

60677

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**KAİDE PLAĞI YAPIMINDA KULLANILAN ALIŞILMIŞ VE
GÜÇLENDİRİLMİŞ DEĞİŞİK AKRİLLER İLE DOKUNMUŞ
FORMDA FARKLI LİFLER YERLEŞTİRİLMİŞ AKRİLLERİN
KIRILMAYA DİRENÇLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

Gülay Varlı UZUN

T 60677

Hacettepe Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetmeliğinin
Protez Programı İçin Önerdiği
DOKTORA TEZİ
Olarak Hazırlanmıştır.

TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Nur HERSEK

T.C. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU
DOKÜMANTASYON MERKEZİ

Ankara 1997

18.2.1997

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne,

Bu çalışma jürimiz tarafından Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Protez Programında Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Nur Hersek



Üye : Prof.Dr. Erdal Şahin



Üye : Prof.Dr. Oktay Kural



Üye : Prof.Dr. Teoman Tinçer

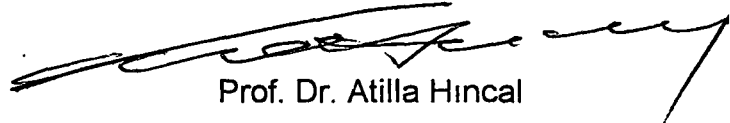


Üye : Prof.Dr. Saime Şahin



ONAY :

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu'nun kararıyla kabul edilmiştir.



Prof. Dr. Atilla Hıncal

Enstitü Müdürü

ÖZET

Dişhekimliğinin bütün dallarında poli(metilmetakrilat) esaslı akrilik rezinler sıklıkla kullanılmaktadır. Özellikle hareketli protezlerde, kaide plağı yapımında çok geniş kullanıma sahiptirler. Protez kaide materyallerindeki tüm gelişmelere rağmen, hareketli protezlerde kaide plağının kolay kırılması, günümüz dişhekimliğinde hala önemli bir sorundur. Çalışmamızda QC 20, Meliodent ve Trevalon marka alışımlı akril, Trevalon Hi ve Lucitone 199 marka güçlendirilmiş akril, SR Ivocap marka güçlendirilmiş enjeksiyon akriliği ve dokunmuş formda cam, karbon, kevlar ve polietilen lifleriyle desteklenmiş akrilik rezin örneklerin çarpma dayanıklılığı, transvers dayanıklılık, defleksiyon ve elastisite modülü açısından karşılaştırması amaçlanmış ve bu amaçla iki tip test uygulanmıştır.

Çarpma dayanıklılığı testinde en yüksek değer polietilen lifi içeren örneklerden, en düşük değerler Trevalon ve QC 20 örneklerinden alınmıştır. İstatistiksel değerlendirme yapıldığında, Trevalon - QC 20 hariç bütün grupların birbirleriyle farkları önemli bulunmuştur.

Transvers dayanıklılık, üç nokta eğilme testi ile incelenmiş, en yüksek değer SR Ivocap rezinden, en düşük değer polietilen lifi içeren örneklerden elde edilmiştir. Lifsiz grupta, gruplar arası fark istatistiksel açıdan önemsiz bulunurken, lifli grupta sadece ince kevlar ve polietilen içeren örnekler arasındaki fark önemli bulunmuştur. Aynı testte, en yüksek defleksiyon SR Ivocap rezinden, en düşük defleksiyon polietilen içeren örneklerden elde edilirken, elastisite modülü, polietilen içeren örneklerde en yüksek, karbon içeren örneklerde en düşük bulunmuştur.

Sonuç olarak, çarpma dayanıklılığını artırmak için polietilen ve cam lifleri önerilirken, protezlerin ağız içinde kırılmasına neden olacak faktörlerin varlığında SR Ivocap, Trevalon Hi, Lucitone 199 gibi güçlendirilmiş akrillerin kullanılması önerilmektedir.

Anahtar kelimeler: Akrilik rezin, protez kaidesi, güçlendirme, cam, karbon, kevlar ve polietilen lifleri.

ABSTRACT

Poly(methylmethacrylate) based acrylic resins are being used widely in all branches of dentistry. They have a wide range of usage in the fabrication of base plates especially in removable dentures. Despite all developments in denture base materials, the fracture problem of denture base plates in removable dentures is still an important problem in today's dentistry. In our study, QC 20, Meliodent, and Trevalon brand acrylic resins, Trevalon Hi, and Lucitone 199 brand strengthened acrylic resins, SR Ivocap brand injection molding acrylic resin and strengthened acrylic resin samples with glass, carbon, kevlar, and polyethylene fibers in woven form were compared to each other according to their impact strength, transverse strength, deflection, and elasticity modulus values.

According to impact strength test results the highest values were evaluated from samples strengthened with polyethylene and the lowest values from Trevalon and QC 20 acrylic resin samples. All values, when compared with each other were found to be significant except from Trevalon and QC 20.

Transverse strengths were assessed with three point bending tests, the highest values were evaluated from SR Ivocap resin, the lowest values were evaluated from the samples strengthened with polyethylene fibers. In the group without fibers i.e. conventional acrylic resins, the difference between groups were found to be statistically insignificant. In the group strengthened with fibers only the difference between samples strengthened with thin kevlar and polyethylene were found to be significant. With the same test the highest deflection values were assessed from SR Ivocap resin and the lowest deflection values were with the polyethylene strengthened samples.

Modulus of elasticity was found to be highest at the samples containing polyethylene fibers and was found to be lowest with the samples containing carbon fibers.

As a conclusion it can be said that to increase the impact strength, it can be recommended to reinforce the acrylic resin with polyethylene and

glass fibers. In the presence of factors causing the fracture of dentures in the mouth, high impact acrylic resins such as SR Ivocap, Trevalon Hi, Lucitone 199 can be recommended.

Key words: Acrylic resin, denture base, reinforcement, glass, carbon, kevlar, and polyethylene fibers.



TEŞEKKÜR

Yazar, bu çalışmanın gerçekleşmesine katkılarından dolayı, aşağıda adı geçen kişi ve kuruluşlara içtenlikle teşekkür eder.

Sayın Prof.Dr. Teoman Tinçer, tez çalışmasının gerçekleşmesi için gerekli ortamı sağlamıştır.

Sayın Prof.Dr. Ata Ümit Aksoy, çalışmanın istatistiksel olarak planlanmasını yönlendirmiştir.

Türkiye Bilimsel ve Teknik Araştırma Kurumu Araştırma Alt Yapısını Destekleme Programı tarafından araştırma için gerekli maddi olanaklar sağlanmıştır.

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Araştırma Fonu tarafından desteklenmiştir.

İÇİNDEKİLER

	SAYFA
ÖZET.....	II
ABSTRACT.....	III
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER DİZİNİ.....	VI
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	VII
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	VIII
RESİMLER DİZİNİ.....	IX
GİRİŞ ve AMAÇ.....	1
GENEL BİLGİLER.....	3
GEREÇ ve YÖNTEM.....	61
BULGULAR.....	77
TARTIŞMA.....	103
SONUÇLAR.....	113
KAYNAKLAR.....	115
ÖZGEÇMİŞ.....	127

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil	Sayfa
2.1. Gerilme tipleri	32
2.2. Bir çubuğa üç nokta yükleme testi uygulanınca oluşan karmaşık gerilimler	32
2.3. Transvers dayanıklılık test aletinin şematik şekli	33
2.4. Lif yerleştirilmiş bir protezin şematik şekli	45
3.1. Test örneğinin ve çentik açılmış örneğin şematik şekli	74
4.1. Lifsiz örneklerin çarpma dayanıklılığı değerlerinin grafiksel görünümü	80
4.2. Lifli örneklerin ve kontrol grubunun çarpma dayanıklılığı değerlerinin grafiksel görünümü	80
4.3. Lifsiz örneklerin transvers dayanıklılık değerlerinin grafiksel görünümü	85
4.4. Lifli örneklerin transvers dayanıklılık değerlerinin grafiksel görünümü	85
4.5. Lifsiz örneklerin defleksiyon değerlerinin grafiksel görünümü	90
4.6. Lifli örneklerin ve kontrol grubunun defleksiyon değerlerinin grafiksel görünümü	90
4.7. Lifsiz örneklerin elastisite modülü değerlerinin grafiksel görünümü	95
4.8. Lifli örneklerin ve kontrol grubunun elastisite modülü değerlerinin grafiksel görünümü	95

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge	Sayfa
2.1. Protez akriliklerinin çeşitli özellikleri	27
3.1. Örneklerin gruplara göre dağılımı	62
4.1. Lifsiz örneklerin çarpma testi değerleri	78
4.2. Lifli örneklerin çarpma testi değerleri	79
4.3. Lifsiz örneklerin çarpma testi değerlerinin Mann-Whitney U testi ile analizi	81
4.4. Lifli örneklerin çarpma testi değerlerinin Mann-Whitney U testi ile analizi	81
4.5. Lifsiz örneklerin transvers dayanıklılık değerleri	83
4.6. Lifli örneklerin transvers dayanıklılık değerleri	84
4.7. Lifsiz örneklerin transvers dayanıklılık değerlerinin Mann-Whitney U testi ile analizi	86
4.8. Lifli örneklerin transvers dayanıklılık değerlerinin Mann-Whitney U testi ile analizi	86
4.9. Lifsiz örneklerin defleksiyon değerleri	88
4.10. Lifli örneklerin defleksiyon değerleri	89
4.11. Lifsiz örneklerin defleksiyon değerlerinin Mann-Whitney U testi ile analizi	91
4.12. Lifli örneklerin defleksiyon değerlerinin Mann-Whitney U testi ile analizi	91
4.13. Lifsiz örneklerin elastisite modülü değerleri	93
4.14. Lifli örneklerin elastisite modülü değerleri	94
4.15. Lifsiz örneklerin elastisite modülü değerlerinin Mann-Whitney U testi ile analizi	96
4.16. Lifli örneklerin elastisite modülü değerlerinin Mann-Whitney U testi ile analizi	96

RESİMLER DİZİNİ

Resim	Sayfa
3.1 Akril örneklerin hazırlandığı teflon kalıp	64
3.2. Akrillerin kalıplanması ve polimerizasyonunda kullanılan hidrolik pres	64
3.3. QC 20 marka akrille hazırlanmış örnekler	68
3.4. Trevalon marka akrille hazırlanmış örnekler	68
3.5. Lucitone 199 marka güçlendirilmiş akrille hazırlanmış örnekler	69
3.6. Bir grup örnek bir arada	69
3.7. Polietilen lifi içeren örnekler	70
3.8. Lifli örneklerin yakından görünümü	70
3.9.SR Ivocap Enjeksiyon Sistemi	73
3.10.Enjeksiyon yöntemiyle hazırlanmış örnekler	73
3.11.Örnek genişliğini azaltmak için kullanılan freze aleti	74
3.12.Çarpma testi makinesi	75
3.13.Çarpma testinde kullanılan tüpler	75
4.1. QC 20 marka akrilik rezinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü	98
4.2. Meliodent marka akrilik rezinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü	98
4.3. Trevalon marka akrilik rezinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü	99
4.4. Trevalon Hi marka akrilik rezinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü	99
4.5. Lucitone 199 marka akrilik rezinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü	100
4.6. Cam lifi içeren örneğin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü	100
4.7. Karbon lifi içeren örneğin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü	101
4.8. Kevlar lifi içeren örneğin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü	101
4.9. Kevlar lifi - rezin bağlantısının x1500 büyütmede görüntüsü	102
4.10.Polietilen lifi içeren örneğin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü	102

GİRİŞ ve AMAÇ

Dişhekimliğinin bütün dallarında poli(metilmetakrilat) esaslı akrilik rezinler sıklıkla kullanılmaktadır. Özellikle hareketli protezlerde, kaide plağı yapımında çok geniş kullanıma sahiptirler. Birçok firma tarafından üretilen akrilik rezinlerin fiziksel ve kimyasal özelliklerinin bilinmesi, bir protezden beklenen fonksiyonel ve estetik başarının sağlanması yönünden çok önemlidir.

Protez kaide materyallerindeki tüm gelişmelere rağmen, hareketli protezlerde kaide plağının kolay kırılması, günümüz dişhekimliğinde hala önemli bir sorundur. Tamirler, ısıyla polimerize olan akrillerle yapıldığında laboratuvar işlemleri uzun sürmekte ve tekrar muflalanarak suda kaynatılan protezlerin kırılabilirliği artmaktadır. Ayrıca sıcak tamir, protezde değişikliklere neden olmaktadır, çünkü kaynatma işlemi sırasında eski rezin yumuşar. Bu değişiklik okluzyonda ve protezin oturmasında sorun yaratır(1). Otopolimerizan akrillerle tamir yapıldığında ise hem dayanıklılık hem de estetik tatmin edici düzeyde olamamaktadır.

Bugün için bir protezin maliyeti dikkate alınırsa ve toplumumuzda hareketli protez kullanım sıklığı düşünülürse, daha zor kırılan, daha dayanıklı protez yapma gerekliliği de ortaya çıkacaktır. Her ne kadar üretici firmalar tarafından önerilen laboratuvar yöntemleri varsa da, bunları değiştirerek fiziksel özellikleri daha değişik polimerler elde edilebileceği bir gerçektir.

Bu çalışmanın amacı, kullanmakta olduğumuz akrilik rezinler içine, dokunmuş formda cam, karbon, kevlar ve polietilen lifleri koyarak bunların çarpma ve transvers dayanıklılıklarını birbirleriyle, ayrıca firmalar tarafından üretilen, alışılmış ve kırılmaya direnci artırılmış -glendirilmış- akrillerle karşılaştırmaktır.

Bu amaçla, üç ayrı marka alışılmış akril, üç ayrı marka glendirilmış akril ve dokunmuş formda cam, karbon, kevlar ve polietilen liflerle desteklenmiş akrilik rezin örnekler çarpma ve transvers dayanıklılık yönünden karşılaştırılmıştır.



GENEL BİLGİLER

Tanım olarak sentetik rezinler, polimerler, metalik olmayan ve genellikle organik bileşiklerden sentetik olarak elde edilen ve çeşitli kalıplara dökülerek sertleştirilip günlük kullanıma uygun hale getirilen maddelerdir. Polimerler, giyimden inşaat malzemelerine, ev eşyalarından elektronik aletlere uzanan farklı alanlarda kullanılırlar.

Plastik terimi, genellikle polimerlerin ısı ile şekillendirilebilir türleri için kullanılır. Plastiğin değişik özellikleri, genelde moleküler yapısı, morfolojisi ve moleküler ağırlığı ile belirlenir. Bütün bu maddelerin ortak yönü, hepsinin polimer veya yüksek molekül ağırlıklı karmaşık moleküllerden oluşmasıdır.

Kimya bilimindeki yüksek polimerler konusu bilimin en ilginç alanlarından biridir. Dev moleküllerden oluşan bu maddelerin bulunması ve tarihsel gelişimi de oldukça ilginçtir; önceleri laboratuvarlarda organik reaksiyonlar sonucunda ortaya çıkan ve hiçbir işe yaramayan mumsu, yapışkan artıklar olarak değerlendirilen bu maddeler son 50-60 yıl içinde ilgi çekmeye başlayınca, polimer bilimi doğmuştur. Bunların dişhekimliği alanında yaptığı etkiler çok önemlidir (2,3).

1930'lardan önce porselen, vulkanit, selüloid, fenol formaldehit, vinil plastik gibi malzemeler protez kaidesi olarak kullanılmaktaydı. Bu malzemelerin hepsi, bir protez kaidesinde kesinlikle istenmeyen özelliklere sahiptir. Porselen kırılğan ve yapımı zor, vulkanit ürünler estetik olmayan ve kullanıldığında çok kısa sürede kirlenen özelliğe sahiptir. Selüloid malzemeler boyutsal olarak kararlı olmayan ve tadı hoş olmayan plastikleştiriciler içermektedir. Fenol formaldehit kaideler renksizdir, kullanım sonrası estetik olmayan bir hal almaktadır ve ısı ile sertleşen bir plastik olduğu için tamiri zordur.

Protez kaide materyallerinin tarihçesi (4):

M.Ö.	8.yüzyıl	18.yüzyıl	19.yüzyıl	20.yüzyıl
Altın	Tahta	Altınkaide(1757)	Vulkanit(1851)	Bakalit(1909)
Kemik		Porselen(1788)	Keoplastic(1856)	Paslanmaz çelik(1921)
Fildişi			Alüminyum(1866)	Kobalt krom(1930)
			Selüloid(1870)	Vinil rezin(1932)
				Akrilik rezin(1935)
				Polivinil akrilik(1939)
				Otopolimerizan akril(1947)
				Epoksi rezin(1950)
				Polistiren(1951)
				Naylon(1955)
				Radyoopak akril(1964)
				Polikarbonatlar(1967)
				Güçlendirilmiş akriller(1967)
				Polisulfon(1981)
				Işıkla sertleşen rezin(1985)
				Saf titanyum(1988)

1935 yılında Imperial Kimya Sanayi(ICI), ilk akrilik rezini "Kallodent" adıyla üretmiş ve polimerize çubuk şeklinde piyasaya sürülmüştür. Bu çubukların polimerizasyon probleminin üstesinden gelmek için, 1937 yılında granül (toz) formunda polimerize akrilik rezin, bir sıvı monomeri ile birlikte piyasaya sürülmüştür (5). 1946'da protez kaide materyallerinin %98 gibi büyük bir oranının metilmetakrilat polimerleri veya kopolimerlerinden yapıldığı kaydedilmiştir (6). Vulkanit, selüloit, bakalit ve diğer ürünler hızla piyasadan kalkmıştır.

