

**T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**FARKLI METAL OKSİT İLAVE EDİLMİŞ POLİ(METİLMETAKRİLAT)'IN BAZI
FİZİKSEL VE MEKANİK ÖZELLİKLERİNDEKİ DEĞİŞİMLERİN İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Dt. Hamdi ALBAYRAK

**Tez Yöneticisi:
Doç. Dr. Turan KORKMAZ**

ANKARA

2007

İÇİNDEKİLER

1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	2
Protez kaide materyallerinin sınıflandırılması	3
Akrilik rezinler	5
Polimerizasyon	8
Polimerizasyon safhaları	10
Polimerizasyon başlatma yöntemleri	12
PMMA'ın fiziksel özellikleri	17
PMMA'ın mekanik özellikleri	20
Protez kırıkları	24
Protez kaide materyallerini güçlendirme yolları	25
3. GEREÇ VE YÖNTEM	34
Fiziksel deneyler	38
Mekanik deneyler	41
4. BULGULAR	47
Fiziksel bulgular	47
Mekanik bulgular	56
5. TARTIŞMA	65
6. SONUÇLAR	81
7. ÖZET	82
8. YABANCI DİLDE ÖZET	83
9. KAYNAKLAR	84
10. ÖZGEÇMİŞ	93
11. TEŞEKKÜR	94

GİRİŞ

Günümüz diş hekimliğinde protez kaidelerinin yapımında kullanılan materyallerin başında bir akrilik rezin türevi olan poli(metil metakrilat) (PMMA) gelir.

Geniş kullanım alanı bulunan akrilik rezinlerin estetik ve uygulama kolaylıklarının yanı sıra bazı zayıf fiziksel ve mekanik özellikleri vardır.

Son yıllarda akrilik rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin iyileştirilmesi, polimerizasyon sıcaklığı derecelerinin yükseltilmesi, uygulama süresinin kısaltılması için pek çok çalışma yapılmış ve yeni yöntemler tanıtılmıştır. Bu yapılan çalışmaların bazılarında polimer içine metal oksit tanecikleri ilave edilerek fiziksel ve mekanik özelliklerinin daha olumlu sonuçlar verdiği bildirilmiştir.

Bu noktadan hareketle; çalışmamızda değişik oranlarda yüzeyi aktifleştirilmiş alüminyum oksit, titanyum dioksit, zirkonyum dioksit ilave edilmiş PMMA' ın bazı fiziksel ve mekanik özelliklerinin araştırılması amaçlanmıştır.

GENEL BİLGİLER

Modern hayatta çok geniş kullanım alanı bulan sentetik rezinler organik bileşiklerden elde edilen ve günlük kullanıma hazır hale getirilen maddelerdir. Rezinler normal şartlar altında katı halde bulunan, basınç ve sıcaklıkla, mekanik veya kimyasal yolla şekillendirilebilen, kalıplanabilen polimerik maddeler olarak tanımlanan karmaşık yapılardır.^{1,2}

Protez kaide materyali olarak geçmişten günümüze kadar pek çok değişik materyal kullanılmıştır. Tahta, kemik, seramik, metaller, metal alaşımları ve polimerler bunlara birer örnektir. Kullanılan bu materyaller teknolojik ilerlemeler doğrultusunda kendi alanları içerisinde gelişmeler göstermişlerdir. Bu gelişmelere ek olarak 19.yy. ortalarına doğru kaide materyali olarak vulkanize lastik kullanılmaya başlanmış; 1855 yılında vulkanize kauçuk, bilinen ismi ile vulkanit, kaide materyali olarak tanıtılmıştır. Doğal kauçuğun sülfürlü ortamda ısıtılması ile elde edilen vulkanit, yapım sürecindeki zorluklar, estetik gereksinimleri karşılayamaması, renk ve boyutsal stabilitesinin zayıf olması nedeniyle yerini 1937'de Dr. Walter H. Wright tarafından tanıtılan akrilik rezinlere bırakmıştır. 1940'tan sonra plastik endüstrisindeki gelişmeler akrilik üretimini kolaylaştırmış, 1946'ya kadar protez kaidelerinin hemen hepsi bu materyalden oluşturulmuştur. Günümüzde teknolojik gelişmelere paralel olarak çok değişik yeni plastikler ve polimerler üretilmektedir.³⁻⁵

Özellikle poli(metil metakrilat) (PMMA) olmak üzere diğer akrilik polimerler, vinil akrilik, polisitren ve epoksi rezinler de protetik tedavi amacıyla kullanılmaya başlanmıştır. Akrilik rezinler; protez kaidelerinin yapımının yanı sıra suni dişler, restoratif uygulamalar, tamir materyali olarak, ortodontik splintler, yer tutucular, kron köprü protezlerinde fasetler, ölçü kaşıkları, damak yarıkları, defekt obturatörleri gibi pek çok alanda kullanım imkanı sunmaktadır.⁴⁻⁶

Rezinler oldukça karmaşık yapılara sahip oldukları için sınıflandırılmaları kolay olmamakla birlikte en iyi sınıflandırma termal davranışlarına göre yapılmıştır. Buna göre eğer rezin kimyasal bir reaksiyon olmaksızın ısı ve basınç altında şekillendirilip yapısı değişmeden yeni bir biçim verilebiliyorsa bu tip maddelere termoplastik rezinler denir. Eğer kalıplama işlemi boyunca kimyasal bir reaksiyon meydana gelir ve farklı kimyasal yapıda bir son ürün oluşursa bu tip maddelere termoset rezinler denir.^{3,6}

Termoplastikler, ısı ve basınç altında plastik özelliklerini daima korurlar. Bu tip rezinlerde kimyasal bir değişim olmaz. Kuvvet uygulandığında atomlar birbirine yaklaşır, kuvvet ortadan kalktığında tekrar eski haline dönerler. Isı etkisiyle moleküller arasındaki Van Der Waals kuvvetleri azaldığından akıcı hale gelirler. Akrilik, polisitren, polivinil reçineler bu gruptandır.^{4,7}

Termosetler, bir kere ısı ve basınç altında şekillendikten sonra yeniden şekillendirilemezler. Bunlar suda erimez ve yanıcı değildirler. Polimerize olunca çok sertleşir ve kolay kırılırlar. Fenol formaldehit bu gruptandır.^{4,7}

Protez kaide materyallerinin sınıflandırılması:

Protez kaide materyalleri, polimer yapıları göz önüne alınarak aşağıdaki şekilde sınıflandırılabilirler.⁸

Polimer yapısına göre:

- 1.Poli(akrilik asit ester)
- 2.Poli(vinil ester)
- 3.Polisitren
- 4.Polikarbonat
- 5.Polisülfon

- 6.Lastik modifiye poli(metakrilik asit)
- 7.Poli(dimetakrilik asit ester)
- 8.Poliasetal/polioksimetilen
- 9.Kopolimer veya polimer karışım

Protez kaide rezinlerinin bazı özelliklere sahip olması gerekir. İdeal bir kaide materyali^{1,4-6} :

- 1.Ağız içi dokular için irritan, toksik, allerjik olmamalıdır.
2. Lezzeti ve kokusu olmamalıdır.
3. Çiğneme kuvvetlerine dayanıklı olmalıdır.
- 4.Yüksek yorulma, gömülme, çarpma dayanıklılığı ile yüksek elastiklik modülü ve oransal limite sahip olmalıdır.
5. Yeterli derecede sert ve aşınmaya dayanıklı yüzey özelliği göstermelidir.
6. Uygun termal özellikleri sergilemeli, yüksek termal iletkenlik ve düşük yoğunluğa sahip olmalıdır.
7. Ağız içi sıvılara karşı geçirgenliği minimal olmalıdır.
8. Ağız içi sıvılarda ve dışarıda boyutsal doğruluk göstermelidir.
9. Ağız içi dokulara benzer renkte olmalı olmalı ve zamanla renk değiştirmemelidir.
10. Metal, porselen, plastik gibi materyallere yeterli bağlanabilme özelliği gösterebilmelidir.
11. Yapımı kolay olmalı ve herhangi bir büzülmeye uğramadan tamir edilebilmelidir.
12. Ekonomik olmalıdır
13. Islanabilirliği yüksek olmalıdır.
14. Bakteri, mantar ve metabolitlerden etkilenmemelidir.
15. Kolay temizlenebilmelidir.

16. Raf ömrü yeterli olmalıdır.
17. Artık monomer içeriği ve salınması minimum seviyede olmalıdır.
18. Hafif olmalıdır.
19. Asidik ve bazik çözeltilerde, ağız ortamında çözünmemelidir.

Günümüzde kullanılan ve saydığımız ideal kaide materyali özelliklerine en çok sahip olan rezin poli(metil metakrilat) (PMMA)' tır. PMMA' ın rengi ve optik özellikleri, dayanıklılığı ve fiziksel özellikleri genel olarak olumlu olup normal şartlarda sterilidir. En büyük avantajı ise kolaylıkla işlenebilmesidir.^{5,6}

Akrilik rezinler

Genel olarak akrilik rezinler etilen türevi olup, bir vinil grubu içerirler. Diş hekimliğinde kullanılan rezinler iki değişik akrilik rezin dizisinden oluşur.

Akrilik asit ($\text{CH}_2=\text{CHCOOH}$)

Metakrilik asit [$\text{CH}_2=\text{C}(\text{CH}_3)\text{COOH}$]

Yaygın olarak kullanılan akrilik rezinler, metakrilik asidin metil esteri olan metilmetakrilattır. Metakrilatın polimerizasyonu ile elde edilen dental polimer PMMA' tan oluşur. Bunlar genelde toz, sıvı veya jel halinde bulunurlar; ancak en yaygın kullanımı toz- sıvı kombinasyonudur.^{6,9}

Toz (polimer)

İçerisinde genel olarak akrilik kopolimer ya da polimer taneleri, reaksiyon başlatıcı maddeler, pigment ve boyalar, opak maddeler, plastikleştirici maddeler, organik ve inorganik lifler bulunur. Tozda bulunan polimer tanecikleri düzensiz yapıda ve küçük tanecikler şeklinde bulunabilirler.^{3,4}

Kimyasal olarak ana madde PMMA'tır. Buna ilave olarak etil, metil, butil ve diğer akrilik metakrilatlar eklenerek modifiye edilebilirler.³

Reaksiyon başlatıcı maddeler genellikle benzoil peroksit veya diizobutilazonitrilidir. Benzoil peroksit tozda % 0,5–1,5 oranında bulunur. Bunlar herhangi bir değişime uğramadan kimyasal reaksiyonun ilerlemesine yardımcı olan ajanlardır. Geciktiricinin etkisini azaltırlar. Polimerizasyonu hızlandırırlar.³⁻⁵

Dibutil fitalat gibi plastikleştiriciler polimerizasyon sırasında toza katılabilirler ya da monomer içinde hazır olarak bulunurlar. Cam lifleri ve taneleri veya zirkonyum silikat gibi inorganik tanecikler plastiklere ilave edilebilir. Taneciklerle plastiğin bağlanmasını ve ıslanmasını geliştirmek için viniltrietoksisilan gibi bazı bağlayıcı maddeler kullanılabilir.³⁻⁵

PMMA saf olarak şeffaftır. Eklenen pigmentlere iyi uyum gösterir. Doku rengi vermek için civa sülfid, kadmiyum sülfid, kadmiyum selenit, demir oksit ve karbon siyahı, beyaz renk vermek için metal oksitleri ilave edilir.³⁻⁵

Ayrıca polimerin dayanıklılığını arttırmak için yapıya alümina tanecikleri, silikon karbit, boron nitrit ilave edilir. Çinko oksit, titanyum dioksit opasiteyi, boyalı organik lifler ve inorganik tanecikler ise ağız içi mukozada bulunan kan damarlarını taklit etmek için kullanılır.⁵⁻⁷

Likit (monomer)

Sıvının ana bileşeni metilmetakrilattır. Buna ilaveten, bekleme süresince rafta polimerizasyonunu engellemek için inhibitör maddeler ilave edilir. Bu madde genellikle % 0.003–0,01 oranındaki hidrokinondur. Metilmetakrilat şeffaf bir sıvıdır. Yüksek buhar basıncı oluşturan mükemmel bir çözücüdür. Polimerin mekanik

özelliklerini etkileyerek çözülmeye, çatlamaya, kırılmaya karşı direnç sağlayan çapraz bağlantı ajanları içerir. Bu madde de genellikle glikol dimetakrilattır.³⁻⁵

Oda ısısında polimerizasyonu sağlayabilmek için ısıdan başka, kimyasal bir akseleratör kullanıldığı zaman bunlar likite katılır. Bu akseleratör üçüncü derece aminler, sülfirik asit veya daha stabil olan sülfirik asidin tuzlarıdır. Yaygın olarak kullanılan aminler N,N-dimetil-para-toluidin ve N,N-dihidroksietil-para-toluidin'dir.³⁻⁵

Kimyasal katalizör katılmış plastikler kendi kendine sertleşen(self-curing), soğuk akrilik (cold-curing) veya otopolimerizan akrilik olarak bilinirler.³⁻⁵

PMMA'nın sıvı bileşenleri, esas maddeyi oluşturan metilmetakrilata diğer akrilik monomerlerin ilave edilmesiyle modifiye edilebilir. Örneğin mikrodalga enerjisi ile polimerize edilen akrilik rezinlerin sıvıları mikrolit olarak üretilmiş olup yapılarına trietilen ya da tetraetilen glikol ilave edilmiştir ki bunlar her bir uçta reaktif yapıya sahip dimetilakrilattır. Polimerizasyon ultraviyole, kimyasal, ısı, mikrodalga, görünür ışık ile aktive edilerek başlatılabilir. Monomerin kullanıma sunulduğu şişe, monomeri ultraviyole ışığından korumak için koyu kahverengi camdan yapılır.⁴⁻⁶

Monomer ve polimeri karıştırma

Monomerin polimere oranı çok önemlidir. Bu oranın uygun olması rezinin sonuç yapısını doğrudan etkiler. Polimerizasyonda meydana gelen boyutsal değişiklikler monomerin yoğunluğuna bağlıdır. Polimerizasyon esnasında büzülme oluşur. Metilmetakrilat monomeri polimerleştiği zaman yoğunluğu 0,94 gr/cm³'ten 1,19 gr/cm³'e değişir. Bu yoğunluktaki değişim hacimde de % 21'lik bir değişime sebebiyet verir. Bu değişmeye polimerizasyon büzülmesi denir. Bu nedenle kullanılacak monomerin miktarı olabildiğince düşük ancak her polimer küreciğini tam

olarak ıslatabilecek kadar yeterli miktarda olmalıdır. Ayrıca toz ve sıvının oldukça iyi bir şekilde karışıp meydana gelen hamurun uygun bir polimer monomer dengesine sahip olması gerekir. Toz ve sıvının homojen karışmaması halinde protezin dayanıklılığında azalma, gözenekliliğinde artma ve renginde bozulma meydana gelir.

3,4

Genel olarak monomerin polimere oranı 1/3 veya 1/3.5' dir. Ağırlık oranı ise 1ml./ 2,5gr.'dır. Bu oranlar polimerizasyondaki hacimsel kontraksiyonu % 8'e kadar düşürür.^{4,10}

Polimerizasyon

Polimerizasyon monomer adı verilen çok sayıda molekülün birleşerek makromolekül veya polimer oluşturduğu zincirleme bir reaksiyondur. Çok sayıdaki bir veya birden fazla tipte düşük ağırlıklı molekülün daha yüksek ağırlıklı başka bir makromolekülü oluşturmaya polimerizasyon denir.¹¹⁻¹³

Polimerin molekül ağırlığı arttıkça materyalin polimerizasyon derecesi de artar. Buradaki polimerizasyon derecesi; polimerizasyonun şekline, içerdiği monomerin türüne ve sayısına göre değişir. Materyalin molekül ağırlığının ve polimerizasyon derecesinin artması fiziksel özelliklerini olumlu yönde etkiler.^{4,12,13}

Polimer monomer reaksiyonu

Metilmetakrilat temas halinde süratle polimer küreciklerine diffüze olur, onların hacimsel olarak şişmelerine sebebiyet verir, polimerde boncuklar arası mesafe azalır, yakın olan boncuklar arasında karışmalar başlar. Her ne kadar monomer boncukların arasına iyice sızsa da boncuklar hiçbir zaman tam olarak erimez. Reaksiyon sonunda muflaya tepilmeye hazır bir hamur meydana gelir. Toz ile sıvının fiziksel reaksiyonu sırasında en az dört safha mevcuttur.^{4,12,14,15}

1.safha (ıslak kum): Polimer yavaş yavaş monomer içerisinde dağılmaya başlar. Bu safhada karışım kumlu görünümde sıvı ve yapışkan olmayan bir kütle oluşturur.^{4,12,14,15}

2.safha (liflenme): Monomer polimerle etkileşir. Monomerin etkilediği polimer çözeltiye katılarak monomer içinde dağılır. Bu safhada karışım yapışkan bir hal alır^{4,12,14,15}.

3.safha (hamur): Monomer polimere etki ettikçe kütle çözelti içindeki polimer ile doyarak düzgün, hamurumsu bir şekil alır. Artık yapışkan değildir. Karıştırma kabının çeperlerine tutunmaz. Bu aşamaya hamur ya da jel aşaması denir. Muflalama işlemi bu safhada yapılır.^{4,12,14,15}

4.safha (plastik): Monomer buharlaşma veya polimer içine daha fazla diffüze olma sonucu adeta yok olur. Kitle lastik gibi bir kıvam alır. Artık kalıplanabilme özelliğini büyük oranda yitirmiştir ve dental tekniklerle muflalanamaz.^{4,12,14,15}

Polimerizasyon reaksiyonları

Polimerizasyon olayı farklı mekanizmalarla oluşabilir. Genel olarak kondenzasyon polimerizasyonu ve ilave polimerizasyon olmak üzere iki ana tip polimerizasyon oluşabilir. Ayrıca daha az meydana gelen kopolimerizasyon, çapraz bağlantı kopolimerizasyonu, iyonik ve halka açılma (ring opening) polimerizasyonu da sayılabilir.^{2,4,10}

Kondenzasyon polimerizasyonu

Kondenzasyon polimerizasyonunu meydana getiren reaksiyonlar, iki veya daha fazla basit molekül arasındaki kimyasal reaksiyonların, aynı mekanizma ile tekrarlanması şeklinde gerçekleşir. Kondenzasyon reaksiyonları sonucunda yan ürünler oluşur. Bu yan ürünler ana bileşiklerle tekrar reaksiyona girerler. Kondenzasyon polimerizasyonunun diş hekimliğinde kullanımı kısıtlıdır.^{2,4,10,13}

İlave polimerizasyon

Benzer yapıdaki moleküllerin kimyasal yapı değişikliğine uğramadan, çok sayıda tekrarlanarak aynı kimyasal yapıya sahip yüksek molekül ağırlıklı bir makromolekül haline dönüşmesidir.^{2,4,10,13}

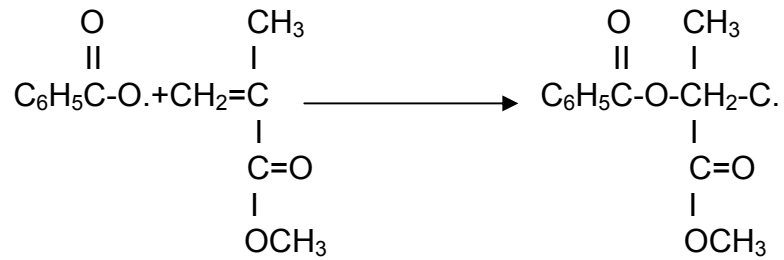
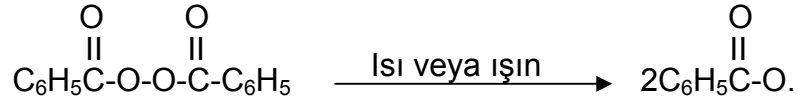
Yaygın kullanımı nedeniyle polimerizasyon terimiyle genellikle ilave polimerizasyon reaksiyonu akla gelir. Reaksiyon ısı, ışık, oksijen teması veya kimyasal bir başlatıcı ile başlayabilir.^{2,4,10,13}

Bu tür polimerizasyonda monomer ile polimer aynı formüle sahip olduğundan, polimer aynı monomerin defalarca tekrarlanmasından meydana gelir. Kondense tip polimerizasyonun aksine dev boyutlu makromoleküller oluşur.^{2,4,10,13}

Polimerizasyon safhaları

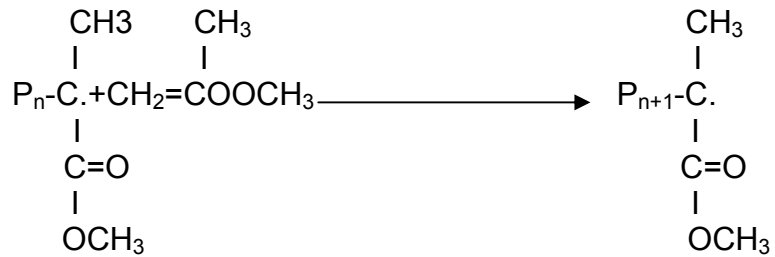
1. Başlama: Bu safha başlatıcı moleküllerin (benzoil peroksit) aktive olarak enerjisini monomer moleküllerine aktarmaya başladığı süredir. Bu süre monomerin saflığına bağlıdır. Aktive olmuş gruplarla reaksiyon verebilecek herhangi bir safsızlığın mevcut olması durumunda bu süre oldukça uzar. Sıcaklık ne kadar yüksek ise başlama süresi de o kadar kısadır. Her monomer molekülünün aktivasyonu için başlama enerjisi 16000–29000 kal/mol'dür.^{2,4,10,11}

Burada reaksiyonu başlatıcı benzoil peroksitten serbest radikallerin üretilmesi ile polimerizasyon başlar. Sıcaklık 60°C'a ulaştığında benzoil peroksit molekülü parçalanarak iki serbest radikal molekülü açığa çıkar. Radikal molekülü, metilmetakrilat molekülü ile reaksiyona girerek monomerdeki çift bağı açar ve buna diğer monomer molekülünün eklenmesi ile yeni bir radikal oluşur.^{2,4,10,11}

