby Int. Pub. Ltd., **p.:** 96-123.
- WADY AF, MACHADO AL, ZUCOLOTTO V, ZAMPERINICA, BERNI E, VERGANI CE (2012). Evaluation of *Candida albicans* adhesion and biofilm formation on a denture base acrylic resin containing silver nanoparticles. *J Appl Microbiol*, **112**:1163–1172.
- WANG R, KAYACAN R, KÜÇÜKEŞMEN C (2015). *Nanotubes/polymethyl methacrylate composite resins as denture base materials*. In: Zhang M, Naik RR, Dai L, editors. *Carbon nanomaterials for biomedical applications*. 1 st ed. Berlin: Springer International Publishing, 227-240.
- WASSEL RW, MC CABE JF, WALLS AWG. (1992). Subsurface deformation associated with hardness measurements of composites. *Dent Mater*, **8(4)**: 218-223.
- WINKLER S (1984). Denture base resins. *Dental Clinics of North America*, **28**: 287-297.
- WONG DMS, CHENG LYY, CHOW TW, CLARIC RF (1999). Effect of processing method on the dimensional accuracy and water sorption of acrylic resin dentures, *J.Prosthet. Dent.*, **81**: 300-304.
- XU J, LI Y, YU T, CONG L (2013). Reinforcement of denture base resin with short vegetable fiber. *Dent Mater.*, **29**:1273–1279.
- YADAV P, MITTAL R, SOOD VK, GARG R (2012). Effect of incorporation of silane-treated silver and aluminum microparticles on strength and thermal conductivity of PMMA. *Journal of Prosthodontics*, **21**: 546-551.
- YU SH, AHN DH, PARK JS, (2013). Comparison of denture base resin reinforced with polyaromatic polyamide fibers of different orientations. *Dental Mater J.*, **32**:332–340.

ZAIMOĞLU A, CAN G, ERSOY E, AKSU L (1993). *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi*. I. Baskı, A.Ü. Diş Hek. Fak. Yayınları, Ankara.

ZHANG X, ZHANG X, ZHU B, LIN K, CHANG J (2012). Mechanical and thermal properties of denture PMMA reinforced with silanized aluminum borate whiskers. *Dental Materials Journal*, **31**: 903-908.