Poli(metilmetakrilat)lar genellikle iyi estetik, kabul edilebilir boyutsal değişmezlik, düşük çözünürlük, az su emilimi ve kolay yapım tekniğine sahiptirler. Ancak hala yorgunluk ve çarpma başarısızlıkları nedeniyle olumsuz yönleri vardır. İlk piyasaya çıkışlarından bu yana üzerlerinde çok geniş kapsamlı çalışmalar yapılmış ve birçok önemli gelişmeler kaydedilmiştir.

Zaman içinde birçok akrilik rezin protez kaide materyali ve değişik polimerizasyon metodları geliştirilmesine rağmen, yine de ısı ile aktive olan tipteki akrilik rezinler ilk protez kaide rezinlerinin temelini oluşturur.

1946'dan beri plastik endüstrisindeki büyük gelişmeler yeni plastiklerin yani yüksek polimerlerin üretimini sağlamıştır. Akrilik plastiklerin ilk kullanımı protez kaidesi yapımı amacıyla olmasına rağmen, bu malzemeler dişhekimliğinde çok çeşitli kullanım alanları bulmuştur; örneğin yapay dişler, tamir materyalleri, doku iyileştiriciler, ortodontik apareyler, splintler, yer tutucular, kron ve köprü restorasyonlarında faset, kişisel kaşıklar, inley kalıpları, obturatör yapımı gibi (6).

REZİN TIPLERİ (2,3,7)

Vinil Rezinleri: Vinil rezinleri etilenin bir türevidir. Etilen zincir reaksiyonu verebilen en basit molekül olup, bu monomerden çok sayıda ticari rezin üretilir. Etilenin en önemli iki türevi vinil klorür ve vinil asetatdır. Vinil klorür polimerizasyon sonunda polivinil klorüre, vinil asetat da polivinil asetata dönüşür.

Protez kaide maddesi olarak 1932'de dişhekimliğine girmiştir. İçeriğinde %80 lik vinil klorür ve %20 lik vinil asetat içeren bir kopolimerdir. Bu rezin molekül ağırlığının kontrol edilememesi dışında birçok açıdan mükemmeldir. Rengi iyi olmasına karşılık, yapım tekniği karmaşıktır ve kullanım sırasında sık kırıldığı belirtilmiştir.

Polistiren: Vinil grubuna bir benzen halkası takılınca stiren veya vinilbenzen meydana gelir. Bu monomer zincir reaksiyonuyla polivinil benzene veya polistirene dönüşür. Polistiren termoplastik şeffaf bir rezindir. Işık veya çok sayıda kimyasal çözücüye karşı dayanıklıdır. Ancak belli organik çözücülerde çözünür. Bu nedenle sınırlı olarak protez kaidesi yapımında kullanılır.

Polistiren "Jectron" dişhekimliğinde, ABD'de 1951 yılında kullanılmaya başlanmıştır. İlk hali silindirik formda olup, ısı ile yumuşatılarak, özel bir apaceyle kapalı bir kalıbın içine enjekte edilerek uygulanmıştır. Büzülmediği, su emiliminin az olduğu, dayanıklılığının iyi olduğu belirtilmiştir, ancak klinik olarak birçok orta hat kırıkları rapor edilmiştir.

Akrilik Rezinler: Akrilik rezinler etilenin türevleri olup yapısal formülünde vinil grubu içerirler. Dental amaçlarla kullanılan iki tane akrilik rezin serisi vardır. Bunlardan biri akrilik asit, diğeri metakrilik asitten türetilmiştir.

Metilmetakrilat: Oda sıcaklığında saydam bir sıvıdır. Genellikle bu sıvı, toz halinde bulunan polimer ile karıştırılır. Yüksek buhar basıncına sahip olup çok iyi bir çözücüdür. Polimerizasyonu ultra-viyole veya görünür ışıkla yapılabilmesine rağmen dişhekimliğinde polimerizasyon için daha çok kimyasal bir başlatıcı kullanılır. Saf metilmetakrilat monomerin polimerizasyonu sırasında %21 lik oranlara varan bir hacimsel büzülme meydana gelir.

Poli(metilmetakrilat): Şeffaf bir rezindir. Dalga boyu 0.25 mikrometre ultra-viyole ışınını bile geçirebilir. Bu rezin 18-20 arasında Knoop sertlik derecesine sahip, sert bir rezindir. Çekme kuvveti 59 MPa, özgül ağırlığı 1.19 g/ml, elastisite modülü yaklaşık 2400 MPa'dır. Resin son derece stabil olup ultra-viyole ışığı ile renk kaybına uğramaz, 125°C de yumuşar ve daha yüksek sıcaklıklarda akmaya başlar. Yüksek molekül ağırlıklı poli(metilmetakrilat) 250°C'nin üstünde depolimerize olur, polimer monomere dönüşür.

Tipik dental metakrilat rezinlerinin su içinde bir hafta tutulmaları durumunda %0.5 lik bir ağırlık artışı gösterdikleri bildirilmektedir. Metilmetakrilat serilerinde ise daha yüksek değerler meydana geldiği bulunmuştur. Su emilimi 0-60°C arasında hemen hemen sıcaklıktan bağımsız olmasına rağmen, polimerin molekül ağırlığından büyük oranda etkilenir. Molekül ağırlığı ne kadar fazla ise ağırlık artışı o kadar azdır. Poli(metilmetakrilat) bir zincir polimeri olduğundan, kloroform ve aseton gibi birçok organik çözücünde çözünmesi beklenir.

Epoksi Resinler: Bu termoset rezinler çeşitli metaller, tahta ve cama yapışma açısından kendine has özelliklere sahiptir. Epoksi rezinde halka kararlı olmayıp, serbest hidrojen içeren maddelerle birleşerek açılabilir. Kolaylıkla çapraz bağlanma yapılabilir. Oda sıcaklığında visküz bir sıvı

halinde bulunan bu tip epoksi rezinler, rezin zincirlerine reaktif bir ara ürün bağlayarak polimerize olabilir.

Epoksi rezin ilk olarak 1937 yılında Caston tarafından, İsviçre'de De Trey Freres laboratuvarlarında üretilmiş ve 1950'lerde protez kaide materyali olarak piyasada kullanılan bir ürün olmuştur (8). Sıvılar karıştırılarak bir kalıba dökülüp ve oda sıcaklığında sertleştirilmiştir. Bu materyalin dayanıklılık, sertlik, düşük sertleşme büzülmesi ve metallere iyi bağlanması gibi tatmin edici özelliklerinin olduğu belirtilmiştir (9,10). Ancak porözite, toksik etki, renk kalıcılığı olmaması, boyanması (lekelenmesi) ve yüksek su emilimine bağlı aşırı genleşmesi nedeniyle protez kaide materyali için uygun olmayan özelliklere sahip olduğu belirtilmiştir (11).

Protez kaide maddesi olarak çok sayıda modifiye edilmiş epoksi rezin üretilmiştir. Bu tip rezinlerin belli avantajları olmasına rağmen renk değiştirmesi, su emmesi ve mukoza hassasiyeti oluşturması gibi sorunlar tam olarak giderilememiştir.

Protez kaide materyalini doğrudan etkileyen faktörlerin başında ağız içi kuvvetler ve ısısal değişiklikler gelir. Bu nedenle kaide maddelerinin ağız dokularına tam uyumuna ve boyutsal değişmezliğine önem verilmelidir.

İdeal bir protez kaide materyalinde olması gereken özellikler şunlardır (6,12-14);

1-Çiğneme kuvvetleri karşısında yüksek gerilim oransal limiti ve yüksek elastisite modülüne sahip olmalı, böylece kaidenin daha ince hazırlanabilmesine izin vermeli,

2-Protezlerin ince bölgelerinde kullanılabilecek kadar güçlü ve sert olmalı, ancak materyal tesfiye işlemleri sırasında kolayca şekillendirilebilmeli,

3-Yeterli yorgunluk direncine (fatigue strength) sahip olmalı, böylece çiğneme ve yutkunma ile tekrarlanan kuvvetlere kırılmadan ve şekil değiştirmeden karşı koyabilmeli,

4-Yüksek gömülme direncine sahip olmalı,

5-Aşınmaya dirençli olmalı, böylece fonksiyon ve temizleme sırasında materyal çizilmemeli ve aşınmamalı,

6-Sentetik diş materyalleri ile benzer ısı genleşme katsayısına sahip olmalı,

7-Kırılmaya dirençli olmalı, uygun bir çarpma dayanıklılığına sahip olmalı, protez yere düştüğünde kırılmamalı,

8-Yapımından sonra ve klinik kullanımda boyutsal stabilitesi iyi olmalı, ağız sıvılarında ve dışarıda boyutunu koruyabilmeli,

9-Ağız sıvılarına karşı geçirgenliği en az olmalı, düşük su emme oranı ve yüksek difüzyon katsayısına sahip olmalı,

10-Yeterli ısı iletkenliği olmalı, böylece protez kullanıcısı için sıcak ve soğuk uyaranlara normal reaksiyonun devam etmesini sağlamalı,

11-Ağız dokuları için toksik olmamalı,artık monomer miktarı en az olmalı,

12-Tatsız ve kokusuz olmalı,

13-Estetiği iyi olmalı, düzgün, parlak bir yüzey elde edilebilmeli ve ağız yumuşak dokularının görünümüne uymalı. İyi bir estetik etki için materyal translusent olmalı, renk ve translusensite yapımı sırasında elde edilmeli ve klinik kullanım sırasında boyanma ve renk değiştirme olmamalı,

14-Yapay dişler ve protez kaidesi arasında gerçek bir kimyasal birleşme olmalı, protez yapımında kullanılan diğer materyallerle iyi bir bağlantı gerçekleştirebilmeli,

15-Herhangi bir şekil değişikliğine uğramadan tamir edilebilmeli, astarlama ve rebasajı kolay olmalı,

16-Ekonomik olmalı.

17-Temizlenmesi kolay olmalı,

18-Materyal, bozulmadan uzun süre depolanabilmeli,

19-Yapımı kolay olmalı.

POLİMERLERİN TEMEL YAPISI

Kimyasal Bileşimi

Polimer terimi poly(çok) ve mer(parça) sözcüklerinin birleşmesinden oluşur. Monomer, molekülün yapısında tekrarlanan en basit yapısal birimdir (2,3,6,7,15,16). Bu yapısal birimler kovalent bağlarla birbirine bağlanır. Polimerler inorganik veya organik olabilirler. Dişhekimliğinde organik polimerler çok geniş bir alanda kullanılırken, inorganik polimerlerin kullanılabilmesi araştırılmaktadır.

Molekül Ağırlığı

Polimerlerin en önemli özellikleri çok büyük moleküllerden meydana gelmeleridir. Yapıları, büyük sayıda monomerlerin bir araya gelmesi ile oluşur (2,3,6).

Polimerin yapısını oluşturan moleküllerin herbiri monomer olarak adlandırılır, polimer moleküllerinin hepsi ya aynı tip monomer veya farklı tip monomerler olabilir. Molekül ağırlığı, polimerin fiziksel özelliklerini etkiler, fiziksel özellikleri etkileyen başka bir konu da bir polimer molekülünün içinde farklı tipte monomerler bulunmasıdır.

Bir polimer içindeki moleküllerin, polimerleşme derecesi oldukça farklı olabilir. Yapısal birim sayısının, toplam molekül sayısına bölünmesiyle ortalama polimer derecesi elde edilebilir. Çeşitli ticari dental polimer

tozlarının molekül ağırlığı 3.500-36.000 arasında değişirken, polimerizasyon sonrası bazı ürünler 3.000-39.000 arası ortalama molekül ağırlığı gösterirler. Protez kaide maddesi olarak kullanılan polimerlerin molekül ağırlığının 600.000'e kadar çıktığı bildirilmiştir (2,3).

Polimerizasyon, çoğunlukla istenilen polimerleşme derecesine ulaşmadığı için son moleküler ağırlık da istenilen düzeye ulaşamaz. Örneğin, orijinal ortalama molekül ağırlığı 22.400 olan bir polimerin sertleştikten sonra molekül ağırlığı 7.300'e kadar düşebilir (2,3).

POLİMERİZASYON

Polimer molekülünde yapısal ünite monomerdur ve monomerin belirli şartlarda, kimyasal bir reaksiyonla büyük sayılarda tekrarlayıp birleşmesi olayına polimerizasyon denmektedir. Polimerizasyon ısı, ultra-viyole ışınları veya çeşitli hızlandırıcı ajanlar kullanılarak çabuklaştırılabilir.

Çeşitli yazarlar polimerizasyon olayını oldukça benzer tanımlamalarla açıklamışlardır.

Phillips (2)'e göre polimerizasyon, kimyasal bir reaksiyon serisiyle moleküllerin makromolekül veya polimer haline dönüşmesidir.

Craig ve Peyton (6)'a göre polimerizasyon terimi, bir polimer molekülündeki merlerin toplam sayısı olarak tanımlanmaktadır.

Zaimoğlu ve arkadaşları (15) polimerizasyonu, çok sayıda düşük molekül ağırlıklı mer veya molekülün birleşerek yüksek molekül ağırlıklı bir makromolekül oluşturması olarak tanımlamaktadır.

Polimerizasyon işlemi birkaç farklı mekanizmayla oluşabilir fakat birçok polimerizasyon reaksiyonu iki temel tip içine girer (2,3,6):

1-Basamaklı polimerleşme (Condensation polymerization): Bu tipte polimerizasyon işlemi iki ya da daha fazla sayıdaki farklı basit molekül arasındaki kimyasal reaksiyon şeklinde gelişir. Ana moleküllerin reaksiyonu sonucunda makromolekül oluşurken su, amonyak ve halojen asitleri gibi yan ürünler ortaya çıkar.

Polimer bilimi geliştikçe, kondensasyon rezinlerinin kapsamı da genişlemektedir. Amid, üretan, ester veya sülfid gibi fonksiyonel gruplara bağlanan polimerler bile, bir ara ürün oluşturmamasına rağmen kondensasyon polimerleri sınıfına girerler.

Kondensasyon metodu ile polimer oluşturulması son derece yavaş bir işlem olup, moleküller dev bir boyuta ulaşınca hareketlilik ve sayılarının azalmasından dolayı polimerizasyon hızı yavaşlar ve molekül ağırlığı kolayca kontrol altına alınabilir.

Günümüzde kondensasyon rezinleri, dental restorasyonlar veya protetik uygulamalarda pek kullanılmaz. Çünkü başarılı bir yüksek molekül ağırlıklı polimer elde etmek için yan ürünler kullanılmalıdır. Ancak polimer kimyasındaki yenilikler bu durumu her an değiştirebilir.

2-Zincir polimerizasyonu (Addition polymerization): Bu tip polimerizasyon reaksiyonları, genellikle çift bağ içeren doymamış moleküllerle oluşur. Molekül çok sayıda tekrarlar ve polimer meydana gelir. Basamak polimerizasyonunun aksine kimyasal bir değişim yoktur. Monomer moleküllerindeki karbon atomları doymamıştır. Zincir reaksiyonu iki karbon atomu arasındaki çift bağın açılmasıyla gelişir. Bu tip reaksiyonda herhangi bir yan ürün oluşmaz ve monomer, mer ünitesi ile

aynı molekül ağırlığına sahiptir, iki oluşum arasındaki tek fark kimyasal bağların dağılımıdır. Yine basamak polimerizasyonunun aksine, zincir polimerizasyon metodu, yüksek molekül ağırlıkta dev molekülleri çok kısa zamanda oluşturur. Aktif bir merkezden başlayarak monomerler, teorik olarak baş başa eklenerek, yeterli monomer sağlandığı sürece büyümeye devam edebilir.

Dışhekimliğinde kullanılan rezinlerin hemen hepsi zincir polimerizasyonu ile üretilir. Polivinilklorid, polimetilmetakrilat, polistiren ve polietilen zincir polimerizasyonu ile üretilen dental rezinlere en yaygın örnektir.

Bu iki temel polimerizasyon tipinin dışında başka polimerizasyon şekilleri de vardır. Bunlar;

Kopolimerizasyon: Zincir polimerizasyon reaksiyonu ile oluşan makromoleküller, tek bir yapısal birimden meydana gelir. Bazen fiziksel özellikleri geliştirmek için başlangıç malzemesi olarak iki veya daha fazla farklı kimyasal yapıda monomer kullanılır. Dolayısıyla oluşan polimer, bu her iki monomeri de içerir. Bu tip polimere “kopolimer”, bu tip polimerizasyona “kopolimerizasyon” denir. Bir kopolimerde çeşitli tip monomerlerin relatif sayısı ile pozisyonu büyük farklılıklar gösterebilir. Kopolimerizasyon en iyi şekilde iki monomer kullanmak suretiyle gösterilebilir.