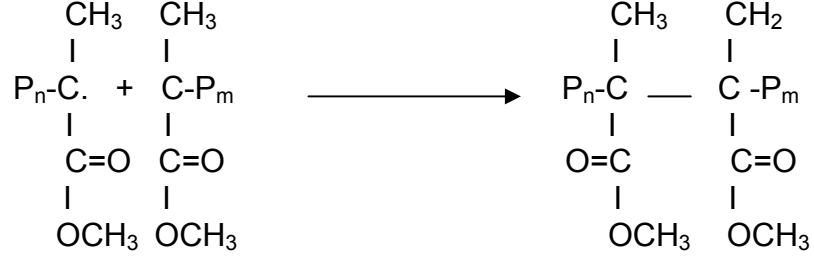


2. Çoğalma: Büyüme başladıktan sonra mol başına 5000 ila 8000 kalori gerektiğinden işlem son derece hızlı cereyan eder. Teorik olarak zincir reaksiyonu, bir sefer ısı vererek monomerin tamamının polimere dönüşmesine kadar devam eder, ancak polimerizasyon hiçbir zaman bitmez.^{2,4,10,11}

Birinci safhada oluşan yeni radikal, başka metilmetakrilat moleküllerine eklenerek iki monomerli yeni bir radikal oluşturur. Böylece, her defasında bir monomer molekülü, ilerleyen polimer zincirine eklenerek polimer oluşumunu sağlar. Bu yöntemle kısa bir sürede çok yüksek molekül ağırlıklı bir polimer zinciri meydana gelir.^{2,4,10,11}



3. Sonlanma: Bu zincir reaksiyonu ya doğrudan birleşerek veya büyüyen bir zincirden diğerine hidrojen atomu aktarımı ile meydana gelir. Böylelikle polimerizasyon işlemi tamamlanır.^{2,4,10,11}



4. Zincir aktarımı: Zincir aktarımı ile sonlanma reaksiyonu meydana gelmesine rağmen bu işlem sonlanma reaksiyonlarından farklıdır. Çünkü burada aktive olmuş bir radikalin aktif hali, aktif olmayan başka bir moleküle aktarılır ve yeni bir büyüme merkezi meydana gelir.^{2,4,10,11}

Bir monomer molekülü, büyüyen bir makromolekül tarafından aktive edildiğinde bu makromolekül (monomer molekülü) şeklinde sonlanır. Bunun sonunda da yeni bir büyüme merkezi meydana gelir.^{2,4,10,11}

Polimerizasyon başlatma yöntemleri

Polimerizasyon reaksiyonunu başlatmadaki esas, monomerin içinde bulunan benzoil peroksitin serbest radikal kökleri oluşturabilmesi için parçalanmasını sağlamaktır.¹

Bunun için; ısı, kimyasal maddeler, görünür ışık, mikrodalga enerjisinden faydalanılabilir. Bu etkenlerin kullanımına göre polimerizasyon başlatma yöntemleri:

1. Isı ile polimerizasyon
2. Kimyasal polimerizasyon (otopolimerizasyon)

3. Görünür ışıqla polimerizasyon
4. Mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon olarak

sınıflandırılabilir.^{1,16}

Isı ile polimerizasyon

Protezlerin çoğu ısı ile polimerize olan akriliklerden yapılır. Birçok araştırmacı tamirlerin de ısı ile aktive olan materyallerle yapılmasını önermektedir.¹⁷

Isıyla polimerize edilen rezinler genellikle toz ve likit şeklindedirler.^{1,4,5,10} Akrilik tepimi iki şekilde yapılabilir:

1. Geleneksel muflalama tekniği: 50 yıldan fazla bir süredir en sık kullanılan yöntemdir. Mufla içindeki protez boşluğuna akrilik rezin hamurunun yerleştirilip preslenmesi ve sıcak suda bekletilmesi ile polimerizasyon sağlanır.^{18,19}

2. Enjeksiyon tekniği: Bu teknik, teknik elemanın polimerize olmamış rezinle cilt temasını minimuma indirmek için geliştirilmiştir.¹⁸

Enjeksiyon tekniği ile ilgili ilk çalışmalar 1940'lı yıllarda başlamış günümüze değin artarak devam etmiştir.^{18,19} Akrilik hamurunun basınçla ve enjeksiyonla kalıbın içine sevkini sağlayan ve sonra ısı ile polimerizasyonu tamamlayan bir sistemdir.^{1,2}

Enjeksiyonla muflalamanın, klasik olarak uygulanan basınçla kalıplama tekniğine olan avantajı, kontrol provası safhasına gerek olmamasıdır. Bu nedenle dikey boyutta artışa neden olmaz. Ancak özel malzeme ve donanım gerektirmesi ise dezavantajıdır.^{1,2}

Kimyasal polimerizasyon

Akrilik kitlesinin kimyasal olarak polimerizasyonunu sağlayabilmek için özel, kendi kendine sertleşen (otopolimerizan) akriliklerin kullanılması gerekir. Bu tür akriliklerde polimerizasyon reaksiyonunu başlatacak olan madde(akseleratör) monomerin içinde bulunur. Akseleratör olarak tersiyer aminler kullanılır. En çok kullanılan aminler N.N-dihidroksietil-para-toluidin dir.^{1,4,5}

Akriliğin tozu ile sıvısı karıştırıldığı andan itibaren reaksiyon başlar ve kitle sertleşinceye kadar devam eder. Ancak gerçekte reaksiyon sertleşmeden sonra da devam eder.¹

Kimyasal olarak polimerize olan akrilikler ısı ile polimerize olanlara göre daha az polimerizasyon büzülmesi gösterirler. Ancak yoğunlukları daha düşük olduğu için dirençleri de daha az olup, artık monomer miktarı daha fazladır.^{4,5}

Kimyasal olarak polimerize olan akrilikler geleneksel muflalama tekniği ile veya muflalamadan doğrudan model üstünde de uygulanabilir. Ayrıca son yıllarda yapısal zayıflıklarının giderilmesi için, enjeksiyonla uygulanan tipleride üretilmektedir.^{20,21}

Görünür ışıkla polimerizasyon

Akrilik rezinin polimerize edilebilmesi için kullanılan bir başka yöntemde görünür ışık uygulanmasıdır. Bu teknik için belirli bir dalga boyundaki ışığa karşı duyarlı olan özel bir rezinin varlığı gerekir.¹

Görünür ışıkla ilgili ilk çalışmalar Olge ve arkadaşları tarafından 1986 yılında başlatılmıştır. Bu yöntemde kullanılan özel rezin esas olarak üretan dimetil akrilattır. Bu madde bir matriks oluşturur ve içinde yüksek molekül ağırlığına sahip

akrilik rezin monomerleri vardır. Ayrıca az miktarda çok ince silika da mevcuttur. Silika, maddenin sıvı halindeki özelliklerini kontrol altında tutmak için kullanılır.^{1,5}

Matriks içinde ayrıca dolgu maddesi olarak çeşitli büyüklükte akrilik tanecikleri mevcuttur. Bunlar organik karakterde dolgu maddeleridir. Tüm bunlara ilaveten bir de kamforokinon vardır. Bu kimyasal madde görünür ışık altında polimerizasyonu başlatan maddedir.^{1,2}

Işıkla polimerize olan akrilik rezinin temel yapısı ışıkla sertleşen kompozit dolgu maddesine benzer.^{1,2,5} Fakat protetik kullanımda ışıkla polimerize olan rezin içinde restoratif işlemlerde olduğu gibi inorganik doldurucu değil organik maddeler kullanılır. Bu yöntemde 400-500 nm dalga boyunda mavi ışık veren kuartz halojen lamba kullanılır.

Kitlenin yüzeyel tabakasının polimerizasyonda hava inhibisyonunu önlemek için son polimerizasyondan önce hava bariyeri diye ifade edilen bir yalıtıcı (lak) kullanılır.¹

Bu teknikle polimerize olmuş rezin; serbest metilmetakrilat içermez, yüksek dirençli fakat kırılmandır, diğer kaide rezinlerine yapışabilir, hasta tarafından kabulü ve yapımı kolaydır, toksisitesi de diğer rezinlere benzer.^{1,22}

Gelişmekte olan görünür ışıkla polimerize olan rezinler aşağıda sıralandığı üzere diş hekimliğinde çok çeşitli alanlarda kullanılabilir:¹

1. Kaide plağı kırıklarının tamirinde
2. Diş ve kroşe ilavelerinde
3. Geçici kaide plağı yapımında
4. Özel kaşık yapımında

5. Ortodontik aparey yapımında
6. Geçici kuron köprü yapımında
7. Çene yüz protezlerinde
8. Cerrahi stent ve şine yapımında
9. Astarlama işleminde
10. Özel kaşık yapımında

Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik rezinler

Gıda endüstrisinde mikrodalga enerjisinin kullanım rahatlığı protez yapımında da aynı uygulamadan yararlanılabileceğini göstermiştir. 1984' te Kimura kendi geliştirdiği plastik mufla (FRP-Fiber Reinforced Plastics) ile akrilik polimerizasyonunu sağlamıştır. Bu teknikte akriliğin cinsi, muflalama ve tepim işlemleri klasik yöntemdeki gibidir. Ayrıca özel mikrodalga rezinleri de mevcuttur.^{1,2,4}

Mikrodalga ısıtması için magnetron ve klistron olarak bilinen özel oksillatör tüpleri mevcuttur ve bu tüpler yüksek frekanslı ışınlar üretir⁴. Mikrodalga uygulamasında en çok tercih edilen muflalar FRP ve teflondan yapılmıştır¹. Zira metal mufla kullanıldığında mikrodalgalar metal yüzeyden yansıyıp polimerize edilecek kütleyi etkilemez. Ayrıca yüzeyden yansıyan bu dalgalar enerji kaynağına dönüp magnetronu tahrip edebilir⁴.

Mikrodalga polimerizasyonunun mantığı, metil metakrilat moleküllerinin elektromanyetik alanda dönmesi ve oluşan titreşimin ortaya çıkardığı ısı ile polimerizasyonun sağlanmasıdır. 2450 MHz frekansta bu moleküllerin yönü saniyede 5 kez değişir. Sonuç olarak intermoleküler sürtünme sonucu ısı açığa çıkar ve bu ısı polimerizasyonu sağlar.⁴

Klasik muflalama yönteminde kullanılan alçı materyalinin ısı muflanın kenarlarında, orta kısma oranla daha yüksektir. Halbuki mikrodalga ile polimerizasyonda orta kısım daha hızlı ısınmaktadır. Aynı zamanda muflanın orta kısmıyla kenarları arasındaki ısı farkı neredeyse yok denecek kadar azdır. Ayrıca kullanılan plastik mufla klasik teknikteki metal muflaya kıyasla daha çabuk oda ısısına inebilmektedir.¹ Bu teknikle polimerizasyon sonucu homojen bir kitle elde edilmekte, doku uyumu iyi olmakta ve işlem rezinin tipine ve mikrodalga enerjisine göre değişmekle beraber ortalama 3 dakikada tamamlanmaktadır. Ancak laboratuvar ekipmanı pahalı olup polimer muflalar da kırılmalıdır.^{1,2,19}

Son yıllarda mikrodalga ile polimerizasyon uygulamasında enjeksiyon sistemi de kullanılmaktadır.¹⁸

Polimerize olmuş PMMA' ın özellikleri

PMMA' ın fiziksel özellikleri:

Su emilimi (water sorption)

PMMA uzun dönemde yavaş yavaş su emer. Akrilik rezinler moleküllerinin polar özellikleri ve moleküller arası mesafenin su moleküllerinden büyük olmasından dolayı pek çok organik madde gibi diffüzyon kanunlarına uyacak tarzda su emerler.^{2,23,24} Diş hekimliğinde kullanılan rezinlerin 0.8 mg/cm²'den fazla su emilimi göstermemesi istenir¹. ISO⁸ ya göre tüm rezin tiplerinin su emilimi sınırı değeri 0,032gr/cm³ tür.⁸

Diffüzyonun birbirinden hafifçe ayrılmış olan makromoleküller arasına doğru olduğu düşünülmektedir. Bu yolla makromoleküllerin mobilize olması ile içteki gerilimlerin rahatlaması sağlanmakta ve protezde boyutsal değişiklik oluşmaktadır. Emilen su ile oluşan %1'lik ağırlık artışı, akriliğin %0.023 oranında

genleşmesine neden olur.^{4,21} Genleşme boyutsal değişime ve protezde uyum bozukluğuna neden olur.²⁵

Fiberle güçlendirilmiş rezinlerde fiberin rezinle bağlantısının zayıf olduğu bölgeler kompozit yapı içinde boşluklar oluşmasına neden olur ve su emilimini artırır.^{25,26} Emilen su, plastikleştirici etki yaparak rezini yumuşatır, direncini düşürür ve renklerin estetiğinin bozulmasına neden olur.^{26,27}

Su emilimini ölçme metodlarından biri suyla temas eden yüzey alanına düşen ağırlık artışını tesbit etmektir. Bu oran ısıyla polimerize olan PMMA'ta 0.69mg/cm^2 'dir. Kimyasal olarak polimerize olan PMMA'ta 0.5mg./cm^2 'dir. Diğer metot suyla temas eden belirli bir hacme düşen ağırlık artışını hesaplamaktır. Bu oran PMMA'ta $2.5\text{-}2.7 \times 10^{-2} \text{ g/cm}^3$ tür.^{7,28}

Çözünürlük (solubility)

Çözünürlük polimerden çözünen maddelerin salınması olarak tanımlanır.²⁷ Rezinlerin ağız içinde temas ettikleri sıvılarda çözünmemesi istenir. Akrilik rezinler birçok çözücünde çözünür (tiner, alkol, kloroform) ancak PMMA' ağız sıvıları içinde $0,08\text{mg/cm}^2$ 'den fazla çözünüm göstermemesi istenir⁸. ISO'ya göre ısıyla polimerize olan PMMA için sınır değer $0,0016\text{gr/cm}^3$ iken, kimyasal olarak polimerize olan PMMA için sınır değer $0,008\text{gr/cm}^3$ 'tür.⁸

Kaide materyalinden en çok serbest monomer, az miktarda da başlatıcılar ve plastikleştiriciler çözünür. Serbest monomer miktarıyla, örneklerde çözünürlük testi sonucu oluşan ağırlık kaybı arasında ilişki olduğu iddia edilmektedir. En yüksek artık monomer salınımının ilk beş günde olduğu bildirilmiştir.^{19,22,25,28}

Çözünürlük; çözünüm süresi, çözünüm ortamındaki solüsyonun yoğunluğu, ortamın pH'sı, rezinin şekli ve kalınlığı, maddenin içindeki monomer yapısı, çapraz bağlantı derecesi, doldurucu tipi ve hacmine bağlı olabilir.²⁶

Isı ile polimerize olan PMMA'ta çözünürlük 0.02mg/cm^2 , kimyasal olarak polimerize olan PMMA'ta ise 0.05mg/cm^2 dir.^{4,7}

Boyutsal stabilite (dimensional stability)

Protez uyumunda önemli bir faktördür. PMMA yapımı esnasında boyutsal değişim gösterir (doğrusal büzülme). Bunun başlıca sebepleri; toz-sıvı oranı, akriliğin tipi, polimerizasyon döngüsü, muflalama ve tepim yöntemi, protez kaidesinin biçim ve büyüklüğü, bitim ve polisaj işlemleridir.^{2,29-32}

Polimerizasyon sonrasında PMMA, su emmesi sonucu boyutsal değişim gösterir (doğrusal genişleme). Teorik olarak doğrusal genişlemenin doğrusal büzülme ile dengede olması beklenirken pratikte doğrusal büzülmenin daha fazla olduğu deneysel olarak gösterilmiştir.^{2,28,32,,33}

Kimyasal olarak polimerize olan akriliklerin polimerizasyon ısıları, ısıyla polimerize olan akriliklerden düşük olduğu için boyutsal doğruluğu daha iyidir.² Isı ile polimerize olan akriliklerin polimerizasyon büzülmesi yaklaşık %0.53 iken bu oran kimyasal olarak polimerize olan rezinlerde %0.26' dır.²⁹

PMMA'nın mekanik özellikleri

Akrilik rezinlerin bazı fiziksel özelliklerini değerlendirmede sıkça kullanılan terimler şu şekilde özetlenebilir³⁻⁶.

Bir maddeye dışarıdan bir kuvvet uygulandığında kütle içerisinde uygulanan kuvvetin yönüne ters, fakat eşit şiddette bir reaksiyon kuvveti oluşur. Madde üzerinde uygulanan bu dış kuvvete yük (load) denir³⁻⁶.

Madde (materyal) içinde oluşan iç kuvvetin kütlenin birim alanına olan oranına gerilim (stress) denir. Diğer bir deyişle gerilim birim alana düşen kuvvettir³⁻⁶.

Gerilim, materyalde bir deformasyona neden olur. Birim mesafedeki uzunluk değişimine gerilme (strain) denir³⁻⁶.

Bir maddeyi kırabilmek için gerekli maksimum gerilime dayanıklılık (strength) denir. Dayanıklılık etkin olan gerilim cinsine göre çekme, basma, makaslama dayanıklılığı gibi çeşitlere ayrılır³⁻⁶.

Çekme gerilimi (Tensile stress)

Çekme gerilimi kütleyi uzatmak veya germek isteyen bir yükün yarattığı deformasyona karşı gösterdiği dirençtir. Genelde tam ve bölümlü protezlerin yapımında kullanılan PMMA'nın çekme gerilimi yeterlidir. Bu, protezlerin kırılmayacağı anlamına gelmez. Ancak kırıklar, genellikle kaza sonucu düşürme, yüksek gerilimin yoğun olduğu hatalı yapımlar ve düşük şiddette gerilim sikluslarının yoğun olduğu esneme yorgunlukları sonucu oluşur. PMMA'nın çekme dayanımı 48,3–62,1MPa'dır.³⁻⁶

Basma gerilimi (Compressive stress)

Eğer bir materyal kendisini sıkıştırmaya veya kısaltmaya yönelik olarak bir yüke maruz kalırsa buna karşı oluşan iç kuvvetlere basma (sıkıştırma) gerilimi denir. PMMA'nın basma gerilimi 75.9 MPa'dır.³⁻⁶

Makaslama gerilimi (Shear stress)

Çevirme hareketine veya bir kütleyi diğerinin üzerine kaydırmaya karşı çıkan gerilime makaslama gerilimi denir. PMMA'nın makaslama gerilimi 122 MPa'dır.³⁻⁶

Elastikiyet modülü (Young modülü)

Materyallerin elastisitesi, elastikiyet modülü ya da Young modülü olarak bilinir. Elastikiyet modülü, gerilimin gerilmeye olan oranıdır. Bu bakımdan bir gerilime ne kadar küçük bir gerilme karşılık geliyorsa modülüsün değeri de o kadar büyük olur. PMMA'nın elastikiyet modülü 2400-3800 MPa'dır.³⁻⁶

Orantı sınırı (Proportional limit)

Gerilim ve gerilmenin orantılı olduğu en yüksek gerilim orantı sınırı olarak tanımlanır. Eğer orantı sınırı yüksek ise o zaman daimi deformasyon başlaması için daha fazla stress gerekir. Sonuç olarak kaide materyali çiğneme esnasında oluşacak gerilimlerde daimi deformasyon göstermeyecek oranda yeterli orantı sınırına sahip olmalıdır. PMMA için orantı sınırı 26.2 MPa'dır.³⁻⁶

Sertlik (Hardness)

Bir materyalin sertliğini etkileyen özellikler arasında dayanıklılık, orantı sınırı, çekilebilirlik, aşınma ve kesilmeye karşı olan dayanıklılık sayılabilir. Genel olarak materyalin sertliği çizilme ve aşınma direnci ile ilgilidir. Akrilik rezinin Knoop sertlik değeri kuru ortamda 17 kg/mm², nemli ortamda 15 kg/mm²'dir.

Uzama (Elongation)

Protez rezinleri viskoelastiktir. Sabit bir yüke maruz bırakıldıklarında o andaki elastik gerilmeye bağlı olarak uzama meydana gelir. Uzama dirence bağlı olarak rezinin sertliğinin bir belirleyicisidir. PMMA'nın uzama değeri %1-2' dir.³⁻⁶

Çarpma dayanıklılığı (Impact strength)

Bir çarpma neticesinde materyali kırmak için gerekli enerjiye çarpma direnci adı verilir. Bir materyal basma, gerilme ya da makaslama kuvvetlerine karşı yeterli dirençte olabilirken, uygulanan darbe esnasında kırılabilir. Materyal araştırmalarında çarpma dayanıklılığı materyalin mekanik özellikleri hakkında önemli bilgiler verir. Çarpma testi dinamik olarak uygulanan yük tarafından örneğin kırılması için gereken enerjiyi ölçer. Çarpma dayanıklılığı testi ölçümleri plastikler için en önemli mekanik bilgileri veren sık kullanılan bir testtir. Plastik endüstrisi geliştikçe materyalin çarpma dayanıklılığını ölçmek için farklı metodlar geliştirilmiştir. Her metodun kendi içinde avantajı ve dezavantajı vardır. Çarpma dayanıklılığını saptamak için Charpy ve Izod testleri kullanılır. Bu yaylı bir sarkaçta (pendulum) veya serbest düşüş yapan bir vurucuda bulunan bir ucun örneği kırmasını ve soğurulan enerjiyi ölçmeyi içeren bir sistemdir. Izod deneyinde örneğe çentikli yüzeyden, Charpy deneyinde ise çentiksiz yüzeyden darbe uygulanır. Değerler genellikle joule/m² cinsinden hesaplanır. PMMA'a plastikleştirici ajanların ilavesi ile çarpma direncinin artmasına rağmen sertlik, orantı sınırı, elastikiyet modülü ve sıkıştırma direncinde azalma görülür. Sonuçta, PMMA kazara oluşabilecek kırılmalara dirençli olmalıdır. PMMA'nın çarpma değeri 8.3 kJ/m²' dir.³⁻⁶

Kırılma tokluğu (Fracture toughness)

Malzemenin gerilme altında iki veya daha fazla parçaya ayrılmasına kırılma denir. Kırılmanın karakteri malzemedan malzemeye değişir ve uygulanan gerilmeye, ortamın sıcaklığına ve deformasyon hızına bağlıdır. Her kırılma iki

safhadan oluşur. İlk aşama çatlak teşekkülü ve sonra çatlağın ilerlemesi gelir. Kırılma tanecikli yapıdaki malzemelerde iki türlü oluşur.

1. Taneler arası kırılma (intergranüler)
2. Taneleri keserek kırılma (transgranüler)³⁴

Kırılma tokluğu kritik kuvvet yoğunlaşma seviyesi olarak tanımlanır. Yani çatlak büyümesi ve çatlak yayılması sonucunda oluşacak yıkıcı başarısızlığa karşı materyalin kabiliyetini gösterir.

PMMA'ın kırılma tokluğu $1.25-1.28 \text{ MPa/m}^{1/2}$ dir.³⁵

Yorulma dayanıklılığı (Fatigue strength)

Belli bir gerilimde zayıflama veya kırılma öncesi materyale gelen kuvvetlerin devir sayısı yorulma direncini gösterir. Protezler çiğneme esnasında çok sayıda küçük gerilime maruz kalırlar. PMMA için bu değer 17.2 MPa 'lık gerilim altında 1.5×10^3 tür.³⁻⁶

Transvers bükülme (Transvers deflection)

Transvers direnç, gerilme ve sıkıştırma direncinin kombinasyonudur. Ayrıca orantı sınırı ve elastiklik modülü ölçümlerinin de bazı elementlerini içerir. PMMA için bu değer 3500 gr altında 2 mm , 5000 gr altında 4 mm , ya da $80-100 \text{ MPa}$ 'dır.³⁻⁶

Protez kırıkları

PMMA estetik gereksinimleri yerine getirebilmesine karşın, çarpma ve yorulma kuvvetlerine karşı direnci düşüktür. Bu nedenle oluşan protez kırıklarına sıklıkla rastlanır.^{1,36}

Kırık, protez kaide materyalinin kendisinden ziyade pek çok faktörün biraraya gelmesi nedeniyle oluşur. Bu faktörler; hatalı diş dizimi, polimerizasyon süresinin yetersizliği, protez kaidenin çok ince olması, kret tepesine kadar uzanan frenilum çentikleri, geniş labial frenulum çentikleri, protezi destekleyemeyen aşırı rezorbe kretler, protez kaidesinde keskin hatlar, hatalı yapım tekniği, protezle doku uyumunun kötü olması ve yüzey defektleri şeklinde özetlenebilir^{36,37}. Protez kırıkları ağız içinde veya dışında gerçekleşebilir. Ağız dışında olanı temizleme, öksürme, hapşıрма durumlarında protezin düşürülmesi sonucu aldığı darbeden, ağız içinde olanı ise çiğneme kuvvetlerinin oluşturduğu yorulmadan kaynaklanır. Üst çenede oluşan orta hat kırığı fonksiyon esnasında tekrarlayan kuvvetlerin neden olduğu yorulma kırılmasıdır. Tekrarlayan protez kırıkları kullanıcıyı büyük sıkıntıya sokmaktadır.^{1,37-39}

Bir çok çalışmada protez kırığı tipleri ve sıklığı araştırılmıştır. Hargreaves³⁶, 3 yıl içinde protezlerin %63'ünün kırıldığını, bu protezlerin tam protezlerden çok bölümlü protez olduğunu bildirmiştir.

Darbar ve arkadaşları³⁹, protezlerin %33'ünün yapay dişlerin kaideden ayrılması tarzında, %29'unun tam protezlerdeki orta hat kırığı, geri kalan %38'inin ise metal kaideden akrilik rezin eğer kısmının ayrılması ve bölümlü protezlerde bağlayıcıların kırılması şeklinde olduğunu bildirmişlerdir.

Protez kaide materyallerini güçlendirme yolları

Kaide materyallerinin çarpma ve yorulmaya karşı direncini arttırmak için 3 yöntem geliştirilmiştir.^{40,41}

- 1.PMMA' a alternatif yeni bir madde geliştirmek
- 2.PMMA' ın kimyasal yapısını modifiye etmek

3.PMMA' ı karbon, cam, aramid, kevlar, polietilen gibi fiberler ve metal, metal oksit tanecikleri ile kompozit bir materyal oluşturmak.

PMMA'a alternatif yeni bir madde geliştirmek

PMMA' a alternatif bir madde geliştirmek için daha iyi direnç, sertlik, boyutsal stabilite, aşınma direnci ve radyoopaklık gibi özellikler üzerine çalışmalar yapılmaktadır. Poliamidler, epoksi rezin, polisitren, vinil akrilik, plastik greft kopolimer, polikarbonat ve naylon gibi değişik polimerler protez kaide materyali olarak geliştirilmiştir. Ancak tatmin edici bir materyal henüz elde edilmemiştir.⁴¹

PMMA'ın kimyasal yapısını modifiye etmek

Bu amaçla PMMA ile lastik kombinasyonu üzerine çalışmalar yapılmıştır. Lastikle modifiye edilmiş PMMA, iç içe geçmiş lastik ve PMMA'tan oluşur. Oluşan bir kırık PMMA boyunca ilerler, ancak lastik ara yüzeyde yavaşlar. Rezini lastikle güçlendirmedeki amaç çarpma dayanıklılığını yükseltmektir. Ancak bu durumda protez aşırı esnek olmaktadır.⁴¹

Radford⁴² düşük moleküler ağırlıklı butadien sitren lastik ilave ederek kaide plağının çarpma dayanıklılığının artırılmasına yönelik çalışmalar yapmıştır.

Stafford ve arkadaşları⁴³ lastikle güçlendirilmiş rezini standart ısı ile sertleşen resin, kimyasal olarak polimerize olan resin, ısı ile sertleşen ve dökülebilir resinle karşılaştırmışlardır. Lastikle güçlendirilmiş resinin çarpma dayanıklılığı ve boyutsal stabilitesinin daha iyi olduğu, yorulma ve transvers direnç testlerinde ise geleneksel ısı ile sertleşen akrilik resinin daha başarılı olduğu ve renk stabilitesinin de düşük olduğunu bulmuşlardır. PMMA'ın lastik ile güçlendirilmesi bugüne kadar başarılı bir şekilde kullanılmış, geleneksel PMMA rezinlere alternatif oluşturmuş, ancak PMMA'tan daha pahalı olması nedeniyle rutin kullanımını sınırlandırmıştır.⁴⁴

Kaide rezinin dayanıklılığının artırılması için monomer içine polietilen glikol dimetakrilat gibi çapraz bağlantı ajanları da eklenebilir.⁴²

PMMA'a güçlendirici materyal eklenmesi

Karbon, grafit, safir, aramid, cam, metal, metal oksit tozları, çok yüksek ağırlıklı polietilen gibi çeşitli materyaller kullanılmaktadır.⁴⁰⁻⁴⁷

PMMA'a güçlendirme amacıyla katılan doldurucular şu şekilde sınıflandırılabilir;⁴⁸

1. inorganik doldurucular
 - a. oksitler (cam fiber, Al_2O_3 , TiO_2 , ZrO_2 , SiO_2)
 - b. metaller
2. organik doldurucular
 - a. karbon fiber, grafit fiber
 - b. sentetik polimerler (poliamid, polyester, aramid fiber)

Metal ilavesi

Metaller PMMA içine plaka, tel ya da tanecik halinde doldurucu olarak ilave edilebilir.⁴¹ Sehajpal ve Sood⁴⁹ gümüş, bakır ve alüminyum tanecikleri ilavesinin PMMA'nın ısı iletkenliği ve basma kuvvetlerine karşı direncini, esneme ve çarpma dayanıklılığını arttırdığını ancak gerilme direncini azalttığını bulmuşlardır. Gerilme direncindeki bu azalmayı doldurucu taneciklerin stres konsantrasyonu oluşturmaya, doldurucu tanecikler ile PMMA matriks arasında iyi bir bağlantı olmamasına ve komponentler arasında boşluk kalmasına bağlamışlardır. Çeşitli araştırmacılar metal ile polimer matriksin daha iyi bağlantı kurmasını sağlamak amacıyla kumlama, silanlama ve metal bağlayıcı rezin kullanımı yoluna gitmiştir.⁵⁰

Monomer içine %5 oranda 4-META ilavesiyle metal ve resin arasındaki bağlantının güçlendiğine dair çalışmalar rapor edilmiştir.⁵⁰

Türköz ve arkadaşları⁵¹ çeşitli metal kuvvetlendiricilerle güçlendirdikleri akriliklerin yorulma dirençlerini değerlendirmişler ve yorulma dirençlerinde belirgin artışlar olduğunu saptamışlardır.

Valittu³² paslanmaz çelik metal teller kullanarak PMMA'nın boyutsal stabilitesini değerlendirmiş ve değişimin daha az olduğunu saptamış, sebep olarak da rijit metal telin distorsiyona engel olmasını göstermiştir.

Karbon fiber ilavesi

Karbon fiber ilk olarak 19 yy'ın sonlarında Edison tarafından ince bambu filizlerinin karbonizasyonu sonucu oluşturulmuştur. Karbon fiber günümüzde poliakrilonitratin 1200 °C'de ısıtılması ile elde edilir.⁴¹

Karbon fiber PMMA'a lif veya örgü halinde ilave edilebilir. Kuru fiberin manipasyonu zordur. Bu yüzden genellikle uygulama esnasında monomerle ıslatılır.⁴⁰

Laboratuvar çalışmalarında karbon sıklıkla kullanılan bir fiber türüdür. Karbonun implant materyali olarak kullanımında toksisite ve kanserojen etkisi ile ilgili bir kanıta rastlanmamıştır.⁴⁵

Bowman ve Manley⁵² yaptıkları klinik çalışmalarında, PMMA içirisine karbon fiber yerleştirilen üst protezlerde, kırık sayısında belirgin oranda azalma olduğunu göstermişlerdir. Karbon fiberlerle desteklenmiş protezlerde kullanım süresinin, fiber ilave edilmemiş protezlerin kullanım süresinden iki kat daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. Karbon fiberle güçlendirilmiş protezlerin yorulma dirençlerinin önemli oranda arttığı bildirilmiştir.⁴⁰

Yazdaine ve Mahood⁴⁵ karbon fiber ile polimer matriks arasındaki bağlantının materyalin mekanik özellikleri üzerinde önemli etkileri olduğunu vurgulamışlar, bağlantının zayıf olmasının potansiyel başarısızlık nedeni olduğunu bildirmişlerdir.

Fiberin polimer içindeki dağılım düzeni de mekanik özellikleri etkiler. Polimer içinde uzunlamasına ve düzenli bir şekilde yerleştirilen karbon fiber, mekanik özellikler üzerinde gelişigüzel dağılmış olan fibere göre daha etkilidir.⁴⁰

Ancak karbon fiberin siyah rengi nedeniyle estetik olmadığı, bu nedenle alt çene protezlerinde tercih edilebileceği belirtilmiştir.^{40,45,51,52}

Aramid fiber ilavesi

Aramid organik bir madde olup (polypara-phenylene terephthalamid) kevlar olarak bilinir. Kevların gerilme direnci naylondan 2 kat, elastiklik modülü de naylondan 20 , cam fiberden 2 kat daha yüksektir. Endüstride geniş kullanım alanı bulan kevlar, savunma sanayiinde, otomobil lastiklerinde, uçak teknolojisinde geniş kullanım alanı bulmuştur. Karbon fibere göre çok daha fazla ıslanabilirlik gösteren kevların kaplama ajanı ile işlenmesine gerek yoktur.⁴¹

Aramid fiberin PMMA rezinlerin çarpma ve kırılma tokluğunu önemli ölçüde arttırdığı gösterilmiştir⁵². Polisaj güçlükleri ve sarı renginden dolayı estetik olmaması dezavantajdır⁵².

Polietilen fiber ilavesi

Son yıllarda protez kaidesinin polietilen fiberle güçlendirilmesi üzerine olan ilgi önemli ölçüde artmıştır. Karbon, metal, aramidden farklı olarak polietilen fiber pembe protez kaidelerinin içinden hemen hemen hiç görülmezler.⁵³

Doğal rengi, düşük yoğunluğu, biyolojik uyumluluğu ile dikkat çeken bu materyalin kimyasal olarak inert, hidrofobik ve erimeye dirençli olması çok tercih edilmelerine neden olmaktadır. Ancak yüzey enerjisinin düşük olması nedeniyle polietilenin rezin matriksle bağlantısı düşüktür. Polietilen fiberin protez kaidesine bağlantısını arttırmak için yapılan uygulamalar ise oldukça komplikedir.^{41,53,54}

Karacaer ve arkadaşları⁵⁵ polietilen destekli PMMA örneklerin mekanik performansını üç nokta bükülme testiyle ölçmüşler ve polietilen fiber ağırlığındaki artışın kırılmaya karşı direnci arttırdığını göstermişlerdir.

Yine Karacaer ve arkadaşlarının⁵⁶ klinik çalışmalarında orta hat kırığından şikayet eden hastaların protezleri örgü tarzındaki polietilen fiberle desteklenmiştir. 18 ay sonra dahi herhangi bir kırık ya da çatlağa rastlanmadığı bildirilmiştir.

Ladizesky ve Chow⁵⁷ maksiller ve mandibuler protez kaidelerini yüksek molekül ağırlıklı polietilen fiberle (UHMWPE) güçlendirmişlerdir. Desteklenmiş kaidelerin mekanik dayanıklılıklarının, fiber ilavesiz protez kaidelerinden belirgin şekilde üstün olduğu sonucuna varmışlardır.

Braden ve arkadaşları⁵⁸ da kaide materyalini elektrik plazma ile yüzey işlemi uygulanmış çok yüksek molekül ağırlıklı polietilen fiberle dirençlendirmişler ve polietilenin polimer matriksle bağlandığını belirtmişlerdir.

Cam fiber ilavesi

Plastik endüstrisinde poliesterlerin takviyesi için sıklıkla kullanılan cam fiber protetik dişhekimliğinde de polimerlerin güçlendirilmesinde yaygın olarak kullanılmaktadır.²⁷ Dişhekimliğinde E tipi cam fiber kullanılır.^{27,59} E tipi cam çok iyi

yalıtım özelliklerine sahiptir. Yüksek dayanımlıdır. Su ve alkalilerde aşınmaz. Cam fiber estetik olarak istenilen özelliklere sahiptir. Buna ilaveten görünür ışıkla polimerize olan rezin materyali ile de uyumludur. Çünkü diğer fiberlere oranla çok daha şeffaftır. Cam fiber rezinin transvers direncini, esneme modülünü, yorulma direncini ve çarpma dayanıklılığını artırır.^{27,59,60}

Hareketli protezlerin tamirinde cam fiber uygulaması başarılı sonuçlar vermektedir. Bir çalışmada uzun iplik şeklinde cam fiber uygulanan bölgenin altındaki mukozada klinik kontrollerde herhangi bir irritasyon bulgusuna rastlanmamıştır.⁶¹

Fiber konsantrasyonu protez güçlendirmesinde önemlidir. Protez kaide polimerine rastgele yerleştirilen kısa kesilmiş düşük konsantrasyonlu (ağırlığın % 1'i) cam fiber kırılma direncinde artışa neden olurken, daha fazla miktarda fiber ise (ağırlığın %14,8' üne kadar) gerilme direncinde artışa neden olmuştur.⁶²

Vallittu ve arkadaşları,⁶³ optimum direnç için polimer matriks içindeki fiber konsantrasyonunun yüksek olması gerektiğini bildirmişlerdir. Ancak yüksek konsantrasyondaki fiberin rezin içine yerleştirilmesi zordur. Bu nedenle düşük konsantrasyondaki fiber elle, yüksek konsantrasyondaki fiber pultrusion işlemiyle yerleştirilir.⁵⁹ Akrilik rezin preslenirken polimer içindeki fiber periferde saçılır ve düzensiz bir dağılım oluşturur.⁴¹

Rezinlerin fiberle güçlendirilebilmesi için polimer matriks ve fiber arasında iyi bir adhezyon sağlanması gerekir. Silan ile işlem görmemiş fiber, akrilik rezin içinde yabancı cisim gibi davranır ve rezini zayıflatır. Bu nedenle akrilik ile bağlantıyı güçlendirmek için fiber silanla kaplanır. Böylece fiber rezin matriksle kimyasal olarak bağlanır, daha homojen ve daha sağlam bir yapı oluşur.⁴⁶

Vallittu,⁶⁰ iki farklı silanın (A174 ve AP133) cam, karbon ve aramid fiber tipleri arasındaki adhezyonunu incelemiştir. A174 silanı ile kaplı cam fiberin kırılma direncini belirgin oranda arttırdığını bildirmiştir.

SEM fotoğrafları cam fiberlerin silanlanması fiber ile polimer matriks arasındaki yapışmayı geliştirdiğini göstermiştir. Bu yüzden silanlı cam fiber içeren protez kaide polimerinde gerilme direncinin arttığı bildirilmiştir.⁶²

Vallittu,⁶¹ tekrarlayan protez kırığı şikayeti olan 12 total ve 10 parsiyel protez hastasını içeren klinik çalışmada, protezleri total ve parsiyel olarak cam fiberle güçlendirmiştir. Bu protezleri ağıza taktıktan 13 ay sonra tamir ettiğini bildirmiştir. Sonuçta parsiyel fiber güçlendirmesinin total güçlendirmeden daha avantajlı olduğunu bulmuştur. Total fiber güçlendirmesinde yüzeyden dışarı çıkan fiberin yarattığı doku hasarı problemi, parsiyel fiber güçlendirmesinde minimuma inmektedir.

Vallittu ve arkadaşları,⁶⁴ E-tipi cam fiberle parsiyel güçlendirme yapmışlar ve hem total hem de parsiyel protezlerde mekanik özelliklerin oldukça arttığını görmüşlerdir.

Vallittu ve Narva,⁶⁵ rezin matriks içine cam ve aramid fiberlerden oluşan kompozit bir yapı katarak hibrit fiberle güçlendirmeyi denemişler, ek fiber ilavesinin çarpma dayanıklılığını etkilemediğini belirtmişlerdir.

Metal oksit ilavesi

Rezini güçlendirme yollarından birisi de polimer matriks içine alumina (alüminyum oksit), magnesia (magnezyum oksit), titania (titanyum dioksit), zirconia (zirkonyum dioksit) tanecikleri ilave ederek kompozit bir materyal oluşturmaktır.⁶⁶

Zuccari ve arkadaşları,⁶⁶ PMMA, PEMA (poli etil metakrilat), PIMA (poli izobutil metakrilat) rezin materyallerini alüminyum oksit, magnezyum oksit, zirkonyum dioksit ve silanize E tipi cam fiberle güçlendirmiş ve mekanik özelliklerde önemli artışlar tespit etmişlerdir. Aynı çalışmada oluşturulan kompozit rezin sistemlerinde su emiliminin kontrol gruplarına kıyasla daha çok olduğunu gözlemişlerdir. Yine aynı çalışmada mekanik özelliklerden elastiklik modülü, sertlik ve eğilme direnci değerlerinde en çok artışı hacimsel olarak %2 zirkonyum dioksit ilave edilmiş örnekler göstermiştir⁶². Zuccari ve arkadaşları⁶⁷, PMMA rezin içine %2 zirkonyum dioksit ilavesi sonucu oluşan mekanik ve fiziksel değişimleri incelemişler; tanecik ilavesinin polimerizasyon esnasında oluşan ekzotermik ısı oluşumu üzerine önemli bir etkisinin olmadığını saptamışlardır. Aynı çalışmada tanecik ilavesinin polimerizasyon büzülmesini yaklaşık %0,9 oranında arttırdığını bulmuşlardır.

Zuccari ve arkadaşları,⁶⁷ %2 zirkonyum dioksit ilave edilen örnekleri 5 hafta süre ile 37 °C de su banyosuna koymuş ve örneklerin düzenli bir şekilde su emdiğini tespit etmişlerdir. Su banyosunun ilk haftasında mekanik özelliklerde önemli bir artış, sonrasında ise tüm özelliklerde hızlı bir düşüş gözlemişlerdir.

Panyayong ve arkadaşları,⁶⁸ değişik oranlarda titanyum dioksit ve zirkonyum dioksit karışımından oluşturdukları rezin kompozite; hacimsel olarak %1 ve %2'lik 1/1 oranında titanyum dioksit ve zirkonyum dioksit karışımı ilavesi ile örneklerin transvers dirençlerinde önemli oranda artış olduğunu ancak güçlendirilmiş örnekler ve kontrol grubunun elastiklik modülü arasında fark olmadığını bulmuşlardır. Aynı çalışmada polimerizasyon esnasında açığa çıkan ısı da farklı bulunmamıştır.

Özellikle cam ve karbon fiberle güçlendirme işlemlerinde uygulanan silanla yüzey işlemine benzer olarak, metal oksitle yapılan güçlendirmelerde de metal bağlantı ajanı uygulanabilmektedir.^{66,69}

Polimer zinciri ile metal oksit tanecikleri arasında boşluk oluşmasını engellemek ve kimyasal bağlantıyı sağlamak amacıyla, metal oksit yüzeylerini aktifleştirmek için tiofosforikasit-metakrilat kullanılmıştır. Burada beklenen rezin matriks içindeki serbest radikallerin içerdiği sülfüre, metal oksit taneciklerinin bağlanmasını kolaylaştırmak ve bağlantıyı sağlamlaştırmaktır.⁶⁶

Yoshida ve Greener,⁶⁹ bağlantı ajanı uygulanmış taneciklerin uygulanmayanlara oranla basma ve eğilme dirençlerinde önemli artışa neden olduğunu bildirmişlerdir.

Korkmaz ve arkadaşları⁷⁰, %1, %3, %5 oranında magnezyum oksit, zirkonyum dioksit, alüminyum oksit ile güçlendirilmiş PMMA, PEMA ve görünür ışıkla polimerize olan PMMA rezinlerin dinamik mekanik analiz (DMA) yöntemiyle reolojik özelliklerini incelemiş, yapılan testlerde küçük değişimler tespit etmekle beraber bunların sistematik ve önemli değişimler olmadıklarını bildirmişlerdir. Bu durumu metal oksit tozlarının tanecik çapının polimer taneciklerinden daha küçük olmasına bağlamışlardır.

GEREÇ ve YÖNTEM

Bu in vitro çalışma Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD, Gazi Üniversitesi Eczacılık Fakültesi Farmakoloji AD ve Ortadoğu Teknik Üniversitesi Merkez Laboratuvarı Mekanik Analiz Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmada; ısı ile ve kimyasal olarak polimerize olan PMMA'a, yüzeyi metal bağlantı ajanı ile aktifleştirilmiş metal oksit (titanyum dioksit, zirkonyum dioksit, alüminyum oksit) ilavesi ile oluşturulan kompozit materyalin bazı fiziksel (su emilimi ve çözünürlük) ve mekanik (çarpma direnci ve kırılma tokluğu) özelliklerindeki değişimlerin incelenmesi amaçlanmıştır.

Çalışmada kullanılan materyaller.