Kopolimerizasyon sonunda meydana gelen rezinin fiziksel özellikleri, ilgili monomerlerin tek başlarına oluşturdukları rezinlerinkinden çok farklıdır. Birçok önemli rezin, kopolimerizasyon ile yapılır. Metilmetakrilat ile akrilik ve metakrilik esterler birbirleriyle kolayca kopolimerleşir. Örneğin; metilmetakrilat ile az miktarda etil akrilat kopolimerleştirilerek, protezin esnekliği artırılabilir.

Çapraz Bağ ve Ağ Yapı: Çizgisel polimerleri birleştirmek veya belli reaktif yan zincirler ile köprülemek suretiyle moleküler örgü ve ağ yapıları oluşturulabilir.

Çapraz bağlanma sonucunda çizgisel moleküller arasında köprüler oluşarak rezinin, dayanıklılık, çözünürlük ve su emilimini değiştiren üç boyutlu örgü yapıları meydana gelir. Akrilik dişlerde, çözücülere ve yüzey gerilimlerine karşı direnci artırmak için çapraz bağlanma kullanılır.

POLİMERİZASYON AŞAMALARI

Polimerizasyonun 4 aşaması vardır (2,3,6):

1-Başlama: Bu aşama başlatıcı moleküllerin serbest radikal oluşturması ile başladığı süredir. Bu aşama 3 şekilde aktive olabilir; ısıyla, ultra-viyole ışınlarıyla, kimyasal olarak. Süresi monomerin saflığına bağlıdır. Aktive olmuş gruplarla reaksiyon verebilecek herhangi bir kirliliğin mevcut olması durumunda bu süre, oldukça uzar. Sıcaklık ne kadar yüksek ise başlama süresi de o kadar kısadır. Her monomer molekülünün aktivasyonu için gerekli başlama enerjisi 16.000-29.000 kalori/mol'dür.

2-Çoğalma: Büyüme başladıktan sonra mol başına 5000 ila 8000 kalori gerektiğinden işlem son derece hızlı bir şekilde gelişir. Teorik olarak zincir reaksiyonu bir ısı vererek, monomerin hepsi polimere dönüşene kadar devam eder.

3-Sonlanma: Bir zincir reaksiyonu, ya direkt birleşme ya da büyüyen bir zincirden diğerine hidrojen atomu aktarımı ile meydana gelir.

4-Zincir aktarımı: Zincir aktarımı ile sonlanma reaksiyonu meydana gelmesine rağmen, bu işlem biraz önce tanımladığımız sonlanma

reaksiyonlarından farklıdır. Çünkü burada aktif bir radikalin aktif olmayan başka bir molekül veya bir monomer ile reaksiyonu sonucu yeni bir büyüme merkezi meydana gelir.

POLİMERİZASYONUN GECİKTİRİLMESİ

Polimerizasyon reaksiyonu sonunda monomerin tamamen tükendiği söylenemez, yüksek moleküllü polimerlerin oluşması devam eder. Monomerde serbest radikallerle reaksiyon verebilecek herhangi bir yabancı madde veya kirliliğin bulunması polimerizasyon reaksiyonunu önler veya geciktirir.

Kirlilik , aktive merkez veya aktive olmuş zincir ile reaksiyona girerek daha fazla büyümeyi önler. Bu tip inhibitörlerin varlığı, başlama süresi ile polimerizasyon derecesini etkiler. Monomere çok az miktarda hidrokinon ilavesi eğer başlatıcı yoksa polimerizasyonu önler, başlatıcı varsa polimerizasyon önemli derecede geciktirilir (2,3).

Oksijen olduğu zaman, oksijenin serbest radikallerle reaksiyona girmesi, polimerizasyonda gecikmeye sebep olur. Polimerizasyonun açık havada yapılması durumunda, monomer uçması sonucu, kapalı bir kapta yapılmasına göre reaksiyon hızı ve polimerizasyon derecesinde azalma meydana gelmektedir. Oksijenin polimerizasyon üzerindeki etkisi, oksijen konsantrasyonu, sıcaklık ve ışık gibi birçok faktöre bağlıdır. Depolama sırasında polimerizasyon meydana gelmesini önlemek için monomere çok az miktarda (<%0.006) hidrokinon metil eteri gibi bir inhibitör katılır.

Plastikleştiriciler: Plastikleştiriciler genellikle rezinlerin yumuşama veya ergime sıcaklıklarını düşürmek amacıyla kullanılan, likide eklenen düşük molekül ağırlıklı esterlerdir. Oda sıcaklığında sert ve katı olan bir rezini plastikleştirerek esnek ve yumuşak yapmak mümkündür. Resinin yumuşama sıcaklığı azalmasına rağmen, dental rezinlerde

plastikleştiricinin görevi, polimerin içindeki çözünürlüğü nedeniyle kırılğanlığını azaltmaktır. Plastikleştiriciler rezinin yumuşama noktası dışında, dayanıklılığı ve sertliği de azaltırlar.

AKRİLİK REZİNLERİN FİZİKSEL FORM ve KOMPOZİSYONLARI

Akrilik rezinler genel olarak etilen türevi maddeler olup, yapısal formüllerinde bir vinil grubu içerir. Dişhekimliğindeki rezinler ise iki değişik akrilik rezin serisinden oluşur. Bunlar akrilik asit türevleri [$\text{CH}_2=\text{CHCOO}$] ve metakrilik asit türevleridir [$\text{CH}_2=\text{C}(\text{CH}_3)\text{COOH}$]. Her iki tür bileşik de zincir polimerizasyonu ile elde edilir.

Dişhekimliğinde en çok kullanılan akrilik rezinler ise metakrilik asitin metil esteri olan metilmetakrilattır. Metilmetakrilatın polimerizasyonu ile de poli(metilmetakrilat) oluşur (12).

Dişhekimliğinde akrilik kaide maddesi olarak kullanılan akrilik rezinler piyasada toz (polimer) ve sıvı (monomer) şeklinde bulunurlar.

Toz : Orijinal olarak akril tozu şeffaftır, içine çeşitli maddeler ilave edilmiştir, bunlar genellikle ufak küresel tanecikler halindedir. Bu küreler, polimerleşmeyen bir sıvı içinde ısıtılmak suretiyle monomerin polimere dönüşmesi ile elde edilir.

Toz içine katılan maddeler şunlardır:

1-Akrilik kopolimer ya da polimer taneleri,

2-Reaksiyon başlatıcı maddeler : Genellikle benzoil peroksit ya da diizobütil azonitrildir. Oranı %0,5-1,5'dir. Herhangi bir değişikliğe uğramadan kimyasal reaksiyonun ilerlemesine yardımcı olur.

3-Pigment ve boyalar : Civa sülfid, kadmiyum sülfid, kadmiyum selenit, demir oksit veya karbon siyahı kullanılır. Bunlar polimerin dokulara benzer renkte olmasını sağlarlar ve polimer küreciklerine ya başlangıç polimerizasyonu sırasında ya da polimerizasyondan sonra eklenirler. İkinci metod kullanıldığında, boya maddesi kürelerin yüzeyini kapladığından, ağız sıvılarının etkisiyle akril içinden sızarlar ve zamanla akrilik maddenin rengi açılır.

4-Opaklık verici maddeler : Çinkooksit veya titanyumoksit kullanılır.

5-Plastikleştirici maddeler : İstenen yüksek molekül ağırlıklı poli(metil metakrilat) genellikle monomerde çok yavaş çözündüğünden, çözünürlüğü artırmak için dibutil ftalat gibi plastikleştiriciler eklenir. Bu plastikleştirici ya polimer küreleri öğütme makinasında öğütülülerek veya direkt olarak monomere eklenebilir. Plastikleştirici miktarı rezinin ağız sıvılarında bozulmasını önlemek amacıyla %8-10 arasında tutulmalıdır

6-Organik ve inorganik lifler : Boyanmış sentetik lifler, çok ince submükoz damarları taklit etmek için kullanılır. Cam lifleri ve tanecikleri veya zirkonyum silikat gibi organik maddeler akriliğin görünümünü doğallaştırmak için eklenir.

Sıvı :

1- Ana madde : Genellikle saf metilmetakrilattır.

2- İnhibitör maddeler : Monomerler ısı, ışık, az da olsa oksijen aracılığı ile polimerize olmaya başladığından sıvı içinde polimerizasyon önleyici ve sıvının saklanabilmesini uzatan bazı maddeler vardır. Bu madde eser miktarda hidrokinondur (%0.006 veya daha az).

3- Çapraz bağlantı ajanları : Genellikle glikol dimetakrilat çapraz bağlama maddesi olarak kullanılır. %1-2 oranında bulunur, akriliğin çatlamalara ve çizilmelere karşı dayanıklılığını artırır.

Dişhekimliğinde kullanılan akrilik rezinlerin polimerizasyon şekli, bitmiş protezin fiziksel özellikleri ve dokuya uyumu açısından büyük önem taşır. Bu nedenle doğruluğu ve üstünlüğü kanıtlanmış tekniklerin kullanılmasında büyük yararlar vardır (17).

Kaide rezinleri polimerizasyon yöntemlerine ve aktivasyon şekillerine göre şöyle sınıflandırılabilirler;

1- Isı ile polimerize olan rezinler

A-Konvansiyonel basınçla kalıplanan akrilik rezinler

a-Doldurucusuz akrilik rezinler

b-Güçlendirilmiş akrilik rezinler

-Lastikle güçlendirilmiş olanlar

-Polifibrillerle güçlendirilmiş olanlar

-Metal tozlarıyla veya tellerle güçlendirilmiş olanlar

B-Enjeksiyonla kalıplanan akrilik rezinler

2-Kimyasal olarak polimerize olan rezinler (Otopolimerizan);

A-Konvansiyonel otopolimerizan rezinler

B-Akışkan akrilik rezinler

C-Enjeksiyonla kalıplanan, oda ısısında polimerize olan rezinler

3-Işıklı polimerize olan rezinler

4-Mikrodalga enerjisi ile polimerize olan rezinler

1-ISI İLE POLİMERİZE OLAN REZİNLER (6,7,12,15,18-23)

Günümüzde en çok kullanılan rezin polimetilmetakrilattır. Bundan başka polistiren veya vinil kopolimerleri gibi ısıyla aktive olan protez kaide rezinleri de mevcuttur.

Poli(metilmetakrilat) saydam bir rezindir, renklendirilebilir. Rengi ve optik özellikleri ile dayanıklılığı ve diğer fiziksel özellikleri yeterli olup normal şartlarda sterildir. En büyük avantajı kolaylıkla işlenebilmesidir. Termoplastik bir rezin olmasına rağmen dişhekimliğinde termoplastik yöntemle muflalanmaz. Monomer, polimeri hamur kıvamında plastikleştirir.

Isı ile sertleşen akrilik rezinler iki şekilde polimerize edilirler (6,12). Bunlar;

A-Konvansiyonel basınçla kalıplama tekniği,

B-Enjeksiyonla kalıplama tekniği,

A- Konvansiyonel Basınçla Kalıplama Tekniği (6,12,15,17):

Mum modelajı yapılmış kaide plağının muflaya alınması ve mum atımı işleminden sonra akrilik hamurun protez boşluğuna preslenerek yerleştirilmesi, prova yapılması ve sıcakta polimerize edilmesi esasına dayanır. Monomer - polimer oranının uygun olması, rezinin sonuç yapısı açısından oldukça önemlidir. Polimer oranı ne kadar fazla tutulursa reaksiyon süresi o kadar kısadır, ayrıca rezinin büzülmesi de azalır. Her polimer küreciğini tam olarak ıslatabilecek kadar monomer kullanılması gerekir. Polimer - monomer oranı genellikle hacim olarak 3/1 dir. Tozu

oluşturan çeşitli boydaki polimer ve pigment partiküllerinin düzenli olarak dağılması son derece önemlidir. Toz ve sıvının iyi karışması ve hamurun uygun bir polimer-monomer dengesine sahip olması gerekmektedir. Toz ve sıvının homojen karışmaması halinde protezin dayanıklılığında düşme, gözenekliliğinde artma ve renginde bozulma meydana gelir.

Monomer - Polimer Reaksiyonu

Polimer içinde bulunan monomerin görevi, kalıba kolayca yerleştirilebilecek plastik bir kütle oluşturmaktır. Bu tip bir plastikleştirme, polimeri monomer içinde kısmen çözmekle gerçekleştirilir. Toz ile sıvının fiziksel reaksiyonu sırasında en az 4 aşama mevcuttur;

1. aşama : Polimerin monomer içinde yavaş yavaş dağılarak sıvı ve yapışkan olmayan bir kütle oluşturmaktadır.

2. aşama : Monomer polimere saldırır. Böylece monomer, polimer içinde dağılır. Bu aşamada karışıma dokunulduğu zaman yapışkan olduğu görülür.

3.aşama : Monomer polimere etki ettikçe, kütle çözelti içindeki polimerle doyarak, düzgün ve hamurumsu bir şekil alır. Karışım, monomer ile şişmiş polimer tanecikleri ve çözünmüş polimerden oluşmaktadır. Karışım bu aşamadayken, akril kalıba tepilir.

4.aşama : Monomer - polimer karışımı homojendir. Kütle gittikçe daha koheziv ve lastiğimsi bir hal alır.

Polimerizasyon İşlemi :

Dental rezinler genellikle benzoil peroksit içerirler. Sıcaklık 60°C'nin üzerine çıktığında benzoil peroksit bozunarak serbest radikaller oluşturur. Bir serbest radikal, bir monomer molekülü ile reaksiyona girerek yeni bir serbest radikal oluşturur, bu radikal daha sonra yeni bir monomer molekülü ile birleşerek bir zincir reaksiyonu başlatır. Polimerizasyon hızı, serbest radikal oluşum hızına bağlıdır ki bu da sıcaklıkla denetlenir. Genel olarak polimerizasyon sıcaklığı ne kadar düşük ise polimerin molekül ağırlığı da o kadar düşük olur.

Polimerizasyon reaksiyonu ekzotermik olup çıkan ısı miktarı protezin işlenmesinde önemli rol oynar. Bu sıcaklıkta, zincir reaksiyonu başlatacak kadar benzoil peroksit molekülü aktive olur ki bunun sonucunda rezinin sıcaklığı, polimerleştiği kaynar su sıcaklığını geçer. Sıcaklığın 100°C'nin üzerine yükselmesi, rezinin kalın olan bölgelerinde pöröziteye neden olur. Monomerin kaynama noktası, suyun kaynama noktasından biraz daha yüksektir (100.8°C veya 213.4°F). Polimerizasyon çok hızlı olur, ancak bir anlık değildir ve sıcaklık, artık monomerin kaynama noktasının üzerine yükselirse, monomer kabarcık oluşturarak kaynayabilir. Buna iç pörözite denir. Bu tip pörözite genellikle protezin yüzeyinde oluşmaz.

Son yıllarda akrilik rezinlere mekanik özellikleri artırıcı katkı maddeleri ilave edilerek güçlendirilmiş akrilik rezinler olarak adlandırılan protez kaide materyalleri geliştirilmiştir. Araştırmacılar, yapılan testler sonucunda, bu rezinlerin, sürekli kullanılan doldurucusuz konvansiyonel rezinlere göre çok yüksek sıkışma, transvers ve yorulma dayanıklılığına sahip olduklarını ifade etmişlerdir (24-55).

B-Enjeksiyonla Kalıplama Tekniği(6,12,17,20,56,57):

Hamur halindeki akrilik rezinin alçı, silikon-alçı veya hidrokolloid kalıplar arasındaki protez boşluğuna basınç altında enjeksiyonla sevk edilmesi ilkesine dayanan bir tekniktir. 1942'de Pryor tarafından geliştirilen bu teknik, ilerleyen teknolojiye bağlı olarak günümüzde daha modern sistemlerde kullanılmaktadır (6,12,17).

Teknikte, poli(metilmetakrilat) akrilik hamuru işlem boyunca devam eden 6 atmosferlik hava basıncı altında ve enjeksiyon yoluyla mufla içindeki protez boşluğuna gönderilir ve ısı ile polimerize edilir. Bu teknikte kullanılan poli(metilmetakrilat) bazen kauçuk ile güçlendirilmekte ve böylece kaide plağı daha yüksek sertlik ve çarpma direncine sahip olmaktadır.

Bu yöntemde akril, mufla içindeki protez boşluğuna basınçla enjekte edildiğinden ve polimerizasyon süresince enjektörde hamur kıvamında depo akril bulunduğundan, polimerizasyon büzülmesi önemli ölçüde önlenmiştir.

Craig, Peyton ve Phillips enjeksiyonla kalıplama yönteminin, konvansiyonel basınçla kalıplama yöntemine göre bazı avantaj ve dezavantajları olduğunu ifade etmişlerdir (6,12).

Avantajları:

1- Protezin kalın bölgelerinde oluşabilecek pöröziteyi minimale indirmek için ısı kontrol edilmektedir.

2- Doğru dikey boyutu korumak için polimerizasyon boyunca basınç sürekli ve kontrollü olarak uygulanmaktadır.

3- Prova işlemleri ortadan kalkmıştır.

4- Daha homojen bir yapıya sahip kaide plakları elde edilmektedir.