- 1.Sert alçı (Giludur, BK Giulini Chemie GmbH & Co, Ludwigshafen, Germany)
- 2.Pirinç mufla ve brit
- 3.Hidrolik pres (Emmevi SpA, Parma, Italy)
- 4.Pembe modelaj mumu (Polywax, Bilkim Kimya San. İzmir, Türkiye)
- 5.Mum örneklerin hazırlandığı kalıplar
- 6.İsı ve basınçla polimerize olan damarlı pembe akrilik rezin (Meliodent, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Germany)
- 7.Kimyasal olarak polimerize olan damarsız pembe akrilik rezin (Meliodent, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Germany)
- 8.Ayırıcı (Aislar, Heraeus Kulzer, Germany)
- 9.Metal Bağlantı Ajanı (MP II, GC Corp.,Tokyo, Japan)
- 10.Zirkonyum dioksit (Merck, Wasserfrei, Darmstadt, Germany), alüminyum oksit (Alcoa, Deutschland GmbH, Germany), titanyum dioksit (Aldrich, Chemie, GmbH, Germany)

11.600 numaralı su zımparası

12.Çekme test cihazı (Zwick Z020, Zwick GmbH and Co, Ulm-Einsingen, Germany)

13.Çarpma test cihazı (Instron Dynatup 9250 HV, Instron Corp., Bucks, United Kingdom)

14.Sabit ısıya ayarlanabilen su banyosu(Nüve BM302, İstanbul, Türkiye)

15.Hassas terazi (Sartorius AG, Göttingen, Germany)

16. Işık mikroskobu (Scherr Tumico, St. James, Minnesota, USA)

Hem ısıyla hem de kimyasal olarak polimerize olan akrilik tozunun hacimsel olarak %2'si metal oksit tozu oluşturacak şekilde 1/10000 gr hassasiyetteki terazide tartımları yapıldı (Tablo 1)(Resim 1).Bu işlem için densite formülünden yararlanıldı ($d=m/v$ formülünden $v=m/d$). Aynı şekilde tartımı yapılan metal oksit tanecikleri porselen kaplar içinde termostatik fırında 800°C'de 2 saat fırınlanarak dehidrate edildi. Kullanıma hazır hale getirilen metal oksit taneciklerinin polimer taneleriyle daha iyi bağlanması amacıyla yüzey hazırlığı yapıldı. Bu amaçla metal oksit tanecikleri tamamen ıslanacak şekilde metal bağlantı ajanı ile karıştırılarak beş dakika 62 °C'a ayarlı termostatik fırında kurutuldu.⁶⁶ Kurutulan metal oksit tanecikleri belirlenen hacimlerde polimer içine karıştırıldı.

5'i ısı ile polimerize olan, 5'i de kimyasal olarak polimerize olan toplam 10 grup oluşturuldu.(Tablo 2)

Tablo1. Çalışmada Kullanılan Metal Oksit Taneciklerinin Bazı Fiziksel ve Mekanik Özellikleri

	Al ₂ O ₃	TiO ₂	ZrO ₂
Densite gr/cm ³	3,97	3,36	5,60
Termal İletkenlik (100°C'de W/m)	30,27	36,01	1,97
Elastiklik Modülü (25°C'de GPa)	380,51	218,89	185,35
Gerilme Direnci (25°C'de MPa)	136,22	96,04	145,53
Basma Direnci (25°C'de MPa)	2929,22	1372,00	2058,00
Tanecik Boyutu (µm)	12,4	9,6	8,6

Tablo2. Çalışmada Oluşturulan Gruplar

Grup	Isı ile polimerize olan akrilik	Kimyasal olarak polimerize olan akrilik
1	Kontrol(katkısız)	Kontrol(katkısız)
2	% 1 TiO ₂ + % 1 ZrO ₂	% 1 TiO ₂ + % 1 ZrO ₂
3	% 2 Al ₂ O ₃	% 2 Al ₂ O ₃
4	% 2 TiO ₂	% 2 TiO ₂
5	% 2 ZrO ₂	% 2 ZrO ₂
n=10		

Isı ile ve kimyasal olarak akrilik polimerizasyonu

ADA standart No:12⁷¹ ve üretici firmanın önerileri doğrultusunda şu şekilde yapıldı. Mum örnekler muflaya alındıktan sonra, kaynayan suya bırakıldı. Daha sonra açılan mufla deterjanlı ve temiz kaynar su ile yıkandı. Muflalar çıplak elle tutulabilecek duruma gelince örnek boşluğuna ayırıcı sürüldü. Muflalar 23±2°C sıcaklıkta 1 saat bekletildikten sonra akrilik hamuru yerleştirildi. Üretici firmanın önerileri doğrultusunda

kontrol grubuna; 2,34 gr. akrilik tozuna 1 ml. likit olacak şekilde toz-likit oranı ayarlandı. Metal oksit eklenen gruplara ise eklenen miktara göre ilave likit kondu.^{7,47}



Resim1. Hassas terazi

İlave likit miktarının belirlenmesi: Kapalı ölçekli cam kabın içine 2ml. likit kondu. Üzerine 1gr. metal oksit tozu ilave edildi. 10 dakika süreyle likit içinde çökmesi beklendi. Daha sonra çökelen toz süzüldü. Kalan likit miktarı pipetle ölçüldü. Bu işlem her üç metal oksit tozu için de ayrı ayrı tekrarlandı. 1 gr. titanyum dioksit için 0,5 ml., 1 gr. zirkonyum dioksit için 0,5 ml., 1gr. alüminyum oksit için 0,6 ml. ilave monomer kullanıldı.^{7,47}

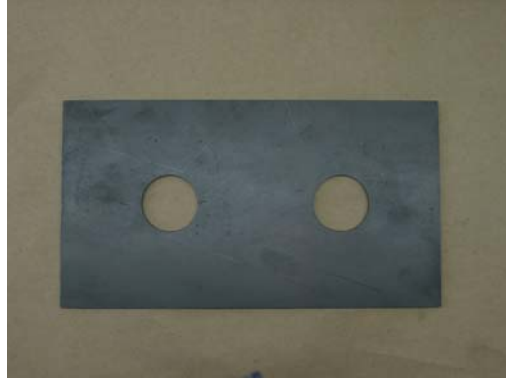
Akrilik hamur, karıştırma kabının kenarlarına yapışmayacak kıvama geldikten sonra, örnek boşluğuna yerleştirildi ve muflalar kapatıldı. Kimyasal olarak polimerize olan akrilik örneklerin olduğu muflalar hidrolik preste 20 Psi basınç altında 1 saat bekletildi. Isı ile polimerize olan örnekler brite alındı. Britlenmiş muflalar $70\pm 1^{\circ}\text{C}$ suda 90 dk. bekletildi, ardından 30 dk. kaynatıldı. Daha sonra britler oda sıcaklığında 30 dk. soğumaya bırakıldı.

Her grup için hazırlanan örneklerin 600 numaralı su zımparasıyla yüzeyleri düzeltildi.

FİZİKSEL DENEYLER

Su emilimi

Hem ısı hem de kimyasal olarak polimerize olan akrilik örnekleri hazırlamak için her grupta 10 örnek olmak üzere toplam 100 adet, $50\pm 1\text{mm}$. çapında, 2,5 mm. kalınlığında metal kalıpta (Resim 2) mum örnek hazırlandı. Örneklerin hazırlanmasında ISO Standart no:1567'ye uyuldu⁸. Akrilik tepimi yapılarak PMMA örnekler hazırlandı. 600 numaralı su zımparasıyla zımparalanan örnek diskler 130°C 'de yeni kurutulmuş silika jel içeren desikatörde 23 ± 1 saat $37\pm 1^{\circ}\text{C}$ 'de bekletildi(Resim 3).Daha sonra $23\pm 2^{\circ}\text{C}$ 'de desikatörde 60 ± 10 dk. bekletildikten sonra hassas terazide tartıldı. Ardından 24 saatlik sürede 0,2mg. dan fazla ağırlık azalması olmayıncaya dek kurutma işlemi tekrarlandı⁸. Böylece her örnek için m_1 değeri tespit edildi.



Resim2. Su emilimi ve çözünürlük testlerinde kullanılan örneklerin hazırlandığı kalıp



Resim 3. Vakumlu Desikatör

Daha sonra örnekler $7\text{gün} \pm 2$ saat boyunca sıcaklığı $37 \pm 1^\circ\text{C}$ olan distile suda bekletildi (Resim 4). Preselle çıkarılan örnekler temiz, kuru ve emici bir kağıt havlu yardımıyla görünen ıslaklık kalmayıncaya kadar silindi. 15 sn. bekletildikten sonra tartıldı (m_2). Diskler son ağırlıkları ölçüldükten sonra (m_2) bir önceki aşamada tanımlanan şekilde tekrar kurutuldu (örnek diskler 130°C 'de yeni kurutulmuş silika jel içeren desikatörde 23 ± 1 saat $37 \pm 1^\circ\text{C}$ 'de bekletildi. Daha sonra $23 \pm 2^\circ\text{C}$ 'de desikatörde 60 ± 10 dk. bekletildikten sonra hassas terazide tartıldı. Ardından 24 saatlik sürede 0,2mg. dan fazla ağırlık azalması olmayıncaya dek

kurutma işlemi tekrarlandı⁸. Bulunan değerler (m_3) kaydedildi. Su emilim değerlerini tespit etmek için aşağıdaki formül kullanıldı.⁸

$$W_{sp} = m_2 - m_3 / V$$

W_{sp} : su emilimi değeri (gr/cm^3)

m_2 : su banyosundan sonra tartılan kütle

m_3 : son kurutma işleminden sonra tartılan kütle

V : örneğin hacmi ($\pi r^2 h$)

10 disk için belirlenen ortalama değerler en yakın 0,0001gr/cm³ cinsinden yazıldı.



Resim4. Su Banyosu

Çözünürlük

Çözünürlük testinde su emilimi için hazırlanan örnekler kullanıldı. Aşağıdaki formül ile çözünürlük miktarı hesaplandı.⁸

$$W_{sl}=m_1-m_3 / V$$

W_{sl} : çözünürlük değeri (gr/cm³)

m_1 : ilk kurutma işleminden sonra tartılan kütle

m_3 : son kurutma işleminden sonra tartılan kütle

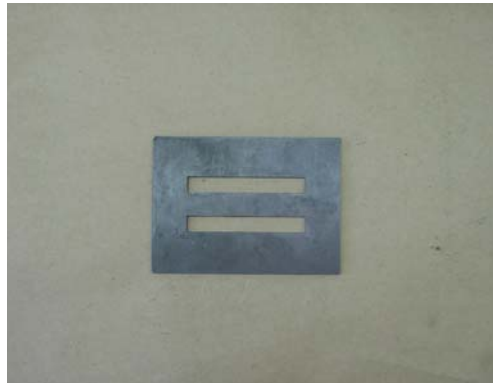
V : örneğin hacmi ($\pi r^2 h$)

Sonuç değeri bulmak için 10 değerın ortalaması en yakın 0,0001gr/cm³'lük değere çevrildi.

2. MEKANİK DENEYLER

Çarpma dayanıklılığı

Deney için 6x4x50mm. boyutlarında⁷² hazırlanan metal kalıplarda hem ısıyla hem de kimyasal olarak polimerize edilen akriliklerden her gruptan 10 adet olmak üzere 100 adet mum örnek hazırlandı (Resim 5 ve Resim 8)).



Resim5. Çarpma dayanıklılığı testinde kullanılan örneklerin hazırlandığı kalıp

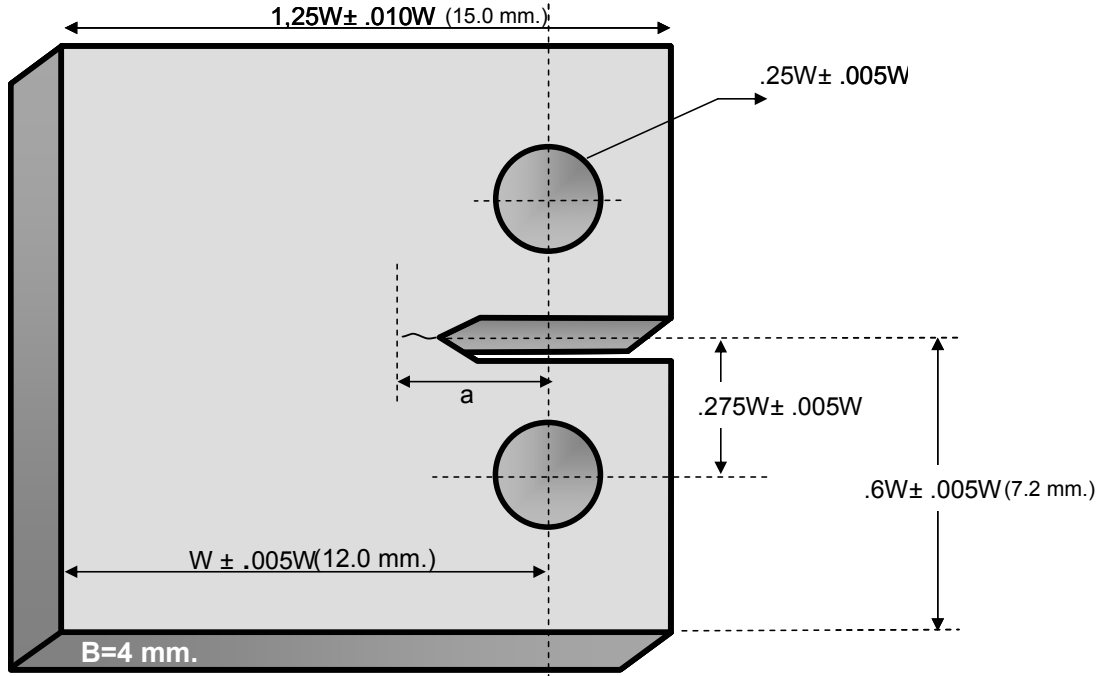
Bu mum örneklerden 50 adet ısıyla 50 adet de kimyasal olarak polimerize olan akrilikten test örnekleri yukarıda anlatılan şekilde ve üretici firmanın önerileri doğrultusunda hazırlandı. Tüm örnekler su banyosunda 37°C'de 1 hafta bekletildikten sonra⁷² çarpma test cihazında kırıldı (Resim 6). Bilgisayarda okunan değer (joule) kilojoule cinsine çevrildi. Örneklerin kırıldığı yerden ölçülen alan m² cinsine çevrildi. Elde edilen değerler bölünerek kilojoule/m² cinsinden sonuçlar elde edildi.



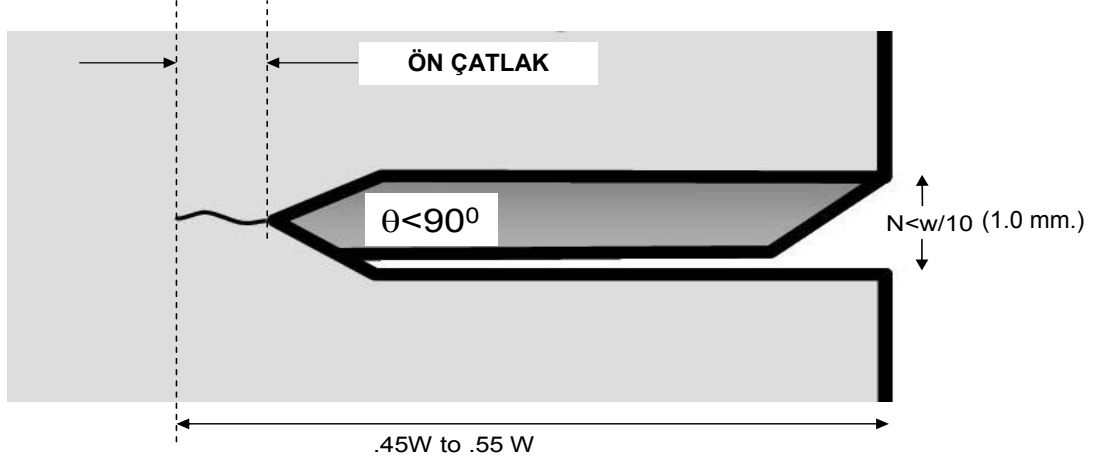
Resim6. Çarpma test cihazı

Kırılma tokluğu

Deney için ASTM standart no: E 399-83⁷³e uygun olarak 50 adet ısıyla 50 adet de kimyasal olarak polimerize olan akrilikten toplam 100 adet örnek hazırlandı(Resim 7.8.9.10). 600 numaralı su zımparasıyla zımparalandı. 12 numaralı bistüri yardımıyla tüm örneklerin çentik bitiminden el basıncıyla ön çatlak oluşturuldu ve çatlak uzunlukları her örnek için ayrı ayrı ışık mikroskobu ile ölçüldü.



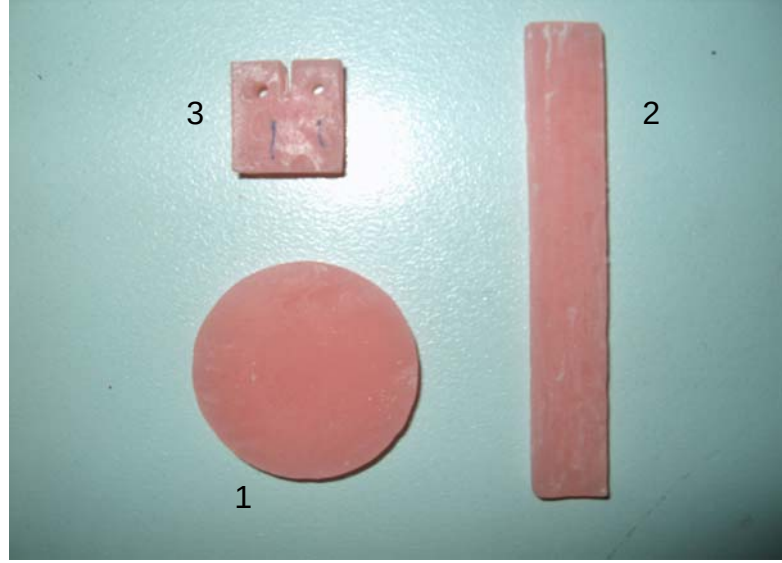
Resim 7.Kırılma tokluğu testi için hazırlanan test örneklerinin boyutları(ASTM E 399- 83)



Resim 8.Ön çatlak oluşturulması(ASTM E 399- 83)



Resim9.Kırılma tokluğu testi için örnek hazırlamakta kullanılan kalıp



Resim 10. Test örnekleri

1: su emilimi ve çözünürlük test örneği

2: çarpma dayanıklılığı test örneği

3: kırılma tokluğu test örneği

Tüm örnekler 37°C'deki su banyosunda 1 gün bekletildikten sonra³⁵ çekme test cihazında 5mm/dk. hızında kırıldı (Resim 11). Bilgisayarda okunan değer kilonewton cinsine dönüştürüldükten sonra aşağıdaki formülde yerine koyularak her örnek için kırılma tokluğu (K_{Ic}) değeri $\text{MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ cinsinden hesaplandı.

$$K_{Ic} = pc / bw^{1/2} \cdot F(a/w)$$

pc = kırık oluşmadan önceki maksimum yük (KN)

b = örnek kalınlığı (cm)

w = örnek genişliği (cm)

a = çatlak uzunluğu (cm)

$$F(a/w) = \frac{(2 + a/w) (0.886 + 4.64 a/w - 13.32 \frac{a^2}{w^2} + 14.72 \frac{a^3}{w^3} - 5.6 \frac{a^4}{w^4})}{(1 - a/w)^{3/2}}$$



Resim11. Çekme test cihazı

İSTATİSTİKSEL ANALİZ

Su emilimi ve çözünürlük testlerinden elde edilen veriler standart dağılım göstermediğinden istatistik incelemede Kruskal-Wallis testi kullanıldı. Farklılığın anlamlı olduğu durumlarda ikişerli karşılaştırma için Mann-Whitney U testi yapıldı.

Kırılma tokluğu ve çarpma dayanıklılığı testlerinden elde edilen veriler SPSS (sürüm 10,0) programına yüklendi, % 95 güvenirlilik seviyesinde istatistiksel analizleri yapıldı. Hem kimyasal olarak hem de ısıyla polimerize olan akrilik grupların kendi aralarındaki karşılaştırmalarında tek yönlü varyans analizi (ANOVA) testi kullanıldı. Farklılığın hangi gruplardan kaynaklandığını belirlemek için post-hoc testlerinden Tukey HSD testi yapıldı.

BULGULAR

Isıyla ve kimyasal olarak polimerize olan, %2 alüminyum oksit, %2 titanyum dioksit, %2 zirkonyum dioksit, %1 titanyum dioksit +%1 zirkonyum dioksit ilave edilmiş ve metal oksit tanecikleri ilave edilmemiş akrilik örneklerin bazı fiziksel ve mekanik özelliklerinin karşılaştırıldığı bu çalışmanın bulguları 4 bölümde değerlendirildi.

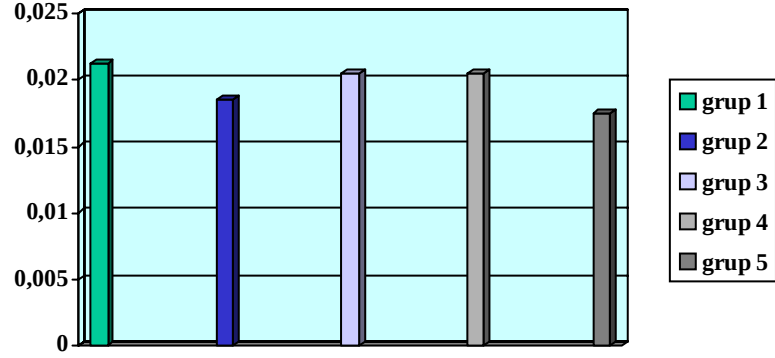
1.Fiziksel bulgular

Su emilimi:

Isı ile polimerize olan PMMA 'tan elde edilen örneklerin en yüksek ve en düşük su emilimi değerleri ile ortalamaları Tablo 3 ve Grafik 1'de gösterilmiştir.

Tablo 3. Isı ile polimerize olan örneklerden elde edilen su emilimi değerleri(gr/cm³)

Gruplar	n	Minimum	Maksimum	Ortalama
Grup 1	10	0,0211	0,0216	0,0213
Grup 2	10	0,0180	0,0187	0,0185
Grup 3	10	0,0200	0,0210	0,0205
Grup 4	10	0,0201	0,0210	0,0205
Grup 5	10	0,0191	0,0199	0,0175



Grafik 1. Isıyla polimerize olan örneklerin ortalama su emilim değerleri

Gruplar arası farklılık Kruskal-Wallis testi ile araştırılmıştır. Yapılan analiz sonucunda $p < 0,005$ önem seviyesinde gruplar arası anlamlı bir farklılık olduğu bulunmuştur. Sonuçlar tablo 4’ de görülmektedir. Farklılığın hangi gruplardan kaynaklandığını görmek için Mann-Whitney U testi yapılmıştır. Analiz sonuçları Tablo 5’de verilmiştir.

Tablo 4. Isı ile polimerize olan grupların su emilimi değerleri arasındaki farklılığa ilişkin Kruskal-Wallis testi sonuçları

Gruplar	n	Sıra ortalaması
Grup 1	10	45,50
Grup 2	10	5,50
Grup 3	10	29,70
Grup 4	10	31,30
Grup 5	10	15,50
$\chi^2=42,727$	df=4	P=0.000

Tablo 5. Isı ile polimerize olan örneklerin su emilimi değerlerinin Mann- Whitney U testi ile karşılaştırması

Gruplar	Grup 1	Grup 2	Grup 3	Grup 4	Grup 5
Grup 1	/	*	*	*	*
Grup 2	*	/	*	*	*
Grup 3	*	*	/	-	*
Grup 4	*	*	*	/	*
Grup 5	*	*	*	*	/

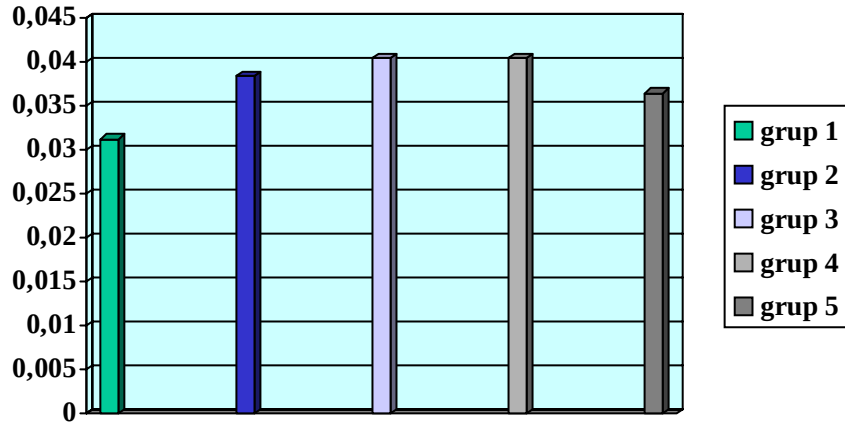
*p<0.005

Isıyla polimerize olan gruplar arasında yapılan karşılaştırmada grup 3 ve grup 4 dışındaki tüm gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.005$). En yüksek su emilimi değeri grup 1' de (0.0216 gr/cm^3), en düşük su emilimi grup 5' de (0.0175 gr/cm^3) gözlemlendi.

Kimyasal olarak polimerize olan PMMA'tan elde edilen örneklerin en yüksek ve en düşük su emilimi değerleri ile ortalamaları Tablo 6 ve Grafik 2'de gösterilmiştir.

Tablo 6. Kimyasal olarak polimerize olan örneklerden elde edilen su emilimi değerleri(gr/cm^3)

Gruplar	n	Minimum	Maksimum	Ortalama
Grup 1	10	0,0311	0,0316	0,0313
Grup 2	10	0,0380	0,0387	0,0385
Grup 3	10	0,0400	0,0410	0,0405
Grup 4	10	0,0400	0,0410	0,0405
Grup 5	10	0,0360	0,0400	0,0365



Grafik 2. Kimyasal olarak polimerize olan örneklerin ortalama su emilim değeri

Gruplar arası farklılık Kruskal-Wallis testi ile araştırılmıştır. Yapılan analiz sonucunda $p < 0,005$ önem seviyesinde gruplar arası anlamlı bir farklılık olduğu bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 7’de görülmektedir. Farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını görmek için Mann-Whitney U testi yapılmıştır. Analiz sonuçları Tablo 8’de verilmiştir.

Tablo 7. Kimyasal olarak polimerize olan grupların su emilimi değerleri arasındaki farklılığa ilişkin Kruskal-Wallis testi sonuçları

Gruplar	n	Sıra ortalaması
Grup 1	10	29,35
Grup 2	10	10,50
Grup 3	10	31,65
Grup 4	10	45,50
Grup 5	10	10,50
$\chi^2=42,479$	df=4	P=0,000

Tablo 8. Kimyasal olarak polimerize olan örneklerin su emilimi değerlerinin Mann- Whitney U testi sonuçları

Gruplar	Grup 1	Grup 2	Grup 3	Grup 4	Grup 5
Grup 1	/	*	*	*	*
Grup 2	*	/	*	*	*
Grup 3	*	*	/	-	*
Grup 4	*	*	*	/	*
Grup 5	*	*	*	*	/

*p<0,005

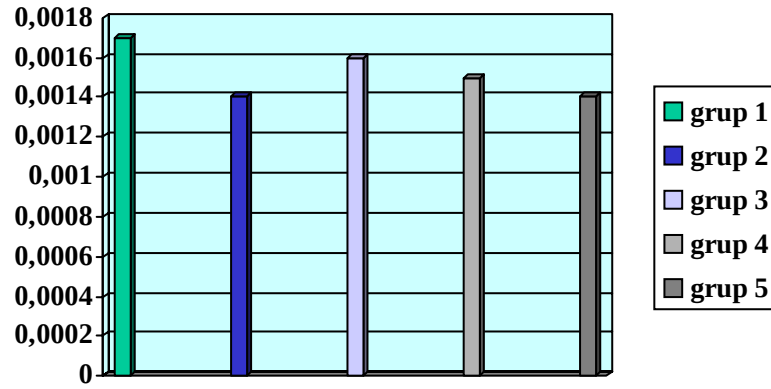
Kimyasal olarak polimerize olan gruplar arasında yapılan karşılaştırmada grup 3 ve grup 4 dışındaki tüm gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.005$). En yüksek su emilimi değeri grup 3 ve 4'de (0.0405 gr/cm^3), en düşük su emilimi grup 1' de (0.0313 gr/cm^3) gözlemlendi.

Çözünürlük:

Isı ile polimerize olan PMMA 'tan elde edilen örneklerin en yüksek ve en düşük çözünürlük değerleri ile ortalamaları Tablo 9 ve Grafik 3' te gösterilmiştir.

Tablo 9. Isıyla polimerize olan örneklerden elde edilen çözünürlük değerleri(gr/cm³)

Gruplar	n	Minimum	Maksimum	Ortalama
Grup 1	10	0,0017	0,0018	0,0017
Grup 2	10	0,0013	0,0014	0,0014
Grup 3	10	0,0015	0,0016	0,0016
Grup 4	10	0,0013	0,0018	0,0015
Grup 5	10	0,0013	0,0014	0,0014



Grafik 3: Isıyla polimerize olan örneklerin ortalama çözünürlük değerleri

Gruplar arası farklılık Kruskal-Wallis testi ile araştırılmıştır. Yapılan analiz sonucunda $p < 0,005$ önem seviyesinde gruplar arası anlamlı bir farklılık olduğu bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 10' da görülmektedir. Farklılığın hangi gruplardan kaynaklandığını görmek için Mann-Whitney U testi yapılmıştır. Analiz sonuçları Tablo 11' de verilmiştir.

Tablo 10. Isıyla polimerize olan grupların çözünürlük değerlerine ait Kruskal-Wallis test sonuçları

Gruplar	n	Sıra ortalaması
Grup 1	10	40,50
Grup 2	10	10,65
Grup 3	10	32,45
Grup 4	10	28,55
Grup 5	10	10,35
$\chi^2=42,727$	df=4	P=0,000

Tablo 11. Isıyla polimerize olan grupların çözünürlük değerlerinin Mann-Whitney U testi sonuçları

Gruplar	Grup1	Grup 2	Grup 3	Grup 4	Grup 5
Grup 1	/	*	*	*	*
Grup 2	*	/	*	*	-
Grup 3	*	*	/	*	*
Grup 4	*	*	*	/	*
Grup 5	*	*	*	*	/

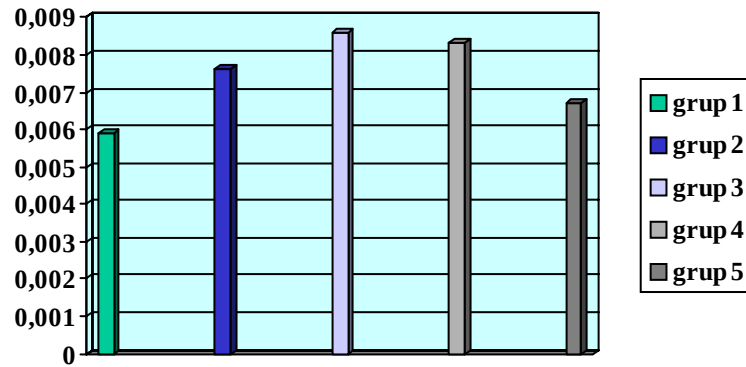
* $p < 0,005$

Isıyla polimerize olan gruplar arasında yapılan karşılaştırmada grup 2 ve grup 5 dışındaki tüm gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0,005$). En yüksek çözünürlük değeri grup 1'de ($0,0017 \text{ gr/cm}^3$), en düşük çözünürlük değeri ise grup 2 ve grup 5'de ($0,0014 \text{ gr/cm}^3$) gözlemlendi.

Kimyasal olarak polimerize olan PMMA'tan elde edilen örneklerin en yüksek ve en düşük çözünürlük değerleri ile ortalamaları Tablo 12 ve Grafik 4' te gösterilmiştir.

Tablo 12. Kimyasal olarak polimerize olan örneklerin çözünürlük değerleri(gr/cm^3)

Gruplar	n	Minimum	Maksimum	Ortalama
Grup 1	10	0,0057	0,0060	0,0059
Grup 2	10	0,0075	0,0077	0,0076
Grup 3	10	0,0085	0,0087	0,0086
Grup 4	10	0,0082	0,0089	0,0083
Grup 5	10	0,0061	0,0070	0,0067



Grafik 4: Kimyasal olarak polimerize olan örneklerin ortalama çözünürlük değerleri

Gruplar arası farklılık Kruskal-Wallis testi ile araştırılmıştır. Yapılan analiz sonucunda $p < 0,005$ önem seviyesinde gruplar arası anlamlı bir farklılık olduğu bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 13'de görülmektedir. Farklılığın hangi gruplardan kaynaklandığını görmek için Mann-Whitney U testleri yapılmıştır. Analiz sonuçları Tablo 14'de verilmiştir.

Tablo 13. Kimyasal olarak polimerize olan grupların çözünürlük değerlerine ait Kruskal-Wallis test sonuçları

Gruplar	n	Sıra ortalaması
Grup 1	10	45,50
Grup 2	10	15,50
Grup 3	10	33,80
Grup 4	10	27,20
Grup 5	10	5,50
$\chi^2=45,731$	df=4	P=0,000

Tablo 14. Kimyasal olarak polimerize olan grupların çözünürlük değerlerinin Mann-Whitney U testi sonuçları

Gruplar	Grup 1	Grup 2	Grup 3	Grup 4	Grup 5
Grup 1	/	*	*	*	*
Grup 2	*	/	*	*	*
Grup 3	*	*	/	-	*
Grup 4	*	*	*	/	*
Grup 5	*	*	*	*	/

* $p < 0,005$

Kimyasal olarak polimerize olan gruplar arasında yapılan karşılaştırmada grup 3 ve grup 4 dışındaki tüm gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0,005$). En yüksek çözünürlük değeri grup 3 ve grup 4’de ($0,0086 \text{ gr/cm}^3$), en düşük su emilimi grup 1’ de ($0,0059 \text{ gr/cm}^3$) gözlemlendi.

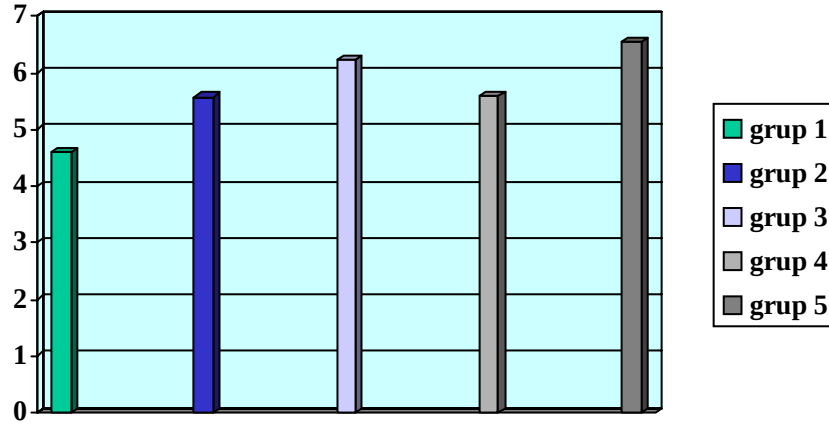
2. Mekanik bulgular:

Çarpma dayanıklılığı:

Isı ile polimerize olan PMMA ‘tan elde edilen örneklerin en yüksek ve en düşük çarpma dayanıklılığı değerleri ile ortalamaları Tablo 15 ve Grafik 5’ te gösterilmiştir.

Tablo 15. Isıyla polimerize olan örneklerden elde edilen çarpma dayanıklılığı değerleri(kJ/m^2)

Gruplar	n	Minimum	Maksimum	Ortalama	s.e.
Grup 1	10	4,5244	4,6844	4,6042	0,0669
Grup 2	10	5,4407	5,6967	5,5766	0,1745
Grup 3	10	6,1556	6,2977	6,2351	0,0984
Grup 4	10	5,5026	5,6954	5,5846	0,0733
Grup 5	10	6,4369	6,6711	6,5536	0,0697



Grafik 5: Isıyla polimerize olan örneklerin ortalama çarpma dayanıklılığı

Gruplar arasında farklılık olup olmadığı tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ile araştırılmıştır. Yapılan analiz sonucunda $p < 0,05$ önem seviyesinde gruplar arası anlamlı bir farklılık olduğu bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 16’ da görülmektedir. Farklılığın hangi gruplardan kaynaklandığını görmek için post-hoc testlerinden Tukey HSD testi yapılmıştır. Analiz sonuçları Tablo 17’ de verilmiştir

Tablo 16. Isıyla polimerize olan grupların çarpma dayanıklılığı değerlerine ait ANOVA sonuçları

Varyans kaynağı	df	Kareler toplamı	Kareler ortalaması	f	Anlamlılık derecesi (p)
Gruplar arası	4	22,437	5,609	1185,022	P=0,00
Grup içi	45	0,213	0,005		
Genel	49	22,350			

Tablo 17. Isıyla polimerize olan örneklerin çarpma dayanıklılığı değerlerinin Tukey HSD testi sonuçları

Gruplar	Grup 1	Grup 2	Grup 3	Grup 4	Grup 5
Grup 1	/	*	*	*	*
Grup 2	*	/	*	-	*
Grup 3	*	*	/	*	*
Grup 4	*	*	*	/	*
Grup 5	*	*	*	*	/

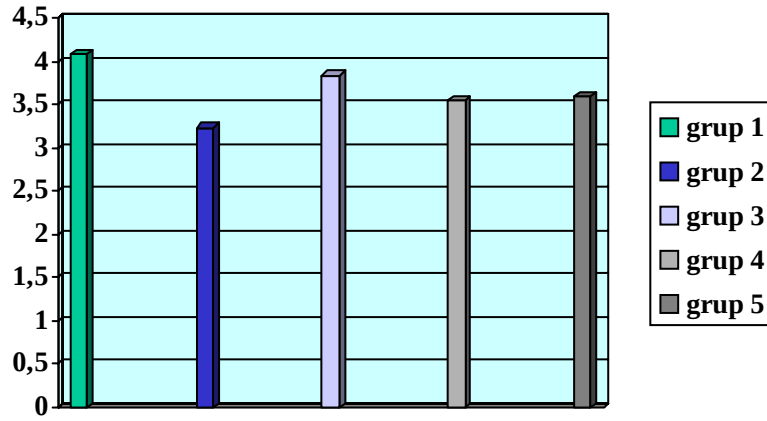
*p<0,05

Isıyla polimerize olan gruplar arasında yapılan karşılaştırmada grup 2 ve grup 4 dışındaki tüm gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu(p<0,05). En yüksek ortalama çarpma dayanıklılığı değeri grup 5' de (6,5536 kJ/m²), en düşük çarpma dayanıklılığı grup 1' de (4,6042 kJ/m²) gözlemlendi.

Kimyasal olarak polimerize olan PMMA 'tan elde edilen örneklerin en yüksek ve en düşük çarpma dayanıklılığı değerleri ile ortalamaları Tablo 18 ve Grafik 6' da gösterilmiştir.

Tablo 18. Kimyasal olarak polimerize olan örneklerden elde edilen çarpma dayanıklılığı değerleri (kJ/m²)

Gruplar	n	Minimum	Maksimum	Ortalama	s.e.
Grup 1	10	4,0031	4,2325	4,0911	0,1707
Grup 2	10	3,1202	3,3837	3,2390	0,0948
Grup 3	10	3,6933	3,9795	3,8454	0,1003
Grup 4	10	3,4280	3,6954	3,5566	0,0941
Grup 5	10	3,4813	3,6700	3,5932	0,0712



Grafik 6: Kimyasal olarak polimerize olan örneklerin ortalama çarpma dayanıklılığı

Gruplar arası farklılık tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ile araştırılmıştır. Yapılan analiz sonucunda $p < 0,05$ önem seviyesinde gruplar arası anlamlı bir farklılık olduğu bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 19’ da görülmektedir. Farklılığın hangi gruplardan kaynaklandığını görmek için post-hoc testlerinden Tukey HSD testi yapılmıştır. Analiz sonuçları Tablo 20’ de verilmiştir.

Tablo 19. Kimyasal olarak polimerize olan grupların çarpma dayanıklılığı değerlerine ait ANOVA sonuçları

Varyans kaynağı	df	Kareler toplamı	Kareler ortalaması	f	Anlamlılık derecesi (p)
Gruplar arası	4	4,125	1,031	142,578	P=0,00
Grup içi	45	0,326	0,007		
genel	49	4,451			

Tablo 20. Kimyasal olarak polimerize olan örneklerin çarpma dayanıklılığı değerlerinin Tukey HSD testi sonuçları

Gruplar	Grup 1	Grup 2	Grup 3	Grup 4	Grup 5
Grup 1	/	*	*	*	*
Grup 2	*	/	*	*	*
Grup 3	*	*	/	*	*
Grup 4	*	*	*	/	-
Grup 5	*	*	*	*	/

*p<0,0

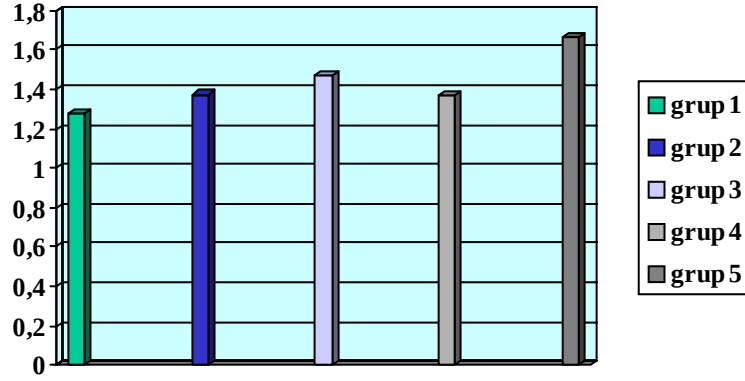
Kimyasal olarak polimerize olan gruplar arasında yapılan karşılaştırmada grup 2 ve grup dışındaki tüm gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu($p<0,05$). En yüksek ortalama çarpma dayanıklılığı değeri grup 1' de ($4,0911 \text{ kJ/m}^2$), en düşük çarpma dayanıklılığı grup 2'de ($3,2390 \text{ kJ/m}^2$) gözlemlendi.

Kırılma tokluğu:

Isı ile polimerize olan PMMA 'tan elde edilen örneklerin en yüksek ve en düşük kırılma tokluğu değerleri ile ortalamaları Tablo 21 ve Grafik 7' de gösterilmiştir.

Tablo 21. Isıyla polimerize olan örneklerden elde edilen kırılma tokluğu değerleri ($\text{MPa.m}^{1/2}$)

Gruplar	n	Minimum	Maksimum	Ortalama	s.e.
Grup 1	10	1,2724	1,2796	1,2740	0,0127
Grup 2	10	1,3699	1,3792	1,3744	0,0346
Grup 3	10	1,4697	1,4785	1,4734	0,0440
Grup 4	10	1,3616	1,3698	1,3660	0,0127
Grup 5	10	1,6574	1,6698	1,6638	0,0287



Grafik 7: Isıyla polimerize olan örneklerin ortalama kırılma tokluğu değerleri

Gruplar arası farklılık tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ile araştırılmıştır. Yapılan analiz sonucunda $p < 0,05$ önem seviyesinde gruplar arası anlamlı bir farklılık olduğu bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 22’de görülmektedir. Farklılığın hangi gruplardan kaynaklandığını görmek için post-hoc testlerinden Tukey HSD testi yapılmıştır. Analiz sonuçları Tablo 23’de verilmiştir.