5- Mufla içindeki protez boşluğu en ince bölgelerine kadar akril ile doldurulmaktadır.

Dezavantajları:

1- Özel muflalar, yardımcı enjeksiyon ekipmanı ile ısıtma ve diğer işlemler için özel araçlar gerektirmektedir.

2- Oldukça pahalı bir sistemdir.

2-KİMYASAL OLARAK POLİMERİZE OLAN REZİNLER (12,15,19,58,59)

Benzoil peroksiti ısıtarak aktive etmek yerine, kimyasal bir aktive edici kullanılarak polimerizasyon oda sıcaklığında yapılabilir. Isı ile polimerize edilen rezinlerde olduğu gibi monomer ve polimer karıştırılmadan önce monomere dimetil-p-toluidin ($\text{CH}_3\text{C}_6\text{H}_4\text{N}(\text{CH}_3)_2$) gibi tersiyer bir amin az miktarda katılabilir. Karıştırdıktan sonra dimetil-p-toluidin ile benzoil peroksit arasındaki reaksiyon sonunda serbest radikaller meydana gelir ve polimerizasyon devam eder. Bu rezinlere kendi kendine polimerize olan (otopolimerizan) veya soğuk polimerize olan rezinler denir. Bunlar genellikle tamir akriliği olarak kullanılmasının yanı sıra kaide akriliği olarak da kullanılabilirler. Rezinler arasındaki fark benzoil peroksin aktivasyon şeklidir. Genel olarak kimyasal aktivasyonda, ısı ile yapılan aktivasyon kadar yüksek bir polimerizasyon derecesi elde edilemez.

Isı ile polimerize olan rezinlerde olduğu gibi polimerizasyon hızı polimer partikül boyuna bağlıdır. Partikül boyu ne kadar küçük ise polimerizasyon o kadar hızlı olur.

Akışkan Rezinler(6,12,17)

Kimyasal olarak aktive edilmiş sistemler içinde en çok kullanılanlardan biri akışkan rezinlerdir. Bu teknikte kullanılan polimer tozları son derece ince taneciklere sahiptir. Bunlar karıştırma ve dökme sırasında viskozite artışını önlemek için yüksek oranda yüksek molekül ağırlıklı polimer içerirler, özel bir mufla ve muflalama işlemi gerektirirler.

Akışkan rezin tekniğinin avantajları ; doku uyumunun daha iyi olması, porselen dişlerde daha az kırılma, daha az malzeme sarfı, muflalama ve polisaj işlemlerinin daha basit olmasıdır.

Dezavantajları ; hava kabarcıklarının oluşması, muflalama sırasında dişlerin kayması ve buna bağlı olarak örtülü kapanış ve okluzal dengesizliklerin meydana gelmesi, plastik dişe iyi bağlanamamasıdır. Genel olarak bu tip rezinler ısıyla polimerize olan rezinlerden daha düşük mekanik özelliklere sahiptirler.

Oda ısısında polimerize olan bazı akıcı rezinler ise enjeksiyon tekniği ile kalıplanarak şekillendirilen ve kimyasal olarak aktive edilen maddelerdir ve yine özel bir düzenek ve ekipman gerektirirler.

3-IŞIKLA POLİMERİZE OLAN REZİNLER (6,12,15,17,19,57,60,61)

Görülebilir ışıkla sertleşen bu akrilik rezinlerin kullanılış şekli ve fiziksel özellikleri, ısı ile polimerize olan protez kaide rezinlerine benzer. Triad sistem olarak da bilinen bu maddeler üretan dimetakrilat matriks, akrilik

kopolimer, küçük silika doldurucular ile kamforokinan amin foto başlatıcısını içermektedirler. Polimerizasyon mavi ışıkla yapılır, kaynak olarak; yüksek yoğunlukta kuartz, halojen lambaları veya prizmalite gibi elle tutulan lambalar kullanılır. Işığın yüksek gücü sonucu, derin bir polimerizasyon oluşturduğu ve protezlerde kaide maddesi olarak, ölçü kaşığı yapımında, besleme ve tamir malzemesi olarak kullanılabileceği belirtilmiştir.

4-MİKRODALGA ENERJİSİ İLE POLİMERİZE OLAN REZİNLER (6,12,15,17,62-65)

Mikrodalga enerjisi ile polimerizasyon son yıllarda üzerinde oldukça fazla çalışılan ve kendinden söz ettiren bir yöntemdir. 1968'de Nishii (62) mikrodalga enerjisi kullanarak poli(metilmetakrilat) protez kaide rezinlerinin polimerize edilmesi hakkında ilk raporu yayınlamıştır.

Mikrodalga polimerizasyonu çalışmalarında bilinen rezinler kullanıldığı gibi, bazı firmalar tarafından üretilen özel mikrodalga rezinleri de bulunmaktadır. Bu rezinlerde monomer bir metil ve etil metakrilat karışımı içermektedir ve toz / likit oranı 100/43 g/cc'dir.

Mikrodalga ısıtması, magnetron ve klystron olarak bilinen özel osilatör sistemle elektromagnetik dalgalar üretir. Metilmetakrilat molekülleri, 2450 Mhz mikrodalga frekansında titreşim (vibration) ve dönme (rotation) enerjileri nedeniyle belli bir enerji düzeyine geçerler. Sonuçta moleküller arası sürtünme ile ısı açığa çıkar, bu ısı da rezinin polimerizasyonunu sağlar.

Mikrodalga işlemleri sırasında metal kaplar kullanılmamalıdır. Bunun nedeni mikrodalgaların yüzeyden yansıyıp, rezin üzerinde etkili olmamasıdır. Aynı zamanda yansıyan bu dalgalar enerji kaynağına geri

döner ve magnetronu bozabilir. Muflalar mikrodalgaları geçiren maddelerden yapılmalıdır. En sık kullanılanı, fiberle güçlendirilmiş plastik muflalar veya teflon kaplardır. Metal muflalar ancak mikrodalga jeneratörü değiştirilirse kullanılabilir.

PROTEZ KAİDE REZİNLERİNİN FİZİKSEL ÖZELLİKLERİ

Dayanıklılık : Akrilik rezinden yapılan bir protezin dayanıklılığı; bileşimine, hazırlama yöntemine ve protezin bulunduğu ortama bağlı olarak farklılıklar gösterir. Rezinin polimerizasyon şekli çok önemlidir, düşük polimerizasyon derecesi ve artık monomerden dolayı kendi kendine polimerize olan rezinlerin maksimum dayanıklılıkları, ısı ile polimerize olan rezinlerden çok daha düşüktür. Ancak ısı ile polimerize olan rezinlerle kendi kendine polimerize olan rezinlerin esneme modülleri arasındaki fark o kadar fazla olmayıp bazen bu değerler birbirleri ile çakışır (12,15).

Esneme modülü, rezinin su doygunluğu ve sıcaklık arttıkça azalır. Esneme modülündeki azalma hızı camsı geçiş sıcaklığına yaklaştıkça artar. Rezinin dayanıklılığı ve sertliği su emiliminden sonra azalır. Ayrıca rezinin su altında gerilmesi durumundaki dayanıklılık ve sertliği havada gerilme durumundakinden daha düşüktür.

Rezinin özellikleri zımpara veya aşındırıcı uygulanması durumunda azalabilir. Zımparadan gelen ısı, gerilmeleri boşaltmak suretiyle protezde bükülmelere sebep olabilir. Parlatma ve zımparalama sırasında aşırı ısı ise kısmi depolimerizasyon ve bunun sonunda da polimerizasyon derecesinde azalma, dayanıklılık ve sertlikte de azalmaya neden olur.

Polimerizasyon sırasında meydana gelen ekzotermik ısı protezin hacmine göre değişir. Protezin kalın kısımları, ince kısımlarına göre daha

fazla dayanıklılık gösterir. Yani üst protezin kret kısımları damak kısımlarından daha dayanıklıdır.

Çizelge 2.1: Protez akriliklerinin çeşitli özellikleri (6,7,15)

Özellikler	Poli(metilmetakrilat)
Çekme dayanıklılığı(MN/m ²)	48.3-61.1
Basma dayanıklılığı(MN/m ²)	75.9
Esneme modülü(MN/m ²)	3.8x10 ³
Orantı sınırı(MN/m ²)	26.2
Çarpma dayanıklılığı, Izod(kg)	0.011
Transvers sapma,5000gr(mm)	4
Transvers dayanıklılık(gr)	60000

Belli varsayımlarla kuru ısı ile polimerize edilen rezinin hesaplanan ortalama değerleri şöyledir : Esneme modülü 2350 MPa, orantı sınırı 27 MPa ve çekme dayanıklılığı 52 MPa'dır.

Akrillerin direncini etkileyen faktörler şöyle sıralanabilir :

1-Molekül büyüklüğü : Büyük moleküller daha fazla polar çekim kuvvetine sahiptir. Moleküllerin boyları arttıkça birbirleriyle daha sıkı bağlanırlar. Bunun sonucu polimerin dış basınçlara direnci de artar.

2-Moleküllerin yapısı : Çeşitli organik gruplardan meydana gelen moleküllerin polar çekme kuvvetleri de farklıdır. Bazı gruplar atomlarının düzeni nedeniyle ileri derecede polardır, bazıları değildir.

3-Moleküllerin yapısal özelliği : Polimerin uzun zincirler şeklindeki yapısal özelliği, direncinin artmasına neden olabilir. Çünkü bu durumda zincirlerin dallanması ve çapraz bağlantı ihtimali daha da artar. Bu durum polimer sertliğini artırır, dış basınçların neden olabileceği deformasyonlara karşı dayanıklı olmasını sağlar.

4-Polimer zincirinin arasına giren ve çapraz bağlantı yapmayan herhangi bir madde polimerin direncini azaltır. Çünkü moleküler çekim kuvveti azalmaktadır, bu maddelere plastikleştirici adı verilir. Bu tip maddelerin varlığı polimerin direncini azaltır ve bunların asıl fonksiyonu polimerin monomer içinde eriyebilme derecesini artırmaktır. Plastikleştiriciler, kaynama derecesi yüksek maddelerdir ve polimerle olan bağlantıları çok kuvvetlidir.

Malzemenin fiziksel özelliklerinin tanımlanmasında stres (gerilim) ve strain (şeklen bozulma, gerilme) sıklıkla kullanılır. Stres birim alana gelen yük veya kuvvettir, birimi N/m^2 , kg/cm^2 veya $psi(pound/inch^2)$ 'dir. Uluslararası sisteme (SI) göre stres, her metrekareye newton olarak ifade edilir ($1 Pa = 1 N/m^2$).

$$\text{Stress } (\delta) = \text{Kuvvet} / \text{Alan}$$

Bir materyale stres uygulanınca, deformasyona neden olur. Materyalin orijinal boyutlarına kıyasla deformasyon miktarı strain olarak bilinir.

$$\text{Strain } (\gamma) = \text{Boyuttaki değişme} / \text{Orijinal boyut}$$

Strain'in birimi yoktur.

Impact (Çarpma) = Çarpma terimi, sabit duran bir cismin, hareket halindeki bir cisim ile çarpışması sonucu oluşan reaksiyonu açıklar.

Çiğneme işlemi de hız ve etkilenen kütleler düşünülecek olursa bir çarpma olayıdır. Cismin çarpmaya olan elastik direnci reziliens modülü ile orantılıdır.

R = Reziliens modülü

V = Hacim

K = Oranlılık sabiti

Çarpmaya (darbeye) direnç = KVR

$$R = P^2 / 2E = P / 2 \times \epsilon_m \Rightarrow \text{Çarpmaya direnç} = KVP^2 / 2E$$

P = Orantı sınırı (Proportional limit)

ϵ_m = Maksimum esneklik (Maximum flexibility)

E = Elastisite modülü

Bir malzemenin birim hacminin çarpmaya, daimi deformasyona karşı gösterdiği direnç bu malzemenin elastisite modülü ile orantılıdır. Hacmi büyüdükçe maddenin çarpmaya, daimi deformasyona karşı gösterdiği direnç de büyür. Bu iki değer birbirleriyle direkt olarak orantılıdır. Ayrıca çarpma direnci artınca elastisite modülü azalır.

ÇARPMA DAYANIKLILIĞI (Impact Strength)

Bir materyali, çarpma kuvveti altında kırmak için gerekli enerji olarak açıklanabilir. Bu amaçla genellikle Charpy tipi darbe testi uygulanır. Bir sarkaç bırakılarak , örneği kırmak üzere sallandırılır. Örneğin kırılması sırasında, sarkaç tarafından kaybedilen enerji, darbeden sonra sallanma mesafesinin, örnek yokken serbest sallanma mesafesi ile kıyaslanması ile belirlenir. Enerjinin birimi Joule(J), foot-pound, inch-pound şeklindedir. Diğer mekanik testlerden farklı olarak, test edilecek örneklerin boyutları, şekli ve dizaynı, doğru sonuç elde etmek için standart olmalıdır.

İzod darbe test edicisi adı verilen diğer bir tip donatımda ise, örnek bir ucundan dik olarak sıkıştırılır. Vuruş sıkıştırılmış ucun üstünden, belli bir mesafeden uygulanır. Charpy tipte ise örnek her iki uçtan desteklenir ve darbe ortadan uygulanır.

ELASTİSİTE MODÜLÜ (Young Modülü)

Elastisite; bir maddenin bir kuvvet altında şekil değiştirip, kuvvet kalktığında tekrar ilk şeklini alabilmesi özelliği olarak tanımlanabilir.

Bir tel parçası ufak bir kuvvetle gerildiğinde uzar. Kuvvet kaldırıldığında, atomların tekrar normal pozisyonlarına dönmesiyle tel orijinal uzunluğuna döner. Bu belirli kuvvetin uygulanmasında tel esnektir denir. Kuvvet küçük ilavelerle büyütülür ve her ilaveden sonra kaldırılarak telin orijinal uzunluğuna dönüşü izlenir. Sonuçta belirli bir kuvvet uygulamasından sonra tel orijinal uzunluğuna dönemez. Bu telin esneklik sınırının üzerinde gerilmesi durumudur. Çekme gerilimi için anlatılan bu durum, diğer tip gerilimler için de söz konusudur.

Orantı sınırının altındaki bir gerilim değeri, kendine karşılık gelen gerilme değerine bölünürse bir sabit ortaya çıkacaktır. Bu sabite “elastisite modülü” ya da “young modülü” denir. Elastisite modülü gerilimin gerilmeye oranıdır (stress/strain). Bu bakımdan, bir gerilime ne kadar küçük gerilim karşılık geliyorsa, modülüsün değeri de o kadar büyük olur. Örneğin, bir tel veya benzeri bir yapının bükülmesi zor ise bunda görünür bir gerilme veya deformasyon yaratmak için büyük bir gerilim uygulanması gerekir.

Elastisite modülünün matematiksel formülü şöyle çıkarılır:

E = Elastisite modülü

F = Uygulanan kuvvet veya yük

A = Gerilim altındaki malzemenin kesit alanı

e = Boyuttaki değişiklik (deformasyon miktarı)

l = Orijinal boyut

Gerilim = F/A

Gerilme = e/l

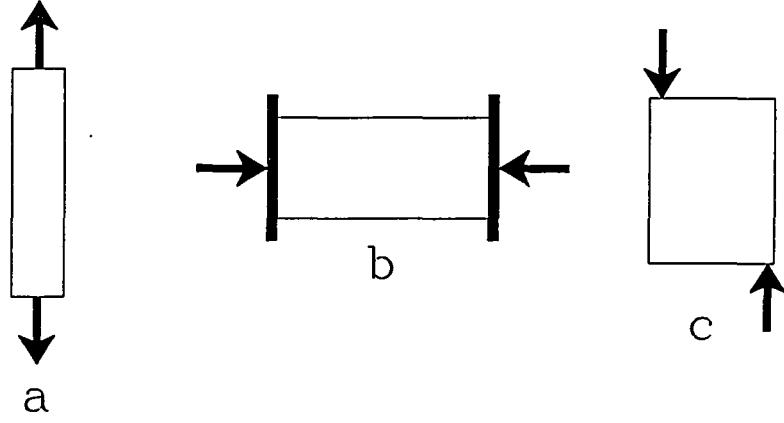
$E = \text{Gerilim} / \text{Gerilme} = F/A / e/l = F.l / e.A$

Elastisite modülünün birimi, birim alana gelen kuvvet olup MPa, psi veya kg/cm^2 dir.

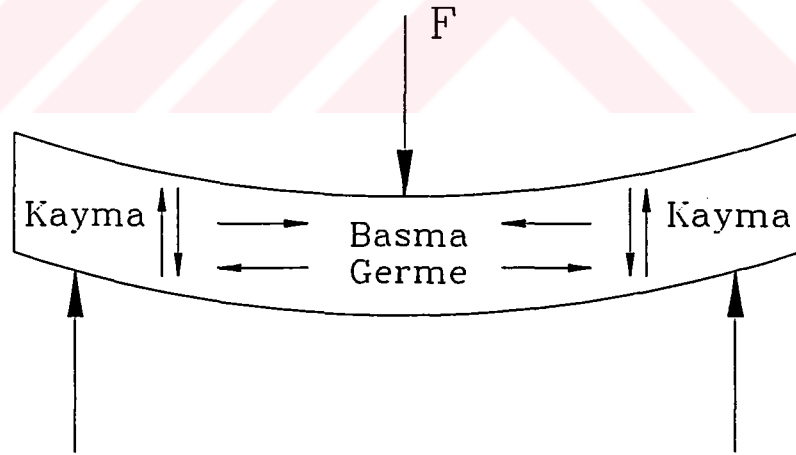
ÜÇ NOKTA YÜKLEME TESTİ (Three point bending)

Bir cisimde tek tipte bir stres (gerilim) oluşturmak oldukça zordur. Örneğin bir çubuk iki ucundan tutulup eğilirse cismin içinde karmaşık stresler ortaya çıkacaktır (Şekil 2.1 ve 2.2). Yapının değişik kısımlarında sıkışma (basma), gerilme (çekme) ve kesme (makaslama) gerilimlerinin

ortaya çıktığı izlenmiştir. Malzemeler iki ucundan desteklenerek, yukarıdan yük uygulanması sonucu üç nokta yükleme testleri yapılarak, kırılmaya dirençleri belirlenebilir.



Şekil 2.1: Gerilme tipleri a,çekme b,basma c,makaslama

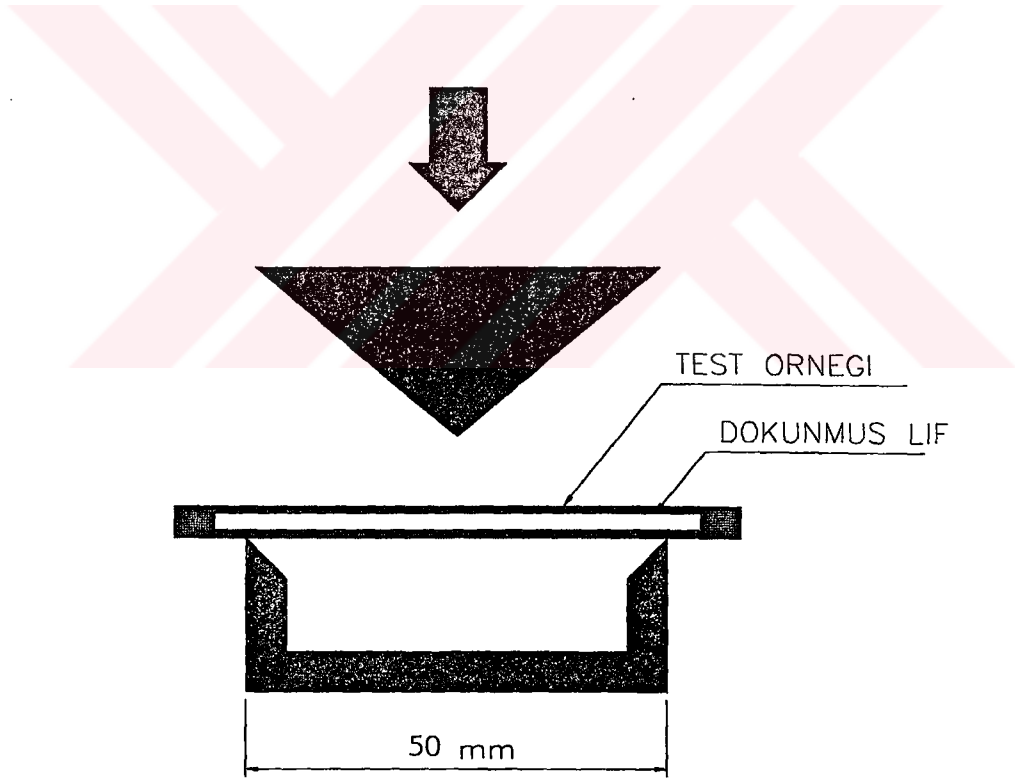


Şekil 2.2: Bir çubuğa üç nokta yükleme testi uygulanınca oluşan karmaşık gerilimler

TRANSVERS DAYANIKLILIK ve DEFLEKSİYON

Protez kaide rezinlerinin değerlendirilmesinde, transvers dayanıklılığın ölçülmesi, gerilme ve sıkışma dirençlerinden daha fazla kullanılır. Çünkü bu test, ağızda proteze gelen kuvvet tiplerine daha yakındır.

Transvers dayanıklılık, aralıklı iki metal silindir üzerine yerleştirilen şeridin ortasından uygulanan ve artan bir ağırlık yüklenerek saptanır. Ağırlık arttıkça şerit eğilir ve sonuçta kırılır. Bu test sadece materyalin dayanıklılığını göstermekle kalmaz, defleksiyon miktarını da gösterir (Şekil2.3).



Şekil 2.3: Transvers dayanıklılık test aletinin şematik şekli

Transvers dayanıklılık şu formülle hesaplanır;

$$S = 3.P.l / 2.b.d^2$$

S = Transvers dayanıklılık

P = Uygulanan yük

l = Dayanaklar arası mesafe

b = Örnek genişliği

d = Örnek kalınlığı

Transvers dayanıklılık testinde, 3500 gr ve 5000 gr'lık yüklerde akrilik rezin örneğin ortasında oluşan bükülme miktarı milimetre olarak kaydedilir ki, buna "transvers defleksiyon" denir.

Transvers defleksiyon şu formülle hesaplanır;

$$\gamma = P.l^3 / 4.E.b.d^3$$

γ = Transvers defleksiyon

E = Elastisite modülü

Protez kaide rezinleri için transvers dayanıklılık ve transvers bükülme testleri ADA Spesifikasyonu No.12 de açıklanmıştır (66).

PROTEZLERE ETKİ EDEN KUVVETLER

Protez yapımında akrilik materyaller, uygulama kolaylığı, uygun mekanik özellikleri ve üstün estetik özellikleri nedeniyle kabul görmüştür. Ancak çarpma ve yorulma yükleri altında kırılmaya dirençleri düşüktür, iç streslerden etkilenir, boyutsal olarak stabil değildir, su emer. Ayrıca polimerik protez kaideleri yük altında akar ve bu nedenle zaman içinde

deforme olur (67); böylece protez kaidesi tarafından örtülen dokulara iletilen gerilimler (stresler) artar.

Protez kaide materyalinin, elastisite modülü düşük ise kaide plağının kalınlığının artması gerekir, bu da dil boşluğunun daralmasıyla sonuçlanır ve rezonans kavitesinin boyutlarının değişmesiyle konuşma etkilenir. Kaide plağı yeterli dayanıklılık ve sertlikte ise, daha ince kaideler yapılabilir ve hastalar için daha rahat olur, aynı zamanda destek dokulara daha iyi biyofiziksel uyarı iletir. Bu durum, metalik protez kaideleri altındaki dokuların klinik prognozunun, polimerik kaidelerinkinden daha iyi olmasıyla desteklenir (6).

Protezlere ve doğal dentisyona uygulanan kuvvetlerin ölçümü için çeşitli yaklaşımlar benimsenmiştir.

Genellikle, erkeklerin kadınlardan daha büyük ısırma kuvveti uyguladıkları kaydedilir. Tam ve bölümlü protez kullanan kişilerin uyguladıkları kuvvet, tam doğal dişli kişilerin uyguladığı kuvvetin sadece %15'i kadardır (6). Benzer bir fark, bir çenesi tam protez, karşıt çenesi doğal dişleri olan kişilerde de bulunmuştur.

Protez kullanan kişiler, ağız mukozasında olabilecek ağırlı sıkışmadan kaçınmak için düşük kuvvetlerle çiğner. Isırma kuvveti, protez hastasının nörofizyolojisi ve psikiyatrik durumu ile de ilgilidir, bu da uygun bir protez ile sağlanır. Isırma kuvvetlerinin protezlerde, doğal dentisyondan önemli ölçüde daha düşük olduğu birçok çalışmada kaydedilmiştir. Bearn (68), yiyecekleri çiğnemek için gerekli kuvvetin, geniş okluzal tablalarda en fazla olduğunu, dar okluzal tablalarda daha az ve bıçak sırtı şeklindeki okluzal tablalarda en az olduğunu göstermiş, çiğneyici yüzeyi keskin dişler kullanılmasını önermiştir. Trapozzano ve Lazzari (69), arka dişlerde okluzal şeklin belirgin olması ile, çiğneme etkinliğinde önemli ölçüde artış

sağlandığını belirtmişlerdir. Genellikle, tüberküllü dişler ve okluzal yüzeydeki belirginlik, yiyeceklere geniş, düz yüzeyli okluzal tablalardan daha kolay kaçış sağlar.

Kydd (70), 5 tam dişsiz hastada 33° tüberkül eğimli arka dişlerin kullanıldığı protez kaidelerinde sıkışma ve gerilme tipinde deformasyonların, 0° arka dişler kullanılan protezlere kıyasla daha fazla olduğunu bulmuşlardır.

Craig ve arkadaşları (71), yaptıkları fotoelastik çalışmada, 30° tüberkül eğimli porselen dişler kullanarak, tam protezlere sentrik, fonksiyonel ve protriziv ilişkide yük uygulamışlardır. Protezlerin sentrik ilişkide yüklenmesi, üst orta hatta en düşük stres iletimi ile sonuçlanmıştır. Kret boyunca önden arkaya doğru strete artış olmuş, en fazla stresler büyük azılar bölgesinde görülmüştür. Alt protezlerde yüklenme sonucu en fazla stresler birinci büyük azı dişi bölgesinde görülmüş, orta hatta doğru bir azalma göstermiştir. Fonksiyon sırasında dengeleyen tarafta, çalışan tarafa kıyasla kanin ve birinci büyük azı arasında daha yüksek stresler oluşmuştur. Protriziv ilişkide yüklenmesi, hem alt hem de üst protezlerde streslerin öne doğru kaymasına neden olmuştur.

Akril esaslı yapay dişlerin aşınması ile okluzal streslerin dağılımı bozulur ve okluzal dengesizlik oluşur. Dişlerin aşınması kişinin ısırma kuvveti ve beslenme alışkanlıkları ile de ilgilidir. Üst dişler arkta alt dişlerin bukkaline yerleştirilirse, üst palatinal alt bukkal tüberküllerin aşınmasına yol açar. Kapanıştaki bu durum, üst protezin kenarlarında her kuvvetli kapanışta ayırıcı bir stres yaratır ve sonuçta protez kaide materyalinde yorgunluk sonucu kırılma meydana gelir. Eğer üst dişler ark boyunca linguale doğru yerleştirilmişse, bu defa durum yukarıdakinin tam tersidir ve alt protezde daha fazla stres ortaya çıkaracaktır (72).

Regli ve Kydd (73) alt protezlerde üç belirgin deformasyon tipi olduğunu bulmuşlardır:

1-Büyük azı bölgelerinin birbirinden uzaklaşacak şekilde hareketi

2-Büyük azı bölgelerinin birbirlerine yaklaşacak şekilde hareketi

3- Arka dişlerin bukkale ve lingual kanatların linguale döndüğü birleşik bir hareket.

Araştırmalar şekil değişikliğinin küçük olduğunu kanıtlamıştır (73). Bu yüzden materyalin dayanıklılığında çok modülü önemli. 1. ve 2. tip deformasyonlar yatay düzlemde, eğilme tipindedir ve protezin konturunu izleyen paralel lifler yerleştirilerek karşı konulabilir. Bu tip düzen 3. tip deformasyona da karşı koyar, çünkü ön lingual kanadın uzamasına, sıkışmasına ve dönme tipi deformasyonlara etkilidir.

Protezi taşıyan alanların şekli ve ağız mukozasının kalınlığı ve sıkışabilirliği hekimin kontrolünde değildir. Ancak protez kaidesinin kalınlığı, dişlerin alveol kreti üzerindeki yerleri ve dişlerin okluzal formu gibi protez planlaması ile ilgili koşulları hekim kontrol edebilir. Eğer arka dişler rezidüel sırtların dışına yerleştirilirse, protezdeki strain (şeklen bozulma) ve buna bağlı kırılma olasılığı artar, düz tüberküllü dişler kullanılıncaya strain azalır, damağın kalınlığı azaldıkça strain azalır.

Doğal dişlerle kapanışa gelen üst tam protezlerde okluzal düzlem alt dişler tarafından belirlenir. Alt dişler uzayıp, uygun olmayan gereksiz diş eğimleri ortaya çıkmış olabilir. Bunlar üst protezlerde istenmeyen kuvvetler oluşturur, bu nedenle alt dişlerde okluzal düzlemde gerekli düzeltmeler yapıldıktan sonra üst protez yapılmalıdır. Okluzal düzlemdeki veya tek bir dişteki aşırı dik eğimler düzeltilmelidir. Aksi takdirde, özellikle dişlerin şekli ve sıralanması, dengelenmiş okluzyon elde etmeyi engelliyorsa, doğal dişlerle kapanışa gelen üst tam protezlerde, kullanım sırasında kırılma sık görülür (74).

Doğal dişleri destekleyen alveol kemiği, periodontal ligamentin geniş alanı nedeniyle daha çok gerilme yükleri alabilir. Tam doğal dişlerin varlığında periodontal ligamentlerin toplam alanı (45 cm^2), bir protez yüzeyinin alanından (üst 22.96 cm^2 , alt 12.25 cm^2) çok daha büyük olduğu için daha fazla yük uygulanır. Bu orandan dolayı, üst tam dişli, alt tam dişsizlikte altta aşırı rezorpsiyon olur ve bu tip protezler endike değildir. Rezidüel sırtlarda rezorpsiyon arttıkça bu oran daha da bozulur (74).

Bu nedenle:

- 1-Çiğneme kuvvetlerini daha geniş bir alana yaymak için, protez kaidesi mümkün olduğu kadar sulkus kenarlarına doğru uzatılmalıdır.
- 2-Mukoza ve protez kaidesi arasındaki temas iyi olmalıdır, burada kullanılan ölçü tekniği önem kazanır. Ayrıca kullanım sırasında değişime uğrayan protez kaideleri besleme veya plak değiştirme ile düzeltilmelidir.
- 3-Rezidüel sırtların üstündeki mukoza uygun kalınlık ve sıkılıkta olmalıdır.

Üst protezlerde en fazla stres alan bölgeler, rezidüel sırtların tüm uzunluğu boyunca kret ve iç eğimdir. Damağın ön kısmında konturun yüksekliğinde ikinci derecede bir kuvvet taşıyan alan daha vardır. Bu daha çok derin damak kubbesi olan vakalarda görülür. Bu bilgilerin ışığında damağın ön kısmında orta "palatine suture"a aşırı yüklenmeyi önlemek için damağın ön kısmında "relief" önerilmektedir, arka kısımda ise "relief" in gerekli olmadığı düşünülmektedir (75).

Matthews ve Wain (76) fonksiyon sırasında en fazla streslerin palatinal kısımda parlatılmış yüzeyde, hemen ön dişlerin arkasında oluştuğunu bulmuştur. Orta hat kırıklarında, orta keserlerin arasındaki palatal kısımdaki kaidenin bu tip kırılmaların esas başlatıcısı olduğuna karar vermişlerdir.

Lambrecht ve Kydd (75), fonksiyon sırasında, orta hattın ön arka yönde deforme olmadığını belirtmişlerdir. Bu nedenle, bu yönde yerleştirilen liflerin streslere karşı koyamayacağı, ancak lateral yönde sıralanmış liflerin palatal kısmı güçlendireceği düşünülebilir.

Aynı araştırmacılar (75) çiğneme ve yutkunma sırasında protez kaidesinin, orta hatta bir miktar sıkışma veya gerilme kuvvetleri ile karşılaştığını belirtmişlerdir. Bu yüzden tüm protez kaidesi lateral yönde sıralanmış liflerle güçlendirilmelidir.

Protez kaidesi çapraz bir giriş gibi hareket eder, sıkışma gerilimleri kaidenin dokuya yakın kısımlarında ve gerilme gerilimleri ise kaidenin polisajlı kısımlarında oluşur (77).

Matthews ve Wain, 1956'da (76) protezlerde oluşan gerilimlerle ilgili önemli sonuçlar bulmuşlardır. Dış yüklemeler sonucu oluşan kuvvetlerin ölçülmesinde şu teknikleri önermişlerdir; elektrikli "gauge"ler ve kırılğan lak tekniği. Çalışmalarında, protezin labial bölgesindeki gerilme gerilimlerini kesici dişlerin lingual yüzeyindeki parlatılmış yüzeye kıyasla daha az bulmuşlardır. Bu alan protezin en fazla stres altında kalan bölgesi olarak bulunmuştur. Bu yüzden, insizal çentiğin, orta hat kırıklarında etken bir faktör olduğuna karar vermişlerdir, ve kaidedeki kırıkların bu çentikten başladığını belirtmişlerdir.

Dişler üzerindeki en büyük kuvvetler çiğneme ve yutkunma sırasında ortaya çıkar ve genelde dik yöndedir. Kuvvetler, protezin altındaki bazal kemiğe diş kontaktları ile iletilir. Bu, sentrik ve sentrik dışı "maxillo-mandibular" ilişkide olur.