Tablo 22. Isıyla polimerize olan grupların kırılma tokluğu değerlerine ilişkin ANOVA sonuçları

Varyans kaynağı	df	Kareler toplamı	Kareler ortalaması	f	Anlamlılık derecesi (p)
Gruplar arası	4	0,881	0,220	19479,721	P=0,00
Grup içi	45	0,001	0,001		
genel	49	0,881			

Tablo 23. Isıyla polimerize olan örneklerin kırılma tokluğu değerlerinin Tukey HSD testi sonuçları

Gruplar	Grup 1	Grup 2	Grup 3	Grup 4	Grup 5
Grup 1	/	*	*	*	*
Grup 2	*	/	*	*	*
Grup 3	*	*	/	*	*
Grup 4	*	*	*	/	*
Grup 5	*	*	*	*	/

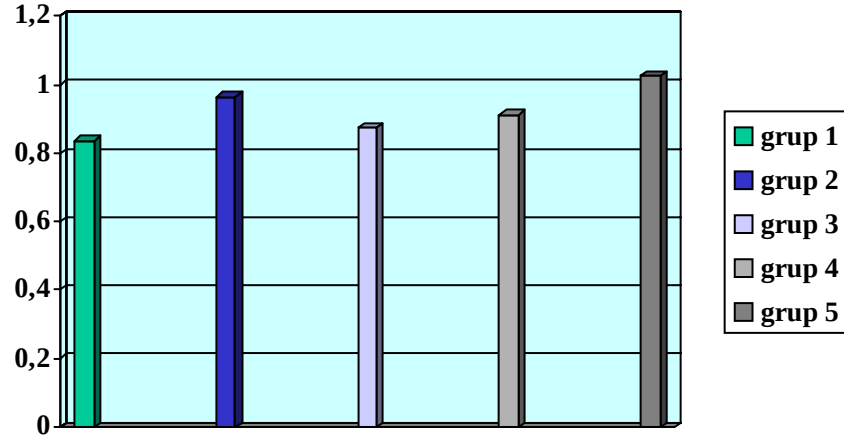
*p<0,05

Isıyla polimerize olan gruplar arasında yapılan karşılaştırmada tüm gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu($p<0,05$). En yüksek ortalama kırılma tokluğu değeri grup 5’de ($1,6574 \text{ MPa.m}^{1/2}$), en düşük çarpma dayanıklılığı grup 1’ de ($1,2724 \text{ MPa.m}^{1/2}$) gözlemlendi.

Kimyasal olarak polimerize olan PMMA ‘tan elde edilen örneklerin en yüksek ve en düşük kırılma tokluğu değerleri ile ortalamaları Tablo 24 ve Grafik 8’ de gösterilmiştir.

Tablo 24. Kimyasal olarak polimerize olan örneklerden elde edilen kırılma tokluğu değerleri ($\text{MPa.m}^{1/2}$)

Gruplar	n	Minimum	Maksimum	Ortalama	s.e.
Grup 1	10	0,7406	0,7519	0,7465	0,0137
Grup 2	10	0,9631	0,9762	0,9670	0,0253
Grup 3	10	0,8615	0,8696	0,8640	0,0229
Grup 4	10	0,8068	0,8193	0,8130	0,0149
Grup 5	10	1,0299	1,0328	1,0318	0,0091



Grafik 8: Kimyasal olarak polimerize olan örneklerin ortalama kırılma tokluğu değerleri

Gruplar arası farklılık tek yönlü varyans analizi (ANOVA) ile araştırılmıştır. Yapılan analiz sonucunda $p < 0,05$ önem seviyesinde gruplar arası anlamlı bir farklılık olduğu bulunmuştur. Sonuçlar Tablo 25’de görülmektedir. Farklılığın hangi gruplardan kaynaklandığını görmek için post-hoc testlerinden Tukey HSD testi yapılmıştır. Analiz sonuçları Tablo 26’da verilmiştir.

Tablo 25. Kimyasal olarak polimerize olan grupların kırılma tokluğu değerleri arasındaki farklılığa ilişkin ANOVA sonuçları

Varyans kaynağı	df	Kareler toplamı	Kareler ortalaması	f	Anlamlılık derecesi (p)
Gruplar arası	4	0,879	0,220	13228,945	P=0,00
Grup içi	45	0,001	0,001		
genel	49	0,880			

Tablo 26. Kimyasal olarak polimerize olan örneklerin kırılma tokluğu değerlerinin Tukey HSD testi sonuçları

Gruplar	Grup 1	Grup 2	Grup 3	Grup 4	Grup 5
Grup 1	/	*	*	*	*
Grup 2	*	/	*	*	*
Grup 3	*	*	/	*	*
Grup 4	*	*	*	/	*
Grup 5	*	*	*	*	/

*p<0,05

Kimyasal olarak polimerize olan gruplar arasında yapılan karşılaştırmada tüm gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0,05$). En yüksek ortalama kırılma tokluğu değeri grup 5’de ($1,0318\text{MPa.m}^{1/2}$) en düşük kırılma direnci grup 1’de ($0,7465\text{MPa.m}^{1/2}$) gözlemlendi.

TARTIŞMA

PMMA, protez yapımında en yaygın kullanılan materyaldir.^{1,4,10} Akriklik rezinlerin özellikle PMMA'ların diş hekimliğinde geniş kullanım alanı bulmasının nedenleri; bu rezinlerin kolay yöntemlerle elde edilmesi, tamirinin kolay olması, estetik görüntüye sahip olması, besleme yapılabilmesi, ağızda şekil değiştirmemesi ve ucuz olmasıdır.^{1,4} Metal protez kaideleri yüksek ısı iletkenliğe sahip olmasına rağmen protez kaideleri %95 oranında PMMA'tan oluşturulmaktadır. Ancak bazı mekanik ve fiziksel özellikleri henüz istenilen seviyede değildir. Çarpma dayanıklılığı ve yorulma dirençleri düşüktür.⁴¹ Ayrıca sınırlı su emme ve suda çözünme özelliklerinin yanı sıra yapım ve kullanım aşamasında bir miktar boyutsal değişime uğrarlar.²⁹⁻³²

Akriklik rezinlerin mekanik ve fiziksel özelliklerini geliştirmek için poliamid, polikarbonat ve epoksi rezin gibi alternatif yeni maddeler geliştirmek⁴¹, PMMA içine lastik faz veya çapraz bağlantı ajanı ilave ederek kimyasal yapısını modifiye etmek^{26,42,74}, polietilen^{41,53,55,56}, karbon^{41,52,56}, aramid^{41,75}, cam fiberler^{28,37,41,46,47}, metal doldurucular^{41,49-51}, metal kürecikler ya da plakalar^{75,76}, metal oksit tanecikleri⁶⁶⁻⁷⁰ gibi çeşitli materyallerle destekleme yolları denenmiştir. Bu yöntemlerin arasında bugün için ticari anlamda başarılı olmuş metod lastik ile güçlendirmedir. Güçlendirme ile ilgili yapılan araştırmaların amacı, ilave maliyet getirmeksizin konvansiyonel PMMA gibi kullanılabilecek bir materyalin formüle edilmesi şeklinde özetlenebilir.

Materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerini iyileştirmenin bir başka yolu da kompozit yapıda bir materyal oluşturmaktır. Kompozit iki ya da daha fazla materyalin oluşturduğu bir karışımdır. Buradaki esas nokta içeriği oluşturan materyallerin birbiri içinde çözünmemesi gerekliliğidir.^{66,77}

Dental akrilik rezinleri güçlendirmek için Kim ve arkadaşları⁷⁸ sentetik flormika kullanımı fikrini ortaya atmışlardır. Bu fikre esin kaynağı ortopedik cerrahide kullanılan kemik adhezivlerinin içine flor ve diğer metal oksitlerin ilave edilmesi ve başarılı sonuçlar alınması olmuştur.⁶⁶ Ortopedik cerrahide başarıyla kullanılan bu kompozit sisteminden^{79,80} yola çıkılarak, diş hekimliğinde kullanılan akrilik rezinlerden de metal oksit içerikli akrilik kompozit yapılar oluşturulabileceği fikri ortaya atılmıştır.⁶⁶

Fiberler genellikle protez kaide materyallerinin kalın olduğu yerlere yerleştirilebilirler. Fiber ile güçlendirilmiş protezlerin tamiri dışarı çıkan fiber uçları yüzünden karmaşıktır. Bu problem tanecikli doldurucuların kullanımı ile giderilebilir.

İlgili literatür incelendiğinde Zuccari ve arkadaşları,⁶⁷ Panyayong ve arkadaşları,⁶⁸ Yoshida ve Greener⁶⁹'nın geçici kron- köprü yapımında kullanılan akrilik rezinlerle, metal oksit-akrilik rezin kompozit çalışmaları yaptıkları görülmektedir.

Bu noktadan hareketle bu çalışmada da %2 alüminyum oksit, titanyum dioksit, zirkonyum dioksit ilavesi ile metal oksit-akrilik rezin kompozit yapı oluşturulmuştur. Polimere ilave edilen güçlendiricilerin miktarı hacmen ya da ağırlık olarak tespit edilebilir. İlave edilen güçlendiricilerin farklı yoğunlukta olması ağırlık olarak yapılan hesaplamalarda karışıklığa yol açabileceğinden özellikle hacimsel hesaplamalar tercih edilir⁸¹. Bu noktadan yola çıkarak, bu çalışmada kullanılan metal oksitlerinin farklı yoğunlukları ve oluşturulan kompozit içinde eşit hacimde yer tutması gerekliliği göz önünde bulundurularak ilave doldurucu miktarı hacimsel olarak belirlendi. Hacmen % 2 oranını seçmemizin nedeni Zuccari ve arkadaşlarının^{66,67} yaptıkları çalışmada PMMA, PEMA ve PIMA tipindeki rezinlere hacimsel olarak % 2 metal oksit ilavesi ile en iyi sonuçları almış olmalarıdır.

Doldurucu miktarı, polimer içinde doldurucunun dağılılabileceği yeteneği, polimer ve doldurucu iç yüzeyindeki adezyon kompozit yapıların özelliklerini etkileyen faktörlerdir⁸². Doldurucu kompozit sistemlerde güçlendirme gelen kuvvetlerin polimer yapıdan dolduruculara doğru iletilmesiyle başarılabilir. Güçlendirmenin optimum hale getirilebilmesi içinde doldurucu ve polimer matriks arasında bağlantı enerjisini geliştirmek gerekir. Bu amaçla güçlendirici doldurucular bağlantı ajanlarıyla modifiye edilirler⁶⁰. Polimer matriksin moleküler hareketliliğinin doldurucu tanecikler ile kısıtlanması da güçlendirmeye olumlu etki sağlayabilir.

Kompozit materyaller değişik yapıdaki içeriklerden oluştuğu için içyapıda her zaman farklı maddelerin bir araya gelmesiyle oluşan bitişik, temasta olan yüzeyler vardır. Bu durumda yüzeyler arasında oluşan ilişki interfaz ya da arayüz (interface) olarak tanımlanır. İnterface; kompoziti oluşturan maddelerin arada kimyasal bir bağ olmaksızın ortak sınırlarının bir yüzey oluşturmasıdır. İnterfaz; içeriği oluşturan maddeleri birbirine bağlayan kimyasal bir bağın olduğu bir fazdır. Kompozit madde oluşturmada interfaz veya interface oluşması önemlidir. Oluşan kompozitin mekanik ve fiziksel özelliklerinin olumlu ya da olumsuz olması yüzeyler arasındaki ilişkiden doğrudan etkilenir.⁶⁶

PMMA'a ilave edilen materyal ile polimer matriks arasında kimyasal bir bağ oluşması önemlidir. Herhangi bir işleme tabi tutulmadan rezine ilave edilen materyallerin gerçekte yapıyı güçlendirmek yerine zayıflatıldığını bildiren çalışmalar vardır.⁷⁷ Dolayısıyla esas sorun ilave edilen güçlendiriciler ile rezin matriks arasında bağlantı sağlamaktır. İnterfaz oluşturmak için kimyasal oksidasyon, elektrik plazma işlemi, ilave akrilik monomer ile ıslatma ve bağlantı ajanı kullanımı gibi pek çok teknikten yararlanılmıştır.⁷

Cam fiberle yapılan çalışmalar incelendiğinde bu bağlantıyı arttırmaya yönelik araştırmalar literatürde önemli yer tutar. Silan bağlantı ajanlarının, polimer matris ile ilave edilen farklı fiberler arasında bağlantıyı arttırdığı gösterilmiştir.^{55,60,82}

Rezine ilave edilen silansız güçlendiriciler rezinin mekanik özelliklerini iyileştirmek yerine, aksine zayıflatabilir.⁷⁷ Cam fiberi resin matrisine bağlayan silan ajanları, karışımı daha homojen hale getirir ve PMMA' ı güçlendirir.⁶²

Vallitu,⁸² fiber ilave edilmiş kimyasal olarak polimerize olan akriliğin transvers direnci üzerine silanlamanın etkisi üzerine yaptıkları çalışmada; silansız fiber içeren test örneklerinin transvers direncinin, fiber içermeyen test örneklerinden istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermediğini bulmuştur. Tarama elektron mikroskobu (SEM) analizinde silan uygulanan fiberin akrile bağlantısının silan uygulanmayan örneklerden daha iyi olduğunu göstermiştir.

Bağlantı ajanı kullanımının metal güçlendiriciler ile resin matris arasındaki bağlantıyı arttırdığını gösteren araştırmalar da mevcuttur.

Blatterfein ve Payne⁵⁰ PMMA monomerine 4-META(4-methacryloxi-ethyl trimellitate anhydride) eklemiş ve PMMA'ın krom –kobalt alaşımı ile bağlantısını incelemişler ve çarpma dayanıklılığı değerinde artışlar olduğunu rapor etmişlerdir.

Yoshida ve Greener⁶⁹ farklı bağlantı ajanı uygulanmış ve uygulanmamış metal oksit-PMMA kompozit yapının basma ve transvers dirençleri üzerine yaptıkları çalışmada, bağlantı ajanı uygulanmış grubun daha yüksek değerler verdiğini bildirmişlerdir.

Zuccari ve arkadaşları,^{66,67} Panyayong ve arkadaşları⁶⁸ PMMA rezin ile metal oksit tanecikleri arasında interfaz oluşturmak için metal bağlantı ajanı (tio-fosforik asit metakrilat) kullanmışlardır. Aynı araştırmacılar, bağlantı ajanı uygulamasının interfaz oluşturma mekanizmasını, rezin matris içindeki sülfür içeren radikaller ile okside olmuş metal yüzeyleri arasında kimyasal bir bağ oluşması ile açıklamışlardır⁶⁷. Bu çalışmada da interfaz oluşturmak için metal bağlantı ajanı (MP II, GC Corp.,Tokyo, Japan) kullandık.

Bu çalışmada, su emilimi ve çözünürlük test örneklerinde sonuçlar ISO Standardı⁸, Chow ve arkadaşları⁷⁴ ve Çal²⁸,ın yaptığı gibi belirli bir hacme düşen ağırlık değişimi olarak hesaplandı.

Bu çalışmadan elde edilen su emilimi ve çözünürlük değerleri kendi aralarında anlamlı farklılık gösterse de değerlerin hepsinin ISO Standart no:1567'de belirtilen sınırların altında olduğu görüldü. Fiziksel özelliklerden su emilimini içeren bu çalışmada ısıyla polimerize olan grupta bağlantı ajanı uygulanmış metal oksit ilave edilen gruplarda, kullanılan metal oksit tipine bağlı olmaksızın su emilimi değerlerinde azalma bulunmuştur. % 1 titanyum dioksit+% 1 zirkonyum dioksit (0,0187 gr/cm³) ve %2 zirkonyum dioksit (0,0199 gr/cm³) ilave edilen gruplar en az su emilim değerlerini göstermiştir.

Akrilik rezinlerin suda bekletildikten sonra gösterdikleri ağırlık değişimleri polimer matrisin emdiği su miktarına ve kaybettiği iyonlarla, saldıgı monomer miktarına bağlıdır. Bu diffüzyon ise akriliğin yüzeyi ile dış ortam arasında olur.⁶⁶

Su emilimi ve çözünürlük akrilik rezinlerde boyutsal değişimlere ve protezlerde uyumsuzluğa neden olurlar. Bunun neticesinde materyalde oluşan iç gerilimler çatlak oluşumu ve protezin kırılmasına neden olabilir. Su emilimi ve çözünürlük bu materyallerde mümkün olduğu kadar az olmalıdır. Su emilimi arttıkça

esneme direncinin de o oranda azaldığı belirtilmiştir.⁸³ Emilen su, polimer zincirleri arasındaki bağlantıyı kopartarak polimer matriksin yapısının bozulmasına neden olur.²⁶ Bu sebeplerden dolayı su emilimi miktarı polimerin yapısal devamlılığı açısından kritik bir öneme sahiptir.

Bu bilgiler ışığında ısıyla polimerize olan metal oksit ilaveli gruplarda su emiliminin kontrol grubundan daha az olmasının birkaç olası açıklaması olabilir. Bir tanesi ilave edilen güçlendiricilerin bağlayıcı ajanla kaplı olmasıdır. Metal bağlantı ajanı metal oksitlerle polimer matriksin birbirine bağlantısını artırarak, boşlukların azalmasına neden olabilir. Nitekim Vallitu⁶⁰ fiber ile iki farklı kaplama ajanını kıyasladığı bir çalışmada silan kaplamanın fiber ile polimer matriks arasındaki boşlukları azalttığını ve bundan dolayı su emiliminin azaldığını bildirmiştir. Bir diğer neden metal oksit tanecikleri ile matriksin daha iyi kaynaşmasını sağlamak için ilave monomer eklenmesidir⁷. Bu çalışmada da eklenen doldurucu miktarını doyuracak şekilde ilave monomer eklenmesi yapı içinde daha iyi kaynaşma ve sonuçta su emiliminde azalmaya neden olmuş olabilir. Ayrıca birim hacimde ilave edilen metal oksit miktarı kadar polimer matriks azaldığı için su emilimi yapacak total polimer yapıda azalma olması da etkili olabilir. Literatürde özellikle fiber ile oluşturulan kompozitlerde fiber miktarı arttıkça su emiliminin azaldığını gösteren çalışmalar vardır. Ladizesky ve Chow⁵⁷, Marei⁵⁹, Chow ve arkadaşları⁷⁴ fiber oranı arttıkça su emilimin azaldığını bildirmişlerdir. Schricker ve arkadaşları⁸⁴ PMMA'ı çok dallı polimer(hyperbranched)'le güçlendirdikleri çalışmada, %1 güçlendirici ilavesinde su emiliminin azaldığını tespit etmişler, güçlendirici miktarı arttıkça su emiliminin daha da azaldığını bildirmişlerdir. Diğer yandan Stafford ve arkadaşları⁴³ naylonla güçlendirdiği ısıyla polimerize olan PMMA örneklerin 1 haftalık su banyosunun ardından su emiliminde kontrol grubuna kıyasla artış bildirmiştir. Titanyum dioksit-zirkonyum dioksit karışımı ve sadece zirkonyum dioksit ilave edilen gruplarda su emiliminin daha az olması ise bunların tanecik boyutunun alüminyum oksit

taneciklerinden daha küçük olması ve polimer matriksteki zincirler arasındaki boşluklara daha çok ve sıkı biçimde girmiş olmasıyla açıklanabilir. Arima ve arkadaşları²⁶ monomer içine ilave ettikleri çeşitli çapraz bağlantı ajanlarının [EGDMA(etilen glikol dimetakrilat), DEGDMA(dietilen glikol dimetakrilat), TriEGDMA(trietilen glikol dimetakrilat), 1,4-BDMA(1,4-butandiol dimetakrilat, 1,6-HDMA(1,6-hekzandiol dimetakrilat)] polimer zincirleri arasındaki bağlantıyı artırarak su emilimini azalttığını bildirmişlerdir.

Kimyasal olarak polimerize olan rezinden oluşturulan gruplarda yapıya katılan metal oksit ilavesinin, metal oksit tipi önemli olmaksızın su emilimi değerlerinde artışa neden olduğu saptanmıştır. En düşük su emilimi değeri kontrol grubunda gözlemlendi (0,0313 gr/cm³).

Kimyasal olarak polimerize olan rezin ile oluşturulan örneklerde metal oksit ilavesinin su emiliminde artışa neden olması, kullanılan metal oksit tanecikleri ile polimer matriks arasında kuvvetli bir bağlantı oluşmaması ve yapı içindeki boşlukların iyi bir şekilde doldurulamaması ile açıklanabilir. Panyayong⁶⁸ %1 titanyum dioksit +%1 zirkonyum dioksit karışımı ilave ettikleri geçici kron yapımında kullanılan kimyasal olarak polimerize olan akrilikten (PMMA) elde ettikleri örneklerde su emiliminin kontrol grubundan daha fazla olduğunu bulmuşlar, bunu polimer matriksin geçirgenliğine ve ilave ettikleri metal oksit taneciklerinin polimer matrikse göre daha yüksek olan yüzey enerjilerine bağlamışlardır. Diğer yandan Zuccari⁶⁷ aynı marka rezine sadece zirkonyum dioksit ilave edildiğinde su emiliminin azaldığını bildirmiştir. Zuccari ve arkadaşları⁶⁶ yaptıkları bir başka çalışmada polimere ilave edilen E tipi cam fiber ve magnezyum oksitin kompozit yapının su emiliminde artışa neden olduğunu, zirkonyum dioksit ilavesinin önemli bir değişime yol açmadığını bildirmişlerdir.

Sudaki çözünürlük yapıdaki kararlılıkla ilgili bir durumdur. Burada çözünmeden kasıt yapıdan kaybedilen iyon ve monomer miktarıdır.⁶⁶⁻⁶⁸ Fiziksel özelliklerdeki değişimleri araştırmak için yaptığımız çözünürlük çalışmasında ısıyla polimerize olan grupta metal oksit ilave edilen gruplarda metal oksit tipi önemli olmaksızın çözünürlüğün azaldığını tespit edilmiştir. % 1 titanyum dioksit+% 1 zirkonyum dioksit (0,0014 gr/cm³)ve %2 zirkonyum dioksit (0,0014 gr/cm³) ilave edilen gruplar en az çözünürlük gösterdiler. Kimyasal olarak polimerize olan rezinden oluşturulan gruplarda ise metal oksit ilavesinin metal oksit tipi önemli olmaksızın çözünürlükte artışa neden olduğu saptanmıştır.

Isıyla polimerize olan metal oksit ilaveli gruplarda çözünürlüğün kontrol grubundan daha az olmasının birkaç muhtemel açıklaması olabilir. Bir tanesi ilave edilen güçlendiricilerin metal bağlantı ajanıyla kaplanmış olmasıdır. Metal bağlantı ajanı metal oksitlerle polimer matriksin birbirine bağlantısını artırıp daha kararlı bir yapı oluşmasına ve kompozit yapının iç tabakalarına ulaşan su (çözücü) miktarının azalmasına neden olmuş olabilir. Diğer yandan bu çalışmada kullanılan metal primer in PMMA ile benzer yapıda olması da kompozit yapının daha kararlı olmasında etkili olabilir. Bu çalışmada kullanılan metal oksitlerin suda çözünmediği bilinmektedir⁶⁶. Birim hacimde ilave edilen metal oksit miktarı kadar polimer matriks azaldığı için su emilimi yapacak ve dolayısıyla çözülecek total yapıda azalma olması da etkili olabilir. Titanyum dioksit-zirkonyum dioksit karışımı ve sadece zirkonyum dioksit ilave edilen gruplarda çözünürlüğün daha az olması ise bunların tanecik boyunun alüminyum oksit taneciklerinden daha küçük olması ve polimer matriksteki zincirler arasındaki boşluklara daha çok ve sıkı biçimde girmiş olmasıyla açıklanabilir.

Kimyasal olarak polimerize olan rezin ile oluşturulan örneklerde metal oksit ilavesinin çözünürlükte artışa neden olması ile ilgili farklı açıklamalar yapılabilir. Su emilimi tartışmasında da açıklandığı üzere bu çalışmada kullanılan

metal oksitleri suda çözünmez. Ancak her ne kadar metal oksitler iyonlaşmasa da polimer matrikse gerektiği kadar bağlanmadığı için iyonlaşmadan moleküler tanecikler halinde yapıdan ayrılmış olabilirler. Isıyla polimerize olan örneklerdeki kadar sağlam bir bağlantının oluşmamış olması ve kullanılan metal oksit taneciklerinin yüzey enerjilerinin polimer matriksten daha fazla olması emilen su miktarında artışa ve dolayısıyla çözünmesinde artmasına neden olmuş olabilir. Schricker ve arkadaşları⁸⁴ PMMA'ı çok dallı polimer(hyperbranched)'le güçlendirdikleri çalışmada, %1 güçlendirici ilavesinde çözünürlüğün arttığını tespit etmişlerdir.

Protez kaide rezinlerinin kırılma tokluğunu ölçmede yaygın olarak kullanılan yöntemler ISO 1567 standardında belirtilen üç nokta bükülme testinin haricinde, farklı örnek konfigürasyonlarına sahip Charpy ve Izod çarpma testleridir. Kolay ve çabuk yapılabilmesine rağmen, çarpma dayanıklılığı materyalin kendi yapısal özelliği ile ilişkili değildir. Çünkü örnek boyutları, çentik derinliği ve açısı, çarpma hızı ve diğer faktörlerle ilişkilidir. Ayrıca toplam ölçülen çarpma enerjisi kinetik, sürtünme, vibrasyonel enerjileri içerir. Yani bunlar materyalin kırılma direnci özellikleri ile doğrudan ilişkili değildir⁸⁵.

Zappini⁸⁵ ve arkadaşları, protez kaide rezinlerinin kırılmaya karşı dirençlerini incelemek için kırılma tokluğu ve çarpma dayanıklılığı ölçümlerinin yapılması gerektiğini bildirmişlerdir. Rezinde yapılacak modifikasyonların etkilerini görebilmek için çarpma testinden ziyade kırılma tokluğu testinin yapılmasının daha uygun olduğunu belirtmişlerdir.

Çarpma dayanıklılığı deneyi materyallerin gevrek kırılmaya müsait koşullardaki mekanik özellikleri hakkında fikir elde etmek amacıyla yapılan dinamik bir testtir.⁸⁶ Kuvvet yoğunlaşması protezlerin çarpma başarısızlığına yol açan ana

faktörlerdendir. Bu yoğunlaşmalar; çentikler, çizikler, keskin köşeler, oluklar, kaba yüzeyler, kalınlıktaki ani farklılıklar, yabancı tanecikler veya gaz varlığı nedeniyledir. Bu nedenle yapılacak protezler keskin yüzey konturları, derin frenilum olukları, aşırı çıkıntılı rugalar, yüzey defektleri gibi kuvvet yoğunlaşmasına neden olabilecek özellikler içermemelidir.⁸⁷

Mekanik özelliklerdeki değişimlerin incelenmesi amacıyla yaptığımız çarpma dayanıklılığı testinde ısıyla polimerize olan grupta bağlantı ajanıyla kaplanmış metal oksit ilave edilen gruplarda metal oksit tipi önemli olmaksızın çarpma dayanıklılığı değerlerinin arttığını tespit ettik. Aralarındaki farklar çok fazla olmamakla beraber %2 zirkonyum dioksit ilave edilen gruplar en yüksek çarpma dayanıklılığını gösterdiler ($6,5534 \text{ kJ/m}^2$)(kontrol grubu: $4,6042 \text{ kJ/m}^2$). %2 zirkonyum dioksit ilave edilen grupların kontrol grubundan ortalama %42.31 daha iyi darbe dayanıklılığı sonuçları vermiştir. Kimyasal olarak polimerize olan rezinden oluşturulan gruplarda ise bağlantı ajanıyla kaplanmış metal oksit ilavesinin metal oksit tipi önemli olmaksızın çarpma dayanıklılığında azalmaya neden olduğunu saptadık.

Literatürde PMMA'ların çarpa dayanıklılığını saptamaya yönelik çalışmalar oldukça fazla yer tutmaktadır.

Jagger⁸⁸ ve arkadaşları, konvansiyonel ısı ile polimerize olan ve yüksek dirençli akrilikleri kıyasladıkları çalışmalarında, Charpy testi sonucunda konvansiyonel akriliklerin çarpma dayanıklılığını $4,94 \text{ kJ/m}^2$, yüksek dirençli akriliklerin çarpma dayanıklılığı değerlerini ise $7,40\text{--}11,45 \text{ kJ/m}^2$ bulmuşlardır.

Bir diğer çalışmada Zappini⁸⁵ ve arkadaşları ısıyla polimerize olan konvansiyonel akrilik rezinin çarpa dayanıklılığını Izod ve Charpy testleri ile ölçmüşler

ve Izod testinde 1,79–1,99 kJ/m², Charpy testinde 1,36 kJ/m² değerlerini bildirmişlerdir.

Robinson ve Mc Cabe⁸⁶ ısı ile polimerize olan PMMA' tan hazırladıkları çentiksiz örneklerle Charpy testi uygulamış, 7,48–8,22 kJ/m² arasında değişen değerler bildirmişlerdir.

Meng ve Latta⁸⁹ yüksek dirençli ve konvansiyonel kaide rezinlerini Izod testi ile kıyaslamış ve yüksek dirençli akriliklerin ortalama % 85 oranında daha iyi sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir.

Caycik ve Jagger⁹⁰, monomerine çapraz bağlantı ajanı ilave ettikleri çentiksiz PMMA örneklerle Charpy testi yapmışlar, kontrol grubunda 8,34 kJ/m², çapraz bağlantı ajanı eklenen örneklerde ise 12,10 kJ/m² değerlerini tesbit etmişlerdir.

Zappini ve arkadaşları⁸⁵, yüksek dirençli ve konvansiyonel PMMA'ların çarpma dayanıklılığını Charpy testiyle kıyaslamışlar, çalışmada konvansiyonel rezinler için 1,36 kJ/m², yüksek dirençli rezinler için 0,92–2,89 kJ/m² bulmuşlardır.

Yükleme konfigürasyonu (Izod veya Charpy) örnek boyutları, çentiklerin varlığı ve geometrisine bağlı olarak çarpma testiyle elde edilen veriler farklı çarpma dayanıklılığı değerleri gösterir.⁸⁶ Konuyla ilgili literatür incelendiğinde, çarpma dayanıklılığı testlerinde örnek hazırlama ve elde edilen sonuçların birbirinden farklı olduğu görüldü. Ancak her çalışma kendi içinde değerlendirildiğinde yapılan çarpma dayanıklılığı deneyleri materyalin mekanik özellikleri hakkında değerli bilgiler vermektedir.

Yapılan çalışmaların sonuçlarını yaptığımız çalışma ile karşılaştırdığımız zaman, ısı ile polimerize olan rezinlerde metal oksit ilavesinin yüksek direnç akriliklerindeki kadar olmasa da kayda değer bir iyileşme sağladığını tesbit ettik. Özellikle zirkonyum dioksit ilavesi, oldukça pahalı olan yüksek direnç akriliklerine bir alternatif oluşturabilir.

Isıyla polimerize olan kompozit örneklerde çarpma dayanıklılığı değerlerinin yüksek bulunması bize yukarıda da bahsedildiği gibi daha uyumlu bir yapının oluşmasını düşündürdü. İlave monomer kullanımı, bağlantı ajanı uygulaması ve kullanılan bağlantı ajanının kimyasal olarak monomere benzemesi polimer matriks ile metal oksit tanecikleri arasındaki bağlantıyı güçlendirip kompozit yapının daha sağlam bir yapıya sahip olmasına neden olmuş olabilir. Metal oksit taneciklerinin bağlantı ajanıyla kaplanmış olmasının ve ilave monomer kullanılmış olmasının verdiği avantajla polimer matriks arasındaki boşlukları daha iyi doldurarak yapının içindeki zayıf noktaları azaltmış olabilir. Kırılma mekaniği düşünüldüğünde yapının içindeki boşlukların kırılmaya karşı direnci azalttığı bilinen bir gerçektir³⁴. Diğer yandan kırılma ilerlerken çatlak çizgisi metal oksit taneciklerine geldiğinde daha yüksek bir kuvvete gereksinim duyup yön değiştirmek zorunda kalabilir. Zira kullandığımız metal oksitlerin basma, gerilme, eğilme dirençleri (Tablo1) PMMA'tan daha yüksektir. Zirkonyum dioksit ilave edilen grubun en yüksek değeri vermesi zirkonyum dioksitin diğer güçlendiricilerden daha yüksek gerilme direnci ve daha küçük tanecik boyuna sahip olmasıyla açıklanabilir. Daha küçük tanecik boyutu polimer matriks arasındaki boşlukları daha iyi doldurmasına, yüksek gerilim direnci de kırığın ilerlemesini zorlaştırmasına neden olmuş olabilir.

Kimyasal olarak polimerize olan rezin ile oluşturulan örneklerde metal oksit ilavesinin çarpma dayanıklılığında azalmaya neden olmasını artan su emilimine bağlayabiliriz. Su emilimi arttıkça mekanik özelliklerde bozulma meydana

geldiği düşünülürse, metal oksit ilave edilmiş kimyasal olarak polimerize olan örneklerin daha fazla su emmeleri çarpma dayanıklılığının azalmasına neden olmuş olabilir. Yen ve arkadaşları⁹¹ yaptıkları bir çalışmada içi boş mikro cam kürecikler ilave ettikleri PMMA'ın çarpma dayanıklılığının azaldığını bildirmişlerdir. Ayrıca Carlos ve Harrison⁹², PMMA'ı yüzey işlemi uygulanmamış yüksek molekül ağırlıklı polietilen fiberle güçlendirmiş, yapılan Izod testi sonucunda (kontrol grubunda 1,715 kJ/m², güçlendirilmiş grupta ise 1,58 kJ/m²) çarpma dayanıklılığı değerlerinin azaldığını bulmuşlardır.

Çarpma dayanıklılığı testleri yüksek hızlarda gerçekleştirilirken, klinik olarak protezdeki başarısızlıklar yavaş yorulma döngüsü neticesinde oluşur⁸⁶. Bu açıdan bakıldığında akrilik kaide rezinleri içersine katılan doldurucuların olumlu veya olumsuz etkilerini göstermek için çarpma dayanıklılığı testinin kullanımı sorgulanabilir. ISO 1567 de belirtilen üç nokta bükülme testinin protez kaide rezinlerinin mekanik özelliklerini bütünüyle karakterize etmeye yeterli olmadığı belirtilmektedir⁸⁵. Yorulma testi klinik başarısızlık mekanizmasını taklit etme açısından daha uygun olmasına rağmen oldukça zaman alıcıdır. Bu nedenle protez kaide materyallerinin mekanik özelliklerini araştırmak için bizimde araştırmamızda kullandığımız kırılma tokluğu testi alternatif olabilir. Kırılma tokluğu testinde materyal üzerine uygulanan sabit kuvvet ağız içinde kaide plağının maruz kaldığı kuvvetleri tam olarak yansıtmayabilir. Ancak materyalin mekanik özellikleri ve dolayısıyla klinik performansı üzerinde değerli bilgiler verebilir⁸⁶.

Termal, kimyasal veya mekanik işlemler sırasında oluşan mikroskobik yüzey defektleri, lokalize kuvvet yoğunlaştırıcı gibi davranabilir. Bu kuvvetlerde defektli kısımlardan kaynaklanan çatlaklara neden olabilir. Bu çatlakların yayılması ile başarısızlık meydana gelecektir.

Bu çalışmada kırılma tokluğu testi için ASTM E 399³⁵ standardına uyuldu. Çalışmamızda kullandığımız kompakt test örneği geometrisinde K_{IC} değerinin tesbit edilmesi için kullanılan karakteristik değer W (örnek genişliği)'dir(Resim 7). Fakat ASTM standardında W değeri ile ilgili standart bir değer belirtilmemektedir. Gegauff ve Pryor⁹³, Gegauff ve Wilkerson⁹⁴, Hamza ve arkadaşları³⁵ yaptıkları kırılma tokluğu çalışmalarında W değerini 12 mm. olarak almışlardır. Biz de çalışmamızda W değerini 12 mm. olarak belirledik.

Murphy ve Hill⁹⁵, PMMA ve IPN (interpenetrating polymer network) esaslı akrilik rezinleri kıyasladıkları çalışmalarında PMMA için kırılma tokluğunu 1.28 MPa/m^{1/2}, IPN için 1,7–1,9 MPa/m^{1/2} bulmuşlardır.

Schricker ve arkadaşları⁸⁴, PMMA'ı çok dallı polimer (hyperbranched)'le güçlendirdikleri çalışmada, PMMA için kırılma tokluğunu 1.45 MPa/m^{1/2}, güçlendirilmiş örneklerde ise 1,81 MPa/m^{1/2} bulmuşlardır.

Xu ve arkadaşları⁹⁶, dental kompoziti whisker ile güçlendirdikleri bir çalışmada kontrol grubu için kırılma tokluğunu 1,08–1,43 MPa/m^{1/2}, güçlendirilmiş örneklerde 2,52 MPa/m^{1/2} bulmuşlardır.

Zappini ve arkadaşları⁸⁵, yüksek dirençli ve konvansiyonel PMMA'ları kıyasladıkları çalışmada, konvansiyonel rezinler için kırılma tokluğunu 1,44–1,76 MPa/m^{1/2}, yüksek dirençli rezinler için 2,52 MPa/m^{1/2} bulmuşlardır.

Franklin ve arkadaşları⁹⁷, PMMA'a tabaka halindeki cam fiberi %5 oranında ilave etmiş, kontrol grubunda 1,168 MPa/m^{1/2}, güçlendirilmiş örneklerde 1,972 MPa/m^{1/2} değerlerini bildirmişlerdir.

Stafford ve arkadaşları⁴³, bu çalışmada da kullandığımız geometride hazırladıkları konvansiyonel ve yüksek dirençli akriliklerin kırılma tokluğunu değerlendirmişler, konvansiyonel PMMA için $1,28 \text{ MPa/m}^{1/2}$, yüksek dirençli akrilikler için $2,22\text{--}4,61 \text{ MPa/m}^{1/2}$ bulmuşlardır.

Hamza ve arkadaşları³⁵, PMMA'ı fiberle güçlendirdikleri çalışmalarında kırılma tokluğu testi yapmış, kontrol grubu için $1,25 \text{ MPa/m}^{1/2}$, fiber ilave edilmiş örneklerde $2,74 \text{ MPa/m}^{1/2}$ değerlerini tesbit etmişlerdir.

Bu çalışmaların hepsinde farklı güçlendirme metotları uygulanmakla beraber, kontrol gruplarını ve güçlendirme oranlarını bizim çalışmamızdaki sonuçlarla kıyasladığımız zaman, kontrol grubu değerlerinin benzer olduğu ve metal oksit ilavesinin de mekanik özelliklerde yüksek dirençli rezinlerdeki kadar olmasa da, elde edilen ortalama %30,25' lik kırılma tokluğu artışının kayda değer bir iyileşmeye yol açtığı söylenebilir.

Isıyla polimerize olan kompozit örneklerde kırılma direnci değerlerinin yüksek bulunması bize yukarıda da bahsedildiği gibi daha uyumlu bir yapının oluşmasını düşündürdü. Metal oksit taneciklerinin metal bağlantı ajanıyla kaplanmış olması, polimer matriks arasındaki boşlukların daha iyi ve sıkı bir şekilde doldurulmasına ve yapının içindeki boşlukların azaltılarak, zayıf noktaların azalmasına neden olmuş olabilir. Kırılma ilerlerken çatlak çizgisi metal oksit taneciklerine geldiğinde daha yüksek bir kuvvete gereksinim duyup yön değiştirmek zorunda kalabilir. Zira kullandığımız metal oksitlerin basma, gerilme, eğilme dirençleri (Tablo1) ve sertlikleri PMMA'tan daha yüksektir. Zirkonyum dioksit ilave edilen grubun en yüksek değeri vermesi ($1,6638 \text{ MPa/m}^{1/2}$) zirkonyum dioksitin diğer güçlendiricilerden daha yüksek gerilme direnci ve daha küçük tanecik boyuna sahip olmasıyla açıklanabilir. Daha küçük tanecik boyutu polimer matriks arasındaki

boşlukları daha iyi doldurmasına, yüksek gerilim direnci de kırığın ilerlemesini zorlaştırmasına neden olmuş olabilir.

Kimyasal olarak polimerize olan rezin ile oluşturulan örneklerde metal oksit ilavesinin çarpma dayanıklılığının aksine kırılma direncinde yükselmeye neden olmasını uygulanan test yöntemleri arasındaki farklılıklara bağlamak düşünülebilir. Çarpma dayanıklılığı testi serbest düşüş yapan test cihazının aktif ucunun örneğe ani bir şekilde çarpması ile oluşmaktadır. Kırılma direncinde kullandığımız test cihazı ise belli bir kuvveti nispeten daha yavaş bir hızla uygular (5mm/dk). Kuvvetin daha yavaş bir hızla uygulanması, kuvvetin yönünün materyalin iç yapısı tarafından değiştirilmesine ani bir çarpmadakinden daha çok izin verir. Zira iki farklı mekanik testte değişik sonuçların alınması, test yöntemleri arasındaki farklılıklardan kaynaklanabilir. Dolayısıyla kuvvetin daha yavaş bir hızla uygulandığı kırılma tokluğu testinde, kırılma çizgisi kompozit yapı içindeki polimerden daha iyi mekanik özelliklere sahip metal oksit moleküllerine denk gelmiş, bu durumda materyalin kırılma tokluğunu arttırmış olabilir. Koumjian⁹⁸ materyalin kırılma direncinin transvers direnç değeriyle direk ilişkide olduğunu bildirmişlerdir. Zuccari ve arkadaşları^{66,67} ve Panyayong ve arkadaşları⁶⁸ kimyasal bağlantı ajanıyla kaplanmış metal oksit ilavesinin kompozit yapının transvers direncini iyileştirdiğini bildirmişlerdir.

Sonuç olarak, PMMA'a metaloksitleri ilave edilerek yapılan güçlendirme işlemleri dikkate değer sonuçlar verebilir. Özellikle zirkonyum dioksit ilavesi ısı ile polimerize olan rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerinde önemli iyileştirmelere yol açabilir. Ancak başta biyolojik uyumluluğu olmak üzere farklı yönlerden de araştırmaların yapılması uygun olacaktır..

SONUÇLAR

Akrilik kaide rezinlerinin, bağlantı ajanıyla kaplanmış farklı tipte metal oksitle güçlendirmenin bazı fiziksel ve mekanik özellikleri üzerine etkisini araştırdığımız çalışmanın sonuçları aşağıdaki şekilde sıralanmıştır.

1. Metal oksit ilavesi ısıyla polimerize olan PMMA'nın su emilimini ve çözünürlüğünü azaltmakta, kimyasal olarak polimerize olan PMMA'nın su emilimini ve çözünürlüğünü arttırmaktadır.

2. Metal oksit ilavesi ısıyla polimerize olan PMMA'nın çarpma dayanıklılığını arttırmakta, kimyasal olarak polimerize olan PMMA'nın çarpma dayanıklılığını ise azaltmaktadır. Metal oksit ilavesi her iki tipte PMMA'nın kırılma tokluğunu arttırmaktadır.

3. Metal oksit ilavesi ısıyla polimerize olan PMMA ile daha uyumlu bir yapı oluşturmaktadır.

4. Değişik tipte metal oksitlerden en uyumlu kompozit yapıyı % 2 zirkonyum dioksit ilavesi oluşturmaktadır.

ÖZET

FARKLI METALOKSİT İLAVE EDİLMİŞ POLİ(METİLMETAKRİLAT)’IN BAZI FİZİKSEL VE MEKANİK ÖZELLİKLERİNDEKİ DEĞİŞİMLERİN İNCELENMESİ.

Bu çalışmada bağlantı ajanı uygulanmış metal oksit tanecikleri ile güçlendirilmiş iki tür akrilik rezinin bazı fiziksel ve mekanik özelliklerindeki değişimler değerlendirildi.

Çalışmada ısı ile ve kimyasal olarak polimerize olan akrilik rezin ve %2 zirkonyum dioksit, %2 alüminyum oksit, %2 titanyum dioksit ve %1 titanyum dioksit+%1 zirkonyum dioksit karışımı kullanıldı. Fiziksel özelliklerin değerlendirilmesinde; su emilimi ve çözünürlük, mekanik özelliklerin değerlendirilmesinde ise; kırılma tokluğu ve çarpma dayanıklılığı testleri yapıldı. Sonuçlar istatistiksel olarak değerlendirildi.

Isı ile polimerize olan rezinde metal oksit güçlendirmesinin su emilimi ve çözünürlük değerlerini azalttığı, kırılma ve çarpma dayanıklılığı değerlerini arttırdığı görüldü. Kimyasal olarak polimerize olan rezinde metal oksit güçlendirmesinin su emilimi, çözünürlük ve kırılma tokluğunu arttırdığı, çarpma dayanıklılığını azalttığı gözlemlendi.

Metal oksit tanecikleriyle güçlendirme işleminin polimetilmetakrilatın bazı fiziksel ve mekanik özelliklerini iyileştirdiği gözlemlendi.

Anahtar kelimeler: poli(metil metakrilat), metal oksit, su emilimi, çözünürlük, çarpma dayanıklılığı, kırılma tokluğu

SUMMARY

THE INVESTIGATION OF CHANGES IN SOME PHYSICAL AND MECHANICAL PROPERTIES OF DIFFERENT METAL OXIDES ADDED IN POLY(METHYLMETHACRYLATE)

In this study, the changes in some physical and mechanical characteristics of two types of acrylic resins which were reinforced with metal primer treated metal oxides were evaluated.

In the present study, the heat polymerized, and chemically polymerized acrylic resin, and %2 zirconium dioxide, %2 aluminium oxide, %2 titanium dioxide and %1 titanium dioxide + %1zirconium dioxide mixture were used. In assessing the changes with respect to physical characteristics; the water sorption and solubility tests, for the evaluation of the mechanical characteristics; the impact strength and the fracture toughness tests were processed. Results were evaluated by statistical analyses.