Sentrik okluziyondaki diş teması, uykuda ve uyanıkken çiğneme dışı aktivitelerde de oluşur. Ortalama çiğneme temas süresi 0.2 saniyedir,

oysa yutkunma teması 1 saniyedir. Yükler, yutkunma sırasında sentrik okluzyonda bilateral olarak oluşmaktadırdır (1,74).

Adams ve Zander (78), sentrik okluzyon temaslarının süresini ve sıklığını, lateral temaslarındakinden daha yüksek bulmuşlardır. Yutkunma sırasında oluşan temasların, yemek yeme sırasında oluşan temaslardan daha uzun olduğunu bildirmişlerdir. Çiğneme sırasında, sentrik okluzyon öncesi ve sonrası oluşan lateral temaslar uzamış fakat süresi değişmeden kalmıştır. Bu bulgular Jankelson ve arkadaşlarının (79) bulgularıyla uyumsuzdur. Jankelson ve arkadaşları, yutkunma sırasında sentrik okluzyonda oluşan diş temaslarının sadece fonksiyonel temaslar olduğunu belirtmişlerdir. Yutkunma sırasında proteze ve destek dokulara uygulanan kuvvetin nemi, Lear ve arkadaşlarının çalışmalarında (80) belirtilmiştir. Toplumda 24 saat süresince yutkunma sıklığı sayısını 490-675 olarak tespit etmişlerdir. Birçok kişide çiğneme, günün sadece çok az bir zaman dilimini kapsar. Buna karşılık yutkunma, gün boyunca devam eder ve günde ortalama 500 kez tekrarlanır (74). Swoope ve Kydd (81), yutkunma sırasındaki deformasyon süresinin, çiğneme sırasındaki deformasyona kıyasla 3.6 kez daha büyük olduğunu göstermişlerdir.

Daha düşük değerde fakat daha uzun süreli, bütün gün boyunca protezlere gelen diğer yükler dil ve ağız çevresi kaslara aittir. Bu kuvvetler baskın olarak yatay yöndedir.

Çiğneme sırasında ısırma kuvvetleri karşıt dişler boyunca, diş lokma ile temas yapsa da yapmasa da iletilir. Ellinder ve arkadaşları (74) gün boyunca dişlerin çiğneme ve yutkunma nedeniyle ortalama 17.5 dakika temasa geldiğini ve bu sürenin yarıdan fazlasının yutkunma sırasında çenelerin kapanma kuvveti ile ortaya çıktığını belirtmişlerdir. Doğal dişlerde bilinçli olarak dişler üzerinde oluşan çiğneme kuvvetinin 20 kg civarında olduğunu bulmuşlardır. Tam protezlerde ise en fazla kuvvet 6-8

kg civarında bulunmuştur. Ancak tam protez kullananlarda ortalama yükler bundan daha da azdır, protez kullanan hastalar sıklıkla destek dokulara gelen yükleri sınırlamak için doku toleransını aşmayan çiğneme gerektiren yiyecek tercih ederler, bu nedenle çiğneme için gerekli kuvvetler, çiğnenen yiyeceğin tipine göre de değişiklik gösterir.

Protezlerin doku yüzeyindeki hareketleri, altta protezi destekleyen kemik ve yumuşak dokunun özellikleriyle ilgilidir. Boucher ve arkadaşları(1), kretleri dolgun ve bunu örten sağlıklı bir mukozası olan hastada protez kaidelerinin 1.5-2 mm dikey yönde yer değiştirdiğini bulmuştur. Uygun kretli, geniş, sıkı mukozalı kişilerde üst protezin hareketi, alttaki dokunun esnekliğiyle ilgili olup, buna karşılık alt protezlerde çiğneme sırasında hareket gözlenmediğini bulmuşlardır.

Smith ve arkadaşları (82), alt ve üst protezlerde hareketin yönünü kaydetmişler, üst protezlerde hareket yatay yönde iken alt protezlerde esas olarak dikey yönde olduğunu bulmuşlardır ve üstte çiğneme sırasında bu yatay hareketin özellikle çiğnemenin yapıldığı tarafa doğru olduğunu belirtmişlerdir.

Birçok araştırmacı tam protezlerdeki deformasyonu "strain gauge" kullanarak araştırmışlar (70,73,75,81,83). Akrilik ve metal kaideyi kıyaslamışlar ve metal kaidenin akrilik kaideye kıyasla, lateral şekil bozukluğuna 8.5 kat daha dirençli olduğunu bulmuşlardır (73).

Lambrechet ve Kydd (75), "strain gauge"lerle üst protezlerde deformasyon yönünü araştırmışlar ve şu sonuçları bulmuşlardır; arka damak bölgesinde, yatay yönde dışa doğru açılma meydana gelmiş, ön damakta hem dışa doğru açılma hem de sıkışma yatay yönde oluşmuştur. Labial kanatta sıkışma görülmüş, buna karşılık bukkal kanat mukozadan ayrılma eğiliminde olmuştur. Çiğnemenin yapıldığı bölgenin de önemli

olduğunu belirtmişler, çiğneme küçük azı bölgesinde gerçekleşiyorsa kaidede sıkışma olacağını, büyük azı bölgesinde çiğneme yapılıyorsa gerilme olacağını belirtmişlerdir.

Yüksek kretli hastalarda, kretlerde dönme tipinde deformasyon olurken, düz, sıg kretli hastalarda sıkışma veya içe doğru hareket ortaya çıkar. Yutkunma sırasında her tip protezde ekstansiyon veya yana doğru ayrılma görülmüştür. Ancak bu, düz kretli protez kaidelerinde daha düşük derecededir (77).

Fonksiyonel ve parafonksiyonel hareketler sırasında protezler, yumuşak dokuların yer değiştirmesine neden olan basınçlar uygular. Bu basınçlar mukozanın şekil değiştirmesine ve kan dolaşımının engellenmesine neden olur. Bunun sonucunda dokulara, beslenme için gerekli metabolitlerin ulaşımı kısıtlanır ve destekleyici dokularda yıkım ortaya çıkar.

Atasever ve arkadaşları (84), yaptıkları çalışmada daha önce hiç protez kullanmamış tam protez hastalarında, üst tam protezlerin devamlı kullanılması ile 7. ve 40. günlerdeki palatal kan akımını mukozaya ¹³³Xe enjekte ederek ölçmüşler ve uygun yapılmış protezlerde bile, kullanım sonucu kan akımında önemli bir azalma olduğunu, protezlerin 24 saat ağızdan çıkartılması ile kan akımının normale döndüğünü belirtmişlerdir. Protez hastalarına, kan dolaşımının normale dönmesi için, uyku sırasında protezlerin ağız dışında bırakılması öğütlenmelidir. Böylece kemik dokusunun korunması ve rezorbsiyonun azalması bir ölçüde sağlanabilir. Protezin doku yüzeyi ile ağız dokusu arasında rezorbsiyon sonucu oluşan boşluk da, protezlerin kırılmasına neden olur.

Hastanın çiğneme sistemi ile ortaya çıkan kuvvet dişhekimi tarafından kontrol edilemez. Dişhekimi sadece, protezin kapladığı alanı genişleterek

ve uygun bir okluzyon kurarak kuvvetlerin dağılımını dengeleyebilir. Yapay dişlerin okluzal yüzeyleri küçültülebilir ve hasta eğitilerek parafonksiyonel alışkanlıklar kırılabilir. Ayrıca protezlerde yumuşak astar materyalleri kullanılması, dokulara gelen kuvvetleri önemli ölçüde azaltır.

Protezler büyük ve ani kuvvetlerden başka çiğneme esnasında çok sayıda daha düşük devirli gerilimlere maruz kalırlar. Bu nedenle, protez kaide rezinlerinin yorulma özellikleri oldukça önemlidir. Yorulma direnci, belirli bir gerilimde zayıflama veya kırılma öncesi materyale gelen kuvvetlerin devir sayısını gösterir (2,85,86).

Akrilik rezinler, eğer yapıda derin çizik, çentik veya çatlaklar varsa zayıflarlar. Böyle yapısal zayıflıkların varlığında kırılmaya eğilimleri artar. Protezlerde oluşan kırılmalar, travmanın yanısıra zaman içinde kullanma periyoduna bağlı olarak gelen streslere karşı protezin gösterdiği dirençte oluşan kayıp, yani materyalin yorulması ile de meydana gelebilir (29,53,85-87).

Çiğneme basınçları altında, akrilik rezin protez kaideleri yılda yaklaşık 500.000 eğilmeye maruz kalmaktadırlar. Bu da protez kaidesinde materyal yorgunluğuna ve deformasyonlara yol açar. Dolayısıyla kaidede uyumsuzluklar ve desteksiz kalma sonucu kırılmalar beklenebilir (86,87).

Palatinal bölgedeki belirgin toruslar veya "sutura palatina media"nın sert ve belirgin olması da kırılmayı kolaylaştırır.

Tam protezlerde en sık karşılaşılan kırık, orta hat kırıklarıdır (72). Orta hat kırıkları en sık üst protezlerde görülür ve yorulmaya bağlı meydana gelirler (41). Alt protezlerde yorulma sonucu kırıklar ciddi bir problem değildir ve kırıkların %80'i çarpma veya sert zemine düşme sonucu

meydana gelir. Alt protezler sert yüzeylere düşünce, en büyük stresler labial ve lingual 2. küçük azı bölgesinde oluşur (43).

Frenilum çentiği kırık başlangıcı için diğer bir önemli etkidir. Bu bölgede başlayan çatlaklar, palatal kısma doğru devam eder (39,40). Uzun frenilumlar ve frenilum sayısının fazla olması kırılma nedenidir (72).

Sonuç olarak, protezlerin kırılmasında etkili olan faktörleri şöyle sıralayabiliriz:

1-Okluzyon: -Tüberkül eğimleri

-Dişlerin arktaki yeri

2-Fonksiyon ve parafonksiyonla oluşan stresler

3-Doku uyumuna bağlı oluşan yükler

4-Frenilum çentiklerinin oluşturduğu stresler

5-Yorulma, çarpma gibi mekanik özelliklere bağlı faktörler

AKRİLİK REZİNLERİN GÜÇLENDİRİLMESİ

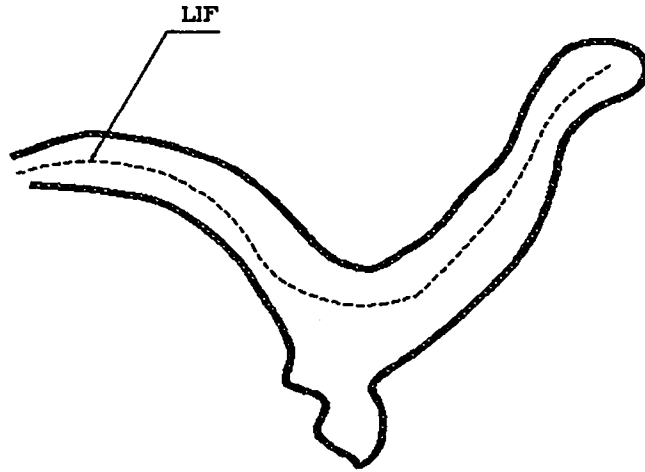
1930'ların sonundan itibaren akrilik rezinler, tam protez kaide plağı yapımında tercih edilen malzemeler olmuşlardır (88). Son yıllarda teknolojiye gelişmelerle birlikte yeni maddelerin geliştirilmesi, daha yüksek standartta protezler yapabilmeyi olası kılmışsa da yine de akrilik rezinler, dişhekimliğinde kullanıma girdiği 50 yılı aşkın süreden beri istenilen şekilde iyileştirilememiştir. Daha iyi özellikler elde etmek amacıyla, orijinal maddeyle birlikte kopolimerler, çapraz bağlantı ajanları kullanılmaya çalışılmıştır (40).

Polimetilmetakrilat kaidelerin, kullanımının ve tamirinin kolay olması, ağız içinde stabil oluşu, hastaların büyük bir çoğunluğu tarafından kabul

edilebilmesi, pigment ilave edilebilmesi ve böylece daha iyi estetik sonuçlar alınması gibi avantajlarının yanısıra dayanıklılığı ve sertliği hala tatmin edici düzeyde değildir (31,40,42).

Dayanıklılık, çarpma ve yorgunluk problemlerinin çözümü amacıyla, akrilik rezinler değiştirilmiş ve güçlendirilmiştir. 1960'larda, akriller, tane polimer içine, lastik faz dahil edilerek piyasaya sunulmuştur. Bu tip güçlendirilmiş (high impact) rezinler, piyasada bulunmaktadır. Klinik olarak başarılı sonuçlar vermesine karşı, kullanımının az olmasının nedeni, materyalin pahalı olmasıdır (89).

Akrilik rezinin güçlendirilmesi Grant ve Greener (90) tarafından tarif edilmiştir. Safir iğnecikleri ilave edilince, esneme dayanıklılığında bir artış olduğu belirtilmiştir. Aynı amaçla, metal tozları, metal teller, alüminyum iğnecikleri, lastikler ve çeşitli formlarda lifler kullanılmıştır. Değişik şekilli metaller protezlerin içine yerleştirilmiş, sonuçlarla ilgili çok farklı ve birbirine uymayan görüşler bildirilmiştir (5,28,33,37,51,52). Karbon liflerin bulunması ile, akrilik rezin protezleri güçlendirmek için bir ümit doğmuştur. Akrilik rezinleri güçlendirmek için karbon liflerin kullanımı Schreiber (1971) (24), Manley ve arkadaşları (1979) (26) tarafından rapor edilmiştir.



Şekil 2.4: Lif yerleştirilmiş bir protezin şematik şekli

Bu alandaki son gelişmeler, ultra high modulus polietilen (UHMPE) ile poli(metilmetakrilat)'ın güçlendirilmesidir. Bu lifler ucuz, estetik ve poli(metilmetakrilat)'ı güçlendirecek özelliğe sahiptirler. Şekil 2.4'de liflerle güçlendirilmiş bir protezin şematik şekli görülmektedir.

Akrilik rezin yapıyı güçlendirmek için yaygın olarak kullanılan lifler şunlardır:

1-Cam lifi

2-Karbon lifi

3-Kevlar lifi

4-Polietilen lifi

LİFLERİN ÖZELLİKLERİ (41,91-95)

Cam lifi : Sürekli elyaf olarak en yaygın kullanılan malzeme ucuz olması nedeniyle cam elyaftır. Özellikle cam elyaf ile matris arası yapışma gücünü artıran silan bazlı ince film yapan kimyasalların sentezinden sonra kullanım alanları genişlemiştir.

Bu elyaf polimer kompozitlere kuvvet, çatlak ve yorgunluk önleme, ısı dayanımı, düşük ısısal genleşme gibi özellikler verir.

Elyaf dolgulu polimer kompozitlerde üretim teknolojisi zorluğu ve pahalı olması yaygın kullanımı engelleyen unsurların başında gelmektedir. En yaygın kullanılan tekniklerden birisi “pre-preg” denilen reçine emdirilmiş, elyaf kumaş veya şeritlerini çapraz ve dik konumlarda kat kat

koyarak istenen kalınlıkta malzeme elde etmek ve otoklav denilen basınçlı ve ısı programlı kaplarda veya pres altında polimerleşme tepkimesini yaparak kompozit üretmektir.

Cam lifleri yanmaz, inhalasyonları düşüktür, ancak solunum sisteminde irritasyona sebep olabilir. Sindirim sistemi üzerine toksik etkisi vardır, gözler ve deri için irritandır.

Karbon lifi : Bazı öncü liflerden, özellikle akrilik liflerden ısıl mekanik işlemlerle elde edilir. Ayrıca taşkömürü tortusundan ve poliimid yani aromatik poliamid, polibenzimidazol gibi ısıl kararlı birçok polimerden elde edilir, düşük yoğunluk eşliğinde ısıl, sürtünmeye ilişkin ve mekanik nitelikler bakımından ayırt edici özellikler gösterir.

Akrilik lifleri karbon yani grafit liflerine dönüştürmek oldukça karmaşık bir işlemdir. Yükseltgeme, karbonlaştırma, grafitleştirme aşamaları sırasıyla uygulanır.

Karbon liflerinin en önemli özelliği düşük yoğunluğa sahip olmalarına karşın, oldukça sağlam olmalarıdır.

Ortalama 7-10 mikrometre çapında, %1-2 uzaması olabilen, 3000°C'ye kadar dayanıklı, çekme dayanıklılığı çelikten fazla ve hafif (1.8 g/cm³) bir malzemedir. En önemli eksikliği elyaf eksenine dik yöndeki darbelere dayanıksız olmasıdır. Bu eksiklik, elyaf liflerini üretim esnasında matris içerisine çapraz ve birbirlerine dik biçimlerde yerleştirerek, bir anlamda, elyafı kumaş gibi dokuyarak kapatılmaktadır. Karbon elyafı polimerik kompozitler çok üstün nitelikleri nedeniyle son yılların yapısal sahada gözde malzemesidir.

1970'de, dental protezlerde kullanımını araştırmak için yeterli miktarda karbon lifi üretilmiştir (25). Protez kaide rezinlerini güçlendirmek için karbon liflerin kullanımı, ilk kez 1971'de Schreiber tarafından denenmiş, akrilin çarpma dayanıklılığını %50 artırdığı görölmüştür (24). Yapılan çalışmalarda karbon lifi ilavesinin akrilik rezinlerin yorulma ve gerilme gerilimini, defleksiyonu ve elastisite modölünü artırdığı gösterilmiştir (24,26).

Karbon lifi ile güçlendirilmiş protez kaide rezinlerinin avantajları şöyle sıralanabilir (25):

- 1-Dayanıklıdır.
- 2-Kimyasal etkisi yoktur.
- 3-lı bir ısı iletkenidir.
- 4-Isıya dayanıklıdır.
- 5-Yorulmaya karşı yüksek dirence sahiptir.
- 6-Uygulaması kolaydır.
- 7-Ucuzdur.
- 8-Tamir gerekliliğini belirgin ölçüde azaltır.

Karbon liflerinin en önemli dezavantajı koyu renkli rezinler oluşturmasıdır. Bu özelliği nedeniyle karbon lifi protezlerde ancak belli bölgelerde kullanılabilir. Bu bölgeler, tam protezlerde üstte damak bölgesi ve altta yumuşak astar kullanılıyorsa, astarla dişler arasındır. Bölümlü protezlerde, dayanıklılığın artırılmasının düşünüldüğu bölgelerde kullanılabilir.

Kevlar lifi : Du Pont de Nemours firmasınca üretilen aramid elyafıdır, poliparafenilentereftalamitten oluşur.

Aramid, genellikle iyi mekanik özellikleri ve ısıya karşı üstün direnci olan yapay iplik veya elyafıdır. 1974'te aromatik poliamidten (keklar, nomex, canex) ve poliamid-imidten (kermel) yapılan elyaf ve iplikler, Amerikan Ticaret Komisyonu tarafından aramid adı altında toplanmıştır. Kevlar elyafı, bu sınıfın piyasaya sürülmüş en önemli ürünüdür ve sanayide ilgi çekici uygulamaları vardır. Bu lifler mekanik özelliklerini yüksek sıcaklıkta da korur (400-500°), esneklik modülü çok yüksek, yoğunluğu düşüktür.

Aramid lifleri, derişik sülfirik asitteki çözeltilerinden fışkırtma yöntemiyle elde edilir, ara fazlar oluşturma ve olağan sıcaklıkta katılaşma özelliğı gösterir. Bu lifli malzeme kristal yapıdadır ve eşçaplı kristalitlerin yönü elyaf eksenini izler ve yarıçapsal yönelim gösteren makrolifler biçiminde birbirine bağlanır.

Kevlar lifi, kendisine eşit ağırlıktaki çelikten daha büyük elastisite modülü ve gerilme dayanıklılığına sahiptir. Dolayısıyla yerleştirildiğı protezlerde özellikle kırılma direncini önemli ölçüde artırır (31).

Ancak sarı renkli olduğı için, ön bölgelerde kullanımı estetik sorun yaratabilir. Özellikle, kırık için önemli bir bölge olan labial frenilum bölgesinde kullanılması güçtür.

Polietilen lifi : Formülü $(CH_2CH_2)_n$ olan etilenin polimerlerinin tümüne verilen genel isimdir ve en çok üretilen sentetik polimerdir. Polietilenler, polimerleşme yöntemlerine göre ikiye ayrılır: 1. bileşim koşullarından dolayı yüksek basınç polietileni de denilen düşük yoğunluklu polietilenler, 2. düşük basınç polietileni de denilen yüksek yoğunluklu polietilenler.

Düşük yoğunluklu polietilenlerin elde ediliş yöntemi, çok yüksek bir basınç (100 - 300 MPa) ve 150-300°C arasındaki bir sıcaklıkta radikal zincir polimerleşmesidir. Buna karşılık yüksek yoğunluklu polietilenlerin polimerleşme başlatıcısı, bir Ziegler-Natta katalizörüdür, bir alkilalüminyumla birleşmiş titan türevinin bir taşıyıcı üzerine çökeltilmiş halidir. Düşük yoğunluklu polietilenlere göre çok daha düşük olan basınç, uygulanan tekniklere göre değişir, sıcaklık ise 60-200°C arasındadır.

Yüksek modüllü polietilen lifler, uzun yıllar süren çalışmalarla ortaya çıkarılmıştır (42). Yüksek yoğunluk polietileni, erime noktasının altındaki sıcaklıklarda çekilerek lif haline getirilmiştir, sonuçta aksiyel yönde dayanıklılığı ve modülüsü yükselmiş bir materyal üretmişlerdir.

Polietileni, protez kaidelerinin güçlendirilmesinde ilk kez 1988'de Braden ve arkadaşları kullanmıştır (30) ve karbon liflere kıyasla çarpma dayanıklılıklarının daha yüksek, modulus ve eğilme dayanıklılıklarının daha düşük olduğunu bildirmişlerdir.

Williamson ve arkadaşları ise 1994'de polietileni ilk kez mikrodalga enerjisi ile polimerize edilen akrilik rezinleri güçlendirmek için kullanmışlardır (49).

Polietilenin doğal rengi, düşük yoğunluğu ve biyouyumluluğu, kimyasal etkisinin olmaması ve çözünmeye dirençli oluşu, estetiği ve hidrofobik özellikleri güçlendirici materyal olarak tercih edilmesini sağlamıştır (30,40).

Polietilen lifleri, yüksek gerilme dayanıklılığına sahiptir. Uzunlamasına yerleştirildiğinde, yüksek gerilme ve sıkışma modülüsüne sahip kompozit rezinler oluşturmaktadır. Lif yönüne dik yük uygulayarak üç nokta eğilme

testi uygulandığında kompozit rezinler, lifsiz rezinlere göre mükemmel esneme ve çarpma dayanıklılığına sahiptirler (41).

Polietilen lifleri düşük yüzey enerjisine ve ıslatılabilirliğe sahiptir. Ancak yüzeyi pürüzlendirilerek mekanik olarak kimyasal bağlayıcılar kullanılarak, uygulandığı ana matrikse iyi tutunması sağlanabilir. Polietilen lifi ve PMMA arasındaki bağlantı ve ıslatılabilirliği iyileştirmek amacıyla şu kimyasal maddeler kullanılmaktadır; radyofrekans plazma, kromik asit, benzoil peroksit, zirkonat kaplama ajanı ve poli(2-hidroksietil metakrilat).

Bunların dışında, estetik lif olarak adlandırılan suni ipek, akrilik rezin lif, naylon lif, PVC ve yün lifler vardır. Bu lifler hem dayanıklılığı artırmakta hem de kan damarı görüntüsü vererek estetiğe katkıda bulunmaktadır.

Asetat suni ipeği ilk kez 1978'de Winkler ve Vernon kullanmışlardır(96). Bu lifler monomerde çözünmediği için tercih edilmesine karşın monomer emdiği, böylece boyu ve çapı değiştiği, sonra da bu monomeri salıverdiği için fazla kullanılmamaktadır.

Akrilik rezin lifler kırmızı, mavi, mor renklerde olabilir. Kan damarlarını taklit etmek üzere alveolar mukoza bölgelerine yerleştirilebilir.

Naylon lifler, protezin özelliklerinde hiçbir değişiklik yapmadan estetiği artırabilen tek lif tipidir (48).

Protez kaidelerinin liflerle güçlendirilmesi, özellikle çeşitli nedenlerle protezi sık sık kırılan hastalarda düşünülebilir. Örneğin, protezin birinci yılında iki ya da daha fazla tamir hikayesi olan hastalar bu uygulama için uygundur. Ayrıca, üst total protez karşısında doğal alt diş teması olan hastalarda tercih edilmelidir (25).

Liflerle güçlendirilmiş protezlerin yaygın kullanımı için zorlayıcı bir neden de maliyetin düşük olmasıdır. Ayrıca, liflerle güçlendirmenin diğer bir yararı da herhangi bir kaza ya da travma sırasında, protezin kırılması halinde, kırık parçalardan birinin aspirasyonu, yutulması ya da kaybolması söz konusu olmaz, akril kırıldığında lifler uzamaktadır (31).

Lif içeren protezler kırıldığında, tamiri kolay ve güvenli bir şekilde yapılabilir. Kırık parçalar birbirlerine, lifler ve lif boşlukları rehber alınarak tesbit edilebilir (31).

Dişhekimliğinde, bu lifler protez içine 3 değişik formda yerleştirilebilmektedir; kısa kesilmiş form, birbirine paralel olarak uzunlamasına yerleştirilen iplik formu ve dokunmuş form.

Kısa kesilmiş lif formu, protez içine en kolay yerleştirilen formdur. Yaklaşık 6mm uzunluğunda kesilen lifler, önce likit içine karıştırılmakta, sonra toz eklenerek akril hazırlanmaktadır. Ancak bu form düşük oranda lif katılması istendiğinde (ağırlıkça %1-2) kullanılabilir. Yüksek oranda kullanıldığında kuru, katı bir karışım elde edilmektedir. Ayrıca kısa kesilmiş formun, dayanıklılığa önemli bir katkısının olmadığı, bazen olumsuz yönde etkisinin bile olduğu belirtilmektedir (24-26,42,44).

Birbirine paralel olarak uzunlamasına sıralanan iplik formu, proteze en zor yerleştirilen lif formudur. Akrilin kalıplanması sırasında uygulanan basınç, paralel liflerin yönlerinde değişikliğe neden olmakta ve bazı bölgelerde lifler üst üste gelmekte, bazı bölgeler lifsiz kalmaktadır. Bu durumda lifi protez içinde tam istenilen bölgeye yerleştirmek zor olmaktadır. Ayrıca bu lifler protez kenarlarından dışarı çıkabilmektedir (27,29,31,43,46,47).

Dokunmuş form, iplik formundaki liflerin “prepreg” tekniğiyle biraraya getirilmesiyle elde edilir. Bu formdaki lifler protez içinde istenilen bölgeye daha kolay yerleştirilebilir. Bu liflerin yer ve yön değiştirmesi daha zordur. Tek parça olarak yerleştirildiği için uygulaması kolaydır. Olumsuz yönleri ise; bu formun akrille birleşmesinin sorun yaratmasıdır. Kumaş şeklinde olduğu için, bütün liflerin akrille teması zor olabilir (30,34,40,41,44).

Bu liflerin akril içine yerleştirilmesi son derece önemlidir. Lifler doku yüzeyinde ortaya çıkarsa, dokuda tahrişe neden olmakta, parlatılmış yüzeyde ortaya çıkarsa polisajı güç olmaktadır. Polisaj alışılmış tekniklerle yapılırsa, yüzey yeterince düzeltilemez, ancak pomza ve tripoli ile parlatılabilir (31,40,41,97).

Liflerin protez içinde etkin fonksiyon görebilmesi için, yerinin ve yönünün uygun olması gerekir. Üst protezlerde, fonksiyon sırasında ön arka yönde deformasyon olmadığı için damakta lifler lateral yönde yerleştirilmelidir. Vestibülde de, frenilum çentiklerinin neden olabileceği kırık hattını önlemek için frenilum yönüne dik yerleştirilmelidir (39-41).

Alt protezlerde deformasyonlar, yatay düzlemde, eğilme tipindedir ve lifler hem vestibül, hem de ligualde protez konturuna paralel yerleştirilmelidir (41).

KONUyla İLGİLİ ÇALIŞMALAR

Protez kaide materyali olarak kullanılan akrilik rezinlerin fiziksel özelliklerinin iyileştirilmesiyle ilgili birçok çalışma yapılmıştır.

1970’de Stafford ve Smith (98), polimetilmetakrilattan yapılan protez kaidelerinin ani çarpmadan daha çok yorulmayla kırıldığını ortaya koymuşlardır.

1971'de Schreiber (24) protez kaide rezinlerinin yorulma ve darbe dayanımlarını artırmak için karbon liflerini kullanmış, yüzey işlemi görmemiş, işlem görmemiş ve kısa kesilmiş (untreated chopped) ve yüzey işlemi görmüş olmak üzere 3 formda yüksek modüllü karbon lifini pre-preg tekniği ile yerleştirmiştir. En iyi sonuçları, dayanımda %50 artışla yüzey işlemi görmüş gruptan alırken, en düşük sonuçlar işlem görmemiş, kesilmiş lif grubundan alınmıştır.

Aynı araştırmacı 1974'de (25), üst protezlerinde sık kırılma problemi olan 100 hastaya karbon lifi yerleştirip hastalarda mukoza ve dişeti sağlığını incelemiş, 3 yıllık izleme periyodu sonunda herhangi bir probleme rastlamamıştır. 3 yıl sonunda birkaç hastanın protezinde, kuvvetli temizlemeye bağlı aşınma ve liflerde açığa çıkma gözlenmiş, ancak bu hastalarda da liflerin mukoza ile temas ettiği bölgelerde herhangi bir ülserasyon ya da enflamasyon kaydedilmemiştir.

Manley ve arkadaşları 1979'da (26) yaptıkları çalışmada, karbon lif içeren polimetilmetakrilatın gerilme dayanıklılığını, alışılmış protez kaide materyali olan Croform, lastikle modifiye edilmiş polimetilmetakrilat ve güçlendirilmeden dökümle elde edilmiş polimetilmetakrilat ile karşılaştırmış, en yüksek değerleri karbon lif içeren polimetilmetakrilattan elde etmişlerdir.

DeBoer ve arkadaşları 1984'de (27), silanla yüzey işlemi uygulanmış, iplik formundaki karbon lifleri, örnek ortasına uzunlamasına (uygulanan yüke dik), enine ve hem uzunlamasına hem enine olmak üzere üç değişik düzenlemeyle uygulamışlar. %5 oranında lif içeren bu örneklerde esneme yorulmasına ve eğilme özelliklerine baktıklarında en iyi sonuçları uzunlamasına yerleştirilen lif grubundan almışlardır.

Carroll ve Fraunhofer 1984'de (28) otopolimerizan akrilik rezinleri elik tellerle gclendirmeye çalışmışlar ve tel kalınlığı arttıkça transvers dayanıklılığın arttığını kaydetmişlerdir.

1985'de Yazdanie ve Mahood (29), iplik ve dokunmuş formda, beş farklı oranda karbon lifi kullanarak yaptıkları çalışmada, elastisite modl ve yırtılma modlnn, yerleştirilen liflerin ağırlılığıyla doğru orantılı olarak arttığını ve tel formun dokunmuş forma göre daha dayanıklı ve katı bir akril oluşturduğunu ortaya çıkarmışlardır.

Braden ve arkadaşlarının 1988'de (30) yaptıkları bir çalışma, plazma ile kaplanmış, dokunmuş formda polietilen lif içeren örneklerin, işlem görmemiş yüksek modll polietilen lif (UHMPE) içeren örneklerden daha iyi darbe ve esneme dayanımı gösterdiğini ortaya çıkarmıştır.

Aynı yıl, Gutteridge (99) kısa kesilmiş polietilen liflerinin protez kaidesine uyumunu ve akrilin darbe dayanımına etkisini incelemiş, %2'den daha fazla oranda lif katıldığında akrilin uygulamasının son derece g olduğunu belirtmiştir.

Berrong ve arkadaşları 1990'da (31) kevar'la gclendirilmiş polimetilmetakrilatların kırılma direncini araştırmayı amaçladıkları çalışmalarında; ağırlılığın %0.5, %1 ve %2 si kadar kevar lifini örneğin ortasına yerleştirmişler, ısıyla uzun süreli polimerizasyon uygulamışlar ve örnekler e çarpma testi uygulamışlardır. Lif içeriği arttıkça kırılma direncinin arttığını, dolayısıyla en iyi sonucu %2 oranında lif içeren grubun verdiğini belirtmişlerdir.

1991'de Ting-Wey Yen ve arkadaşları (32), protez kaide rezinlerinin yoğunluk ve çarpma dayanıklılığında içi boş küçük cam kürelerin etkisini incelemişler, %20-40 oranında doldurucu ilavesinin yoğunluğu, dolayısıyla

protezin ağırlığını %8-9 azalttığını, ancak darbe dayanımını %26-31 azalttığı için önerilemeyeceğini belirtmişlerdir.

Aynı yıl, Kawano ve arkadaşları (33), üst tam protezlerde oluşan kırıkları, özellikle orta hat kırıklarını azaltmak amacıyla üst tam protezleri 0.3mm kalınlığında Ni-Cr plakalarla güçlendirmeyi denemiş ve yaptıkları çalışmada metal plakla güçlendirilmiş üst protezlerde, damakta daha düzenli stres dağılımı olduğunu ve orta hatta bukkal ve palatinal yüklemelerde strese belirgin azalma olduğunu kaydetmişlerdir.

Solnit 1991'de (34) polimetilmetakrilatı cam lifleri ile güçlendirmeyi denemiş. Üç değişik formda cam lifini, eşit miktarlarda, silanla işlem görmüş ve işlem görmemiş olarak akril içine yerleştirmiş, sürekli basınç altında polimerizasyonu gerçekleştirmiştir. En iyi dayanıklılık değerleri dokunmuş formda, silanla kaplanmış cam liflerinin bulunduğu örneklerden alınırken, en zayıf örnekler yüzey işlemi yapılmamış lifleri içeren örnekler olmuştur. Dağınık formda liflerin kullanımı akrili zayıflatmıştır.

Larson ve arkadaşları 1991'de (35) biri polimetilmetakrilat, biri polietilmetakrilat ve biri de poliviniletmetakrilat esaslı üç tip geçici kron akriliğini karbon grafit lifleriyle güçlendirmişlerdir. Lif içeriği üç tip akrilik rezinin de elastisite modülünü önemli ölçüde artırmıştır. Ayrıca 60 gün suda bekletmek elastisite modülünü etkilememiştir ve en dayanıklı akril polimetilmetakrilat, en zayıf akril poliviniletmetakrilat olarak bulunmuştur.

1992'de Davy ve arkadaşları (36), Bis GMA / THFM (tetrahidrofurfuril metakrilat) ko-polimerini, yüksek modüllü polietilenle güçlendirmeyi amaçlamışlar. Örneğin ortasına uzunlamasına yerleştirdikleri lifleri, yüzey işlemi görmemiş ve oksijen plazma ile yüzey işlemi uygulanmış olmak üzere iki şekilde kullanmışlar. %50 oranında lif kullandıkları örneklerde en iyi esneme dayanıklılığı sonuçları elde etmişlerdir. Kırılan örneklerin

elektron mikroskop görüntüleri rezinle lif arasında son derece iyi kontaktlar göstermiştir.

Valittu ve Lassila 1992'de (37), hem metal, hem lif güçlendirici kullandıkları çalışmalarında, metalleri tel formunda, yarım yuvarlak tel ve örülmüş tel plaka şeklinde, kumlanmış ve parlatılmış olarak; cam, karbon ve kevlar liflerini bükülmüş iplik formunda, camı ayrıca dokunmuş formda uygulamışlar. Tüm lifleri yüzey işlemi görmemiş ve silanla yüzey işlemi yapılmış olmak üzere iki şekilde kullanmışlardır. Silansız cam lifleri hariç tüm güçlendiricilerin kırılma direncini artırdığını, en iyi sonucu yarım yuvarlak telin verdiğini belirtmişlerdir.

Aynı araştırmacılar, aynı yıl (38) akrili güçlendirmek için farklı yüzey işlemleri uygulanmış metal güçlendiriciler kullanmış, en yüksek kırılma direncini kumlanmış yüzeyde yarım yuvarlak telde elde etmişlerdir.

Goldberg ve Burstone (1992) (39), PETG (polyethylene terephthalate glycol) ve PCTG (poly1.4cyclohexylene dimethylene terephthalate glycol) 'yi uzun cam lifleriyle desteklemişler, %43-45 lif içeren örneklerde modülusta %65 artış gözlemişlerdir.

1992'de Clarke ve arkadaşları (40), dokunmuş formda polietilen liflerinin üst tam protezlere yerleştirilmesiyle ilgili bir yöntem anlatmışlar ve sert damağın ön tarafına yerleştirilip kretlere doğru uzatılan liflerle yapılan protezlerde 31 aylık kullanım sonrası, estetik ve fonksiyonel özelliklerin korunduğunu göstermişlerdir.

Ladizesky ve arkadaşları 1992'de (41) tam protezleri polietilen lifleri ile güçlendirmişler, devamlı, paralel liflerin hem alt hem üst kaidelerde maksimum güçlendirme sağladığını, bu protezlerin standart dental tekniklere birkaç ekstra aşama ilavesiyle elde edilebileceğini, özel aletler ya

da kişiler gerektirmediğini vurgulamışlardır. Bu lifler sayesinde, protezin dayanıklılığını artırmak için kalınlığını artırmaya gerek kalmadığını belirtmişlerdir.

Gutteridge'in (1992) (42) % 0.5, 1, 2 ve 3 oranında polietilen lifi kullandığı çalışmasında, akrillerin çarpma dayanıklılığının, lif oranının artmasıyla ve plazma ile yapılan yüzey işlemleriyle olumlu etkilendiğini, transvers dayanıklılığın etkilenmediğini sertliğin, polietilen liflerin düşük oranlarda yerleştirilmesiyle etkilenmediğini, ancak oranın %2 ve üzerine çıkması ile azalmaya başladığını bulmuşlardır.

Dixon ve Breeding 1992'de (43) üç farklı rezini polietilen lifleri kullanarak incelemiş; birincisi güçlendirilmiş akril olan (Lucitone 199), ikincisi ısıyla hızlı polimerize edilen (Accelar 20) ve üçüncüsü ışıkla aktive edilen (Triad) olmak üzere üç protez kaide rezinini, polietilen lifleri kullanılarak ve lifsiz olarak kırılma dirençleri yönünden incelemişlerdir. Liflerin, uzunlamasına ve örneğin ortasına yerleştirildiği çalışmaları lifli Lucitone 199 örneklerde transvers dayanıklılıkta önemli olmayan bir azalma, lifli Accelar 20 örneklerde önemli olmayan artma görülürken, lifli Triad rezinde önemli ölçüde artma bulunmuştur.

Ladizesky ve arkadaşları 1993'de (44), kısa kesilmiş ve dokunmuş formda polietilen kullanarak yaptıkları çalışmada, üç tabaka halinde uygulanan dokunmuş polietilenin, akrilik protez kaide rezininin çarpma dayanıklılığını belirgin şekilde artırdığını, ancak modulus ve esneme dayanıklılığında artış olmadığını göstermişlerdir. Ayrıca lif-rezin bağlantısının mükemmel olduğunu ve daha fazla tabaka halinde lif yerleştirilmesi önermektedirler.

Vallittu 1993'de (45) metal güçlendiricileri hem farklı bağlayıcılarla, hem de farklı pozisyonlarda kullanmayı denemiş, bu amaçla iki aşamalı bir

Çalışma planlamıştır. 1. aşamada yarım yuvarlak teli kumlamış ve kumlanmış tele iki farklı bağlayıcı uygulamıştır. Kumlanmış tel kırılma direncini artırmış, “Silicoating” uygulaması daha da olumlu sonuç vermiştir. Ancak “Eudicolle” uygulamanın ayrıca bir katkısı olmamıştır. 2. aşamada tel güçlendiriciler , protez içine üç farklı pozisyonda yerleştirilmiş; a)yk uygulanan yüzeye uzak, b)ortada, c)yk uygulanan yüzeye yakın. Ancak bu pozisyon değişikliğinin kırılma direncini etkilemediği buunmuştur.

1994’de Vallittu ve arkadaşları (46), ısıyla polimerize olan akrilik rezinlerin kırılma direncine liflerin etkisini incelemek amacıyla yaptıkları çalışmada cam, karbon ve aramid lifleri bükülmüş ip formunda ve üç farklı konsantrasyonda kullanmışlar ve bütün lifleri silanla yüzey işlemine tabii tutmuşlardır. Üç nokta eğilme testi uyguladıkları bütün örneklerde lif miktarı arttıkça kırılma direncinin arttığını göstermişlerdir.

Vallittu, aynı yıl (47) cam liflerini, değişik konsantrasyonda hazırlanmış PMMA-MMA şurubuna batırarak akril içine yerleştirmiş. Bütün örneklerde aynı oranda (%6.34) lif kullanmasına rağmen kırılma direncinin, şurubun konsantrasyonu arttıkça arttığını göstermiştir. Liflerin etrafındaki PMMA-MMA şurubunun polimerizasyon büzülmesi de konsantrasyon arttıkça azalmıştır.

Akrilik rezinlerde kılcal damar grntş verebilmek amacıyla da çeşitli lifler kullanılmaktadır. Suni ipek, naylon lifler, PVC ve yn bunlara örnek verilebilir. 1-9 mm arasında değişen boyutlarda ve değişik oranlarda (%0.1-%3) akrilik rezin polimeri içine ilave edilmişlerdir.

Yine 1994’de Katsikas ve arkadaşları (48), estetik liflerin, akrilik rezin protez kaide materyallerinin akışkanlığını nasıl etkilediğini incelemek amacıyla planladıkları çalışmada lif olarak suni ipek kullanmışlar ve lif

oranı arttıkça (%0.8'den %3'e) materyalin akışkanlığının azaldığını ve hamurlaşma süresinin kısaldığını ortaya koymuşlardır.

Williamson ve arkadaşları (1994) (49), %0.5, %1.5 ve %3 oranında polietilen lifi ilave ettikleri Lucitone 199 ve Acron MC marka rezinleri mikrodalga ile polimerize etmişler ve transvers dayanıklılık, defleksiyon ve elastisite modülü ölçümleri yapmışlardır. Defleksiyon ve elastisite modülü lif içeriğinden ve oranından etkilenmezken Acron MC rezinin transvers dayanıklılığında azalma kaydedilmiştir. Lucitone 199 ise sadece %0.5 oranında transvers dayanımda artış göstermiştir.

Viguie ve arkadaşları (1994) (50) epoksi kaplı karbon lifleri, kısa kesilmiş, dokunmuş ve uzunlamasına olmak üzere üç farklı formda, kompozit rezinleri güçlendirmek için kullanmıştır. Üç nokta yükleme testi uygulanarak test edilen örneklerde en iyi sonuç, uzunlamasına yerleştirilen liflerden, en kötü sonuç kısa kesilmiş liflerden alınmıştır.

Bu çalışmaların hiçbirinde cam, karbon, kevlar ve polietilen lifleri birarada karşılaştırılmamıştır.

Bu bilgiler doğrultusunda planladığımız çalışmanın amacı, kullanmakta olduğumuz akrilik rezinler içine, dokunmuş formda cam, karbon, kevlar ve polietilen lifleri koyarak, bunların çarpma dayanıklılığı, transvers dayanıklılık, defleksiyon ve elastisite modüllerini birbirleriyle ve firmalar tarafından üretilen güçlendirilmiş akrillerle karşılaştırmaktır.

GEREÇ VE YÖNTEM

Kullanılan malzemeler ve aletler

- * Akril örneklerin hazırlanmasında kullanılan teflon kalıplar
- * Üçü normal, üçü güçlendirilmiş 6 tip akril:
 - QC 20 (De Trey Division, Dentsply Limited, Hamm Moor Lane, Adlestone, Weybridge, Surrey KT 15 2SE)
 - Meliodent (Bayer UK Limited Bayer House, Strawberry Hill Newbury Berks RG 131 JA)
 - Trevalon (De Trey, Dentsply)
 - Trevalon Hi High Impact Denture Material (De Trey, Dentsply)
 - Lucitone 199 (Dentsply)
 - SR -Ivocap (Ivoclar AG, Schaan Liechtenstein)
- * 4 Tip lif:
 - Cam (dokunmuş form) (Construcciones Aeronauticas S.A.)
 - Karbon (dokunmuş form) (C.A.S.A.)
 - Kevlar (dokunmuş form) (C.A.S.A.)
 - Polietilen (dokunmuş form) (Dyneema, Holland)
- * Basıncı ve sıcaklığı kontrollü pres (Rucker PHI pound hidrolik pres)
- * SR Ivocap enjeksiyon sistemi (Ivoclar AG, Schaan Liechtenstein)
- * Örneklerin istenilen boyutlarda küçültüldüğü freze makinesi (Tensilkut, Sieburg Industries Inc. Danbury Industrial Park- Danbury Conn.)
- * Çentik açma makinesi (Hounsfield Notching Machine, Tensometer Ltd. 81, Morland Road Croydon)
- * Çarpma testi makinesi (Hounsfield Plastic Impact Machine)
- * Üç nokta eğilme testi için mekanik test aleti (Lloyd Lr 30K Material testing Machines, Lloyd Instruments Ltd. Segensworth West, Fareham)
- * Kırık yüzeylerin incelendiği elektron mikroskobu (JEOL JSM-840A Scanning Microscope, Japan)

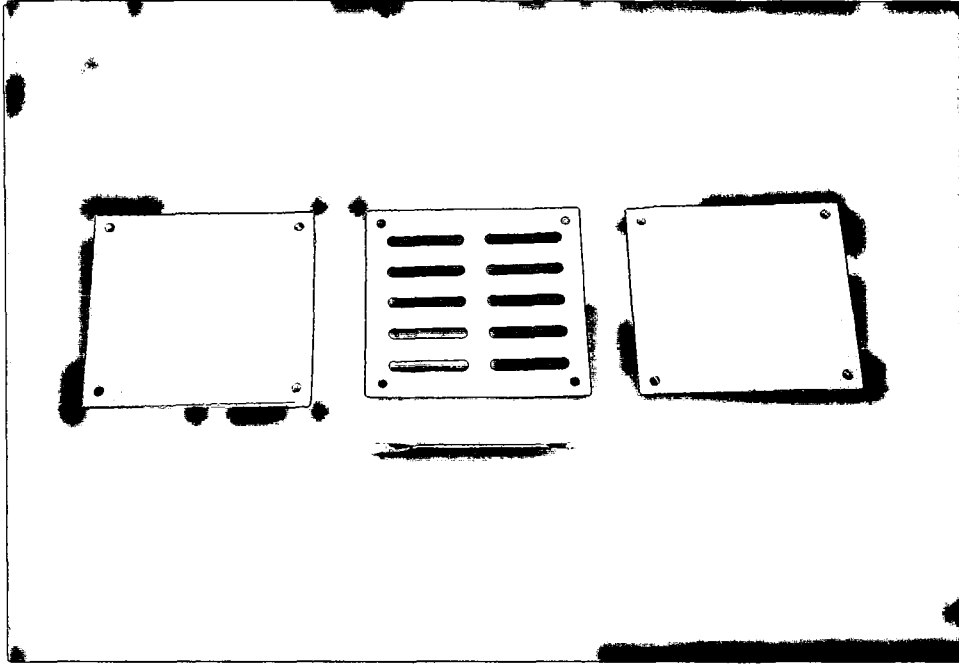
Çalışmalarımız ODTÜ Fen Fakültesi Kimya Bölümü Polimer - Reoloji Mekanik Analiz Laboratuvarı, Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protez Bölümü İskelet Laboratuvarı, ODTÜ Mühendislik Fakültesi Kimya Bölümü Malzeme Test Laboratuvarı, Metalurji Bölümü Elektron Mikroskop Laboratuvarı ve Türkiye Petrolleri Anonim Ortaklığı Elektron Mikroskop Laboratuvarlarında yürütülmüştür.

Çalışmamızda, üçü normal, üçü güçlendirilmiş altı tip ısıyla polimerize olan akrilik resin ve dört tip lif kullanılmıştır. QC 20, Meliodent, Trevalon-Hi, Lucitone 199 ve SR-Ivocap karşılaştırma grubu, Trevalon kontrol grubu ve Trevalon+cam, Trevalon+karbon, Trevalon+kalın dokunmuş kevlar, Trevalon+ince dokunmuş kevlar, Trevalon+polietilen deney grubu olarak belirlendi. Her grup için 20 örnek olmak üzere toplam 220 örnek hazırlandı ve herbirine çarpma testi ve üç nokta eğilme testi uygulanacak şekilde 10'ar örneklik alt gruplar oluşturuldu (Çizelge 3.1).

Çizelge 3.1- Örneklerin gruplara göre dağılımı

	Çarpma testi	3 nokta eğilme testi
QC 20	10	10
Meliodent	10	10
Trevalon	10	10
Trevalon Hi	10	10
Lucitone 199	10	10
SR - Ivocap	10	10
Trevalon - Cam	10	10
Trevalon - Karbon	10	10
Trevalon - İnce Kevlar	10	10
Trevalon - Kalın Kevlar	10	10
Trevalon - Polietilen	10	10

Standart akril örnekler hazırlayabilmek için bir teflon kalıp kullanıldı (Resim 3.1). 60x10x4 mm boyutlarında 10 adet boşluk içeren teflon levhanın altı ve üstü yine 4 mm'lik teflon levha ve 1 mm'lik çelik levhalarla desteklendi ve birbirleriyle 4 adet çelik vida ile sıkıştırıldı.



Resim 3.1: Akril örneklerin hazırlandığı teflon kalıp



Resim 3.2: Akrillerin kalıplanması ve polimerizasyonunda kullanılan hidrolik pres

Uygulamanın daha kolay olması düşünülerek böyle bir kalıp hazırlanırken, ısı iletkenliğinin alçıya daha yakın olması, esnememesi, akrilden kolay ayrılması gibi özellikleri nedeniyle teflon tercih edildi

Akriller üretici firmaların belirlediği koşullarda ve oranlarda hazırlandı:

QC 20; sıvı-toz oranı (hacim/ağırlık) : 10ml / 23g

hamurlaşma süresi : 20 dak

çalışma süresi : 20 dak

Meliodent; sıvı-toz oranı (hacim/ağırlık) : 10ml / 23.4g

hamurlaşma süresi : 10 dak

çalışma süresi : 45 dak

Trevalon; sıvı-toz oranı (hacim/ağırlık) : 10ml / 24g

hamurlaşma süresi : 10-12 dak

çalışma süresi : 60 dak

Trevalon-Hi; sıvı-toz oranı (hacim/ağırlık) : 11ml / 25g

hamurlaşma süresi : 15-25 dak

çalışma süresi : 8 dak

Lucitone 199; sıvı-toz oranı (hacim/ağırlık) : 10ml / 21g

hamurlaşma süresi : 9-10 dak

çalışma süresi : 10-14 dak

SR-Ivocap; sıvı-toz oranı (hacim/ağırlık) : 30ml / 20g

hamurlaşma