In heat polymerized acrylic resin reinforced with metal oxides, water sorption and solubility values were decreased, and the impact strength and the fracture toughness values were increased. In chemically polymerized acrylic resin reinforced with metal oxides, water sorption, solubility, and fracture toughness were increased and the impact strength values were decreased.

It is observed that the process of reinforcing with metal oxide particles, improved some physical and mechanical properties of poly(methyl methacrylate).

Key words: poly(methyl methacrylate), metal oxide, water sorption, solubility, impact strength, fracture toughness

KAYNAKLAR

1. ÇALIKKOCAOĞLU, S.: Tam Protezler 2. cilt, 3. baskı, Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği Yayınları, İstanbul, (1998)
2. ÖZDEMİR, A.K.: Hareketli Protezler (Kliniğe Hazırlık), 1. baskı, Cumhuriyet Üniversitesi Yayınları Önder Matbaası, Sivas, (2002)
3. CRAIG, R.G., PEYTON, F.A.: Restorative Dental Materials, 9th ed., The C.V. Mosby Comp. St. Louis, (1993)
4. ZAIMOĞLU, A., CAN, G., ERSOY, E., AKSU, L.: Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi, 1. baskı, A.Ü., Ankara, (1993)
5. VAN NOORT, R.: Dental Materials Properties and Manipulation, 4th ed., Mosby, St. Louis (1994)
6. O'BRIEN, W.J.: Dental Materials: Properties and Selection, 1st ed., Quintessence Publishing Co. Inc., Chicago, (1989)
7. POLAT, T.: Değişik Oran ve Uzunlukta Cam Fiber Eklenen Akrilik Kaide Plağının Fiziksel ve Mekanik Özelliklerindeki Değişimin Araştırılması, Doktora Tezi, T.C. Cumhuriyet Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı (2002)
8. ISO: Dentistry-Denture Base Polymers, ISO 1567:1999 (1999)
9. ZARB, G.A.: Prosthodontic Treatment For Edentulous Patients: Complete Dentures and Implant-Supported Prostheses, 12th edition, Mosby, St. Louis (2004)
10. MCCABE, J.F.: Applied Dental Materials, 7th edition, Mass Publishing Co., London, (1994)
11. WINKLER, S.: Denture Base Resins, Dent. Clin. North. Am., 28:2, 287-297, (1981)
12. STEVANS, M.P.: Polymer Chemistry, 2th ed., Oxford Uni. Press, Newyork, (1990)
13. DONAVAN, T.E., HURST, R.G., CAMPAGNI, W.V.: Physcal Properties of Acrylic Resin Polymerized by Four Different Techniques, J. Prosthet. Dent., 54:4, 522-524 (1985)

14. PHILLIPS, R.W.: Skinner's Science of Dental Materials 9th ed., W.B. Saunders Co.,(1991)
15. ANDERSON,J.N.: Applied Dental Materials, 5th ed., Black Well Scientific Publications, London,(1976)
16. SARAÇ,Ş.,SARAÇ,D.,GÜLER,A.U.: Farklı Polimerizasyon Yöntemlerinin Kaide Akriliğinin Transvers Dayanıklılığı Üzerindeki Etkilerinin İncelenmesi, Atatürk Ü. Dişhek. Fak. Der.,11,13-16,(2001)
17. EWOLDSEN,N.O., SHERIDAN,F.J.,KOKA,S.: Microwave Pressure Chamber Processing of a Denture Repair Polymer, J. Prosthodont.,6,221-224,(1997)
18. PHONEIX,R.D.: Introduction of a Denture Injection System for Use With Microwaveable Acrylic Resins, J. Prosthodont.,6,286-291,(1997)
19. BLAGOJEVIC,V.,MURPHY,V.M.: Microwave Polymerization of Denture Base Materials. A coMParative study, J.Oral Rehabil.,26,804-808,(1999)
20. NALBANT,L.,BURGAZ,Y.: Enjeksiyon Sistemi ve Konvansiyonel Mufla Tekniği ile Hazırlanan Protez Kaide Materyalinin Su Emme ve Çözünürlük Oranlarının Değerlendirilmesi, A.Ü. Diş Hek. Fak. Der.,17:3,333-337,(1990)
21. KARAAĞAÇLIOĞLU,L., KALIPÇILAR,B., HASANREİSOĞLU,U.: Oda Isısında Polimerize Olan Enjeksiyon Akriliklerinin Su Emilimi Çözünürlük ve Yüzey Özelliklerinin Değerlendirilmesi, A.Ü.Dişhek.Fak.Der., 15:1,59-63,(1988)
22. LEFEBURE,C.A.,SCHUSTER,G.S.: Biocompatibility of Visible Light-Cured Resin Systems in Prosthodontics, J.Biomed.Mater.Res.,21,1065-1080,(1987)
23. MIETTINEN,V.M., NARVA,K.K., VALLITU,P.K.: Water Sorption, Solubility and Effect of Post-Curing of Glass Fiber Reinforced Polymers, Biomaterials,20,1187-1194,(1999)
24. MIETTINEN,V.M.,VALLITU,P.K.: Water Sorption and Solubility of Glass Fiber-Reinforced Denture Poly(methyl methacrylate) Resin,J.Prosthet.Dent.,76,531-534,(1996)

25. KARACAER,Ö.,DARENDELİLER YAMAN,S.,GÜL DEĞİM,Z.: Kompozit Rezın Materyallerın Su Emilimi ve Çözünürlüğü, Atatürk Ü. Dişhek.Fak.Der. 11(3),7-10,(2001)
26. ARIMA,T.,MURATA,H.,HAMADA,T.: The Effects of Cross-Linking Agents on The Water Sorption and Solubility Characteristics of Denture Base Resin,J.Oral Rehabil.,23,476-480,(1996)
27. VALLITU,P.K.: Effect of 180- Week Water Storage on the Flexural Properties of E-Glass and Silica Fiber Acrylic Resin Composite, Int.J.Prosthodont., 13,334-349,(2000)
28. ÇAL,N.E.: Cam Fiberle Güçlendirilmiş Isıyla Sertleşen Akrilik Rezının Boyutsal Değişikliğinin İncelenmesi, Doktora Tezi, H.Ü.Sağlık Bilimleri, Ankara, (1997)
29. POLAT,T.,KARACAER,O.,TEZVERGİL,A.: Water Sorption, Solubility and Dimensional Changes of Denture Base Polymers Reinforced with Short Glass Fibers, J. Biomater Appl., 17,321-335,(2003)
30. GARFUNKEL,E.: Evaluation of Dimensional Changes in Complete Dentures Processed by Injection-Pressing and the Pack-and-Press Technique, J. Prosthet.Dent.,50,757-761,(1983)
31. KALIPÇILAR,B.,KARAAĞAÇLIOĞLU,L.,HASANREİSOĞLU,U.,DENLİ,N.: Protezlerde Kullanılan Farklı İki Kaide Materyalinin Boyutsal Stabilité Açısından Değerlendirilmesi, G.Ü. Dişhek. Fak.Der., 6,171-187,(1989)
32. VALLITU,P.K.: Dimensional Accuracy and Stability of Poly(methyl methacrylate) Reinforced with Metal Wire or with Continuous Glass Fiber,J. Prosthet. Dent., 75:617-621,(1996)
33. NİGİZ, R., ZENGİNGÜL, A.İ., GÜZEL, K.G., SARIBAŞ, M.: Tam Protez Kırıklarının Klinik Olarak Değerlendirilmesi, D.Ü.Dişhek Fak. Der, 7,23-26,(1996)
34. GUTTERIDGE,D.L.: The effect of including ultra-high-modulus polyethylene fibre on the impact strength of acrylic resin. Br. Dent. J.164,6:177-80,(1988)

35. HAMZA,T.A., RORENSTIEL,S.F., MOHAMED, M.E., RABAB, M.I.: The Effect of Fiber Reinforcement on the Fracture Toughness and Flexural Strength of Provisional Restorative Resins, J. Prosthet. Dent., 91, 258-264,(2004)
36. HARGREAVES,A.S.: The Prevalance of Fractured Dentures. A Survey, Br.Dent.J.,10,451-455,(1979)
37. STIPHO,H.D.: Repair of Acrylic Resin Denture Base Reinforced with Glass Fiber, J. Prosthet Dent.,80,546-550,(1998)
38. ALADAĞ,L.İ.,YILMAZ,A.: Fiber ile Güçlendirilmiş Kompozit Rezin ve Geleneksel Tamir Materyaliyle Tamir Edilen Akrilik Rezinlerin Dirençlerinin İncelenmesi, Atatürk Ü. Dişhek.Fak.Der.,11(2),8-13,(2001)
39. DARBAR,U.R., HUGGETT,R. ,HARRISON,A. Denture Fracture - a Survey,Br.Dent.J., 176,342-345(1994)
40. DeBOER,J.,VERMILYEA,S.G.,BRADY,R.E.: The Effect of Carbon Fiber Orientation on the Fatigue Resistance and Ending Properties of Two Denture Resins, J. Prosthet. Dent., 51(1),119-121,(1984)
41. JAGGER,D.G., HARRISON,A.,JANDT,K.D.: The Reinforcement of Dentures J.Oral Rehabil.,26,185-194,(1999)
42. RADFORD,R.A.: Further Development and Evaluation of High Impact Strength Base Materials, J.Dent.,18,15157,(1990)
43. STAFFORD,G.D., HUGGETT,R., MACGREGOR,A.R.,: The Use of Nylon as a Denture Base Material, J. Dent. 14, 18-22,(1986)
44. STAFFORD,G.D.,BATES,J.F., HUGGETT,R.: A Rewiev of the Properties of Some Denture Base Polypers, J. Dent.,8,292-306,(1980)
45. YAZDANIE,N.,MAHOOD,M.: Carbon Fiber Acrylic Resin Composite: An Investigation Transverse Strength,J. Prosthet. Dent., 54,543-547,(1985)
46. SOLNIT,G.S.: The Effect of Methyl Methacrylate Reinforcement With Silane – Treated and Untreated Glass Fibers, J. Prosthet. Dent,66,310-314,(1991)

47. VALLITTU,P.K.: The Effect of Void Space and Polymerization Time on Transverse Strength of Acrylic-Glass Fiber Composite, J. Oral Rehabil., 22,257-261,(1995)
48. XANTHOS,M.:Functional Fillers for Plastics,WILEY-VCH Verlag GmbH&CoKGaA (2005)
49. SEHAJPAL,S.B.,SOOD,V.K.: Effect of Fillers on Some Physical Properties of Acrylic Resin, J. Prosthet. Dent., 61,746-751,(1989)
50. BLATTERFEIN,L., PAYNE,S.H.: Bond Strength of 4-META Acrylic Resin Denture Base to Cobalt Chromium Alloy, J. Prosthet. Dent., 60,570-576,(1998)
51. TÜRKÖZ,Y., KARAAĞAÇLIOĞLU,L., BİLİR,Ö.G.: Muhtelif Protetik Kuvvetlendiricilerin Akriliklerde Yorulma Özellikleri Üzerindeki Etkileri,A.Ü.Dişhek.Fak.Der.,16,7-11,(1989)
52. BOWMAN,A.J., MANLEY,T.R.: The Elimination of Breakages in Upper Dentures by Reinforcement with Carbon Fibre. Br. Dent. J.,156,87-89,(1984)
53. LADIZESKY,N.H., CHOW,T.W., CHENG,Y.Y.: Denture Base Reinforcement Using Woven Polyethylene Fiber, Int.J.Prostodont., 7,307-314,(1994)
54. VALLITTU P.K., LASSILA,V.D.: Reinforcement of Acrylic Resin Denture Base Material with Metal or Fibre Strengtheners, J. Oral Rehabil., 19,225-230,(1992)
55. KARACAER,Ö.,DOĞAN,O.M.,TİNÇER,T.,DOĞAN,A.: Reinforcement of Maxillary Dentures with Silane-Treated Ultra High Modulus Polyethylene fibers, J.Oral Sci.,43,103-107,(2001)
56. KARACAER,Ö., DOĞAN,A., GÜRBÜZ,R.: Polietilen ve Karbon Fiberle ile Desteklenmiş Akrilik Rezinlerin Kırılmaya Karşı Dirençleri, G.Ü.Dişhek.Fak.Der.,12,69-74,(1995)
57. LADIZESKY,H.,CHOW,W.: Reinforcement of Complete Denture Bases with Continious High Performance Polyethylene Fibres, J. Prosthet. Dent., 68,934-941,(1992)
58. BRADEN, M., DAVY, K.W.M., PARKER, J., LADIZESKY, N.H., WARD, I.M.: Denture Base Poly(methylmethacrylate) Reinforced with Ultra-High Modulus Polyethylene Fibres. Br. Dent. J.,164,106-113,(1988)

59. MAREI,M.K.: Reinforcement of Denture Base Resin with Glass Fillers, J. Prosthodont., 8,18-26,(1999)
60. VALLITTU, P.K.: Comparison of Two Different Silane Compounds Used for Improving Adhesion Between Fibres and Acrylic Denture Base Material, J. Oral Rehabil., 20,533-539,(1993)
61. VALLITTU,P.K.: Glass Fiber Reinforcement in Repaired Acrylic Resin Removable Dentures. Preliminary Results of a Clinical Study, Quintessence. Int.,28,39-44,(1997)
62. KANIE,T., FUJII,K., ARIKAWA,H., INOUE,K.: Flexural Properties and Impact Strength of Denture Base Polymer Reinforced with Woven Glass Fibers, Dent. Mater., 16,150-158,(2000)
63. VALLITTU,P.K., ALAKUIJALA,P., LASSILA, V.P., LAPPALAINEN,R.: In Vitro Fatigue Fracture of an Acrylic Resin- Based Partial Denture: An Exploratory Study, J. Prosthet. Dent.,72,289-295,(1994)
64. VALLITTU,P.K., LASSILA,V.P., LAPPALAINEN,R.: Transverse Strength and Fatigues of Denture Acrylic-Glass Fiber Composite, Dent. Mater.,10,116-121,(1994)
65. VALLITTU, P.K., NARVA,K.: Impact Strength of a Modified Continious Glass Fiber-Poly(methylmethacrylate), Int.J.Prosthodont.,10,142-148,(1997)
66. ZUCCARI,A.G.,OSHIDA,Y.,MOORE,B.K.: Reinforcement of Acrylic Resins for Provisional Fixed Restorations, Part1: Mechanical Properties, Bio-Med. Mater. Eng., 7,327-343,(1997)
67. ZUCCARI,A.G., OSHIDA,Y., MIYAZAKI,M., FUKUISHI,K., ONOSE,H., MOORE,B.K.: Reinforcement of Acrylic Resins for Provisional Fixed Restorations, Part 2: Changes in Mechanical Properties as a Function of Time and Physical Properties, Bio-Med. Mater. Eng.,7,345-355,(1997)
68. PANYAYONG,W., OSHIDA,Y., ANDRES,C.J., BARCO,T.M., BROWN, D.T., HOVIJITRA,S.: Reinforcement of Acrylic Resins for Provisional Fixed Restorations. Part 3: Effects of Addition of Titania and Zirconia Mixtures on Some Mechanical and Physical Properties, Bio-Med. Mater. Eng., 12,353-366,(2002)

69. YOSHIDA,K.,GREENER,E.H.: Effects of Coupling Agents on Mechanical Properties of Metal-Oxide Poly-Methacrylate Composites, J. Dent., 22,57-62,(1994)
70. KORKMAZ,T., DOĞAN,A., USANMAZ,A.: Dynamic Mechanical Analysis of Provisional Resin Materials Reinforced by Metal Oxides, Bio-Med. Mater. Eng.,15,179-188,(2005)
71. American National Standard /American Dental Association: Specification No: 12. Denture Base Polymers, Council on Scientific Affairs American Dental Association, Chicago, USA, (1999)
72. British Standard 2782,Part3, Method 359(1984). BS 2782 Determination of Charpy Impact Strength of Rigid Materials. London,UK: British Standards Institution.
73. Standardized test method for plane-strain fracture toughness of metallic materials.ASTM E 399-83. West Conshohocken (PA):ASTM International;(1983)
74. CHOW,W., CHENG,Y., LADIZESKY,H.: Polyethylene Fibre Reinforced Poly(methylmethacrylate) Water Sorption and Dimensional Changes During Immersion , J. Dent., 21,367-372,(1993).
75. RUFFINO,A.R.: Effect of Steel Strengtheners on Fracture Resistance of Acrylic Resin Complete Denture Base, J.Prosthet.Dent. 54,75–78,(1985)
76. KAWANO,F., MIYAMOTO,M., TADA,N.: Reinforcement of Acrylic Resin Denture Base With Ni-Cr Alloy Plate, Int. J. Prosthodont. 3,484–488,(1990)
77. CHEN,S.Y., LIANG,W.M., YEN,P.S.: Reinforcement of Acrylic Denture Base Resin by Incorporation of Various Fibers, J.Biomed.Mater.Res., 58,203-208,(2001)
78. KİM,D., SEGHI,D.R., SISTASON, S.A.: Synthetic Fluormica as a Reinforcing Filler in Dental Composite Resins,J.Dent.Res. 75,356–361,(1996)
79. KAWANABE,K., TAMURA,J., YAMAMURO,T.: A New Bioactive Bone Cement Consisting of BIS-GMA Resin and Bioactive Glass Powder,J.Appl. Biomater. ,4,135–141,(1993)

80. TAMURA,J.: Mechanical and Biological Properties of Two Types of Bioactives Bond Cement Containing $\text{MgO-SiO}_2\text{-P}_2\text{O}_5\text{-CaF}_2$ Glass-Ceramic Powder, J. Biomed. Mat.Res.,30,85-94,(1996)
81. TEZVERGİL,A.: Farklı Yönlere ve Yapıdaki Cam Fiber ile Güçlendirilen Kompozit Materyallerin Mine ve Dentin Bağlantılarının Değerlendirilmesi, Doktora Tezi, G.Ü.Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, (2004)
82. VALLITTU,P.K.: Curing of a Silane Coupling Agents and Its Effect on the Transverse Strength of Outopolymerizing Poly(methymethacrylate)-Glass Fiber Composite J. Oral Rehabil.,24,124-130,(1997)
83. TANER,B.,DOGAN,A.,TINCER,T.,AKINAY,A.E.: A study on impact and tensile strength of acrylic resin filled with short ultra-high molecular weight polyethylene fibers.J.OralSci.1999Mar;41(1):15-8.
84. SCHRICKER,S.R.,HAMZA,T.,JERE,D.: Effect of Methacrylated Hyperbranched Polymers on the Fracture Properties of Denture Base Materials, Part A: Pure and Applied Chemistry, J.Macromolecular Sci. 43:205–212,(2006)
85. ZAPPINİ,G.,KAMMANN,A.,WACHTER,W.: CoMParison of Fracture Tests of Denture Base Materials, J.Prosthet.Dent.90,578-585,(2003)
86. ROBINSON J.G., MCCABE ,J.F.: IMPact Strength of Acrylic Resin Denture Base Materials with Surface Defects, Dent. Mater., 9, 355-360,(1993)
87. SUNG-HUN KİM, WATTS,D.: The Effect of Reinforcement With Woven E-Glass Fibers on the IMPact Strength of Complete Dentures Fabricated with High-Impact Acrylic Resin, J.Prosthet.Dent.91,274-80,(2004)
88. JAGGER,D.C.,JAGGER,R.G.,ALLEN,S.M.,HARRISON,A.: An Investigation into the Transverse and IMPact Strength of High Strength Denture Base Acrylic Resins,J.Oral Rehabil. 29,263–267,(2002)
89. MENG,R.T., LATTA,A.: Physical Properties of Four Acrylic Denture Base Resins,J.Contemp.Dent.Pract,(6)4,93-100,(2005)

90. CAYCIK,S.,JAGGER,R.G.: The Effect of Cross-Linking Chain Length on Mechanical Properties of a Dough-Molded Poly(methymethacrylate) Resin,Dent.Mater.8,153-157,(1992)
91. YEN,T.W.,COLLARD,M.S.,KING,E.G.:The Effects of Hollow Microsphere Fillers on Density and Impact Strength of Denture Base Resins,J.Prosthet.Dent.,65:147-152(1991)
92. HARRISON,A.,CARLOS,N.B.:The Effect of Untreated UHMWPE Beads on Some Properties of Acrylic Resin Denture Base Material,J.Dent.25,59-64,(1997)
93. GEGAUFF,A.G., PRYOR,H.G.: Fracture Toughness of Provisional Resins for Fixed Prosthodontics,J.Prosthet.Dent,58,23-29,(1987)
94. GEGAUFF,A.G., WILKERSON,B.: The Effect of Fiber Reinforcement on the Fracture Toughness and Flexural Strength of Provisional Restorative Resins. J Prosthet Dent, 91,258-264(2004).
95. MURPHY,A.C.,HILL,R.G.: Fracture Toughness of Tooth Acrylics, J.Mater.Sci.,14,1011-1015,(2003)
96. XU,H.H.K.,QUINN,J.B., DOUGLAS,T.: Effects of Differents Whiskers on the Reinforcement of Dental Resin Composites, Dent. Mater.,19,359-367(2003)
97. FRANKLIN,P., WOOD, J.D., BUBB, N.L.: Reinforcement of Poly(methyl methacrylate) Denture Base with Glass Flake, Dent. Mater.,21,365-370,(2005)
98. KOUMJIAN,H.J.: Evaluation of Fracture Resistance of Resins Used for Provisionals Restorations, J.Prosthet.Dent.64,654-658,(1990)

ÖZGEÇMİŞ

1978 yılında İzmir'in Çeşme ilçesinde dünyaya geldim. İlk ve orta öğrenimimi Çeşme'de tamamladıktan sonra, 1994 yılında Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde mesleki eğitime başladım. 1999 yılında mezun olduktan sonra 2000 yılında aynı eğitim kurumunun Protetik Diş Tedavisi ABD'nda doktora çalışmalarına başladım. Halen aynı Ana Bilim Dalında araştırma görevlisi olarak çalışmaktayım.

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimime başladığım günden, tez çalışmalarımın bitimine kadar tüm desteğini ve özverisini benden esirgemeyen değerli hocam Doç.Dr.Turan KORKMAZ' a ve anabilimdalı başkanımız sayın Prof.Dr.Cihan Akçaboy'a en samimi duygularıyla teşekkürü bir borç bilirim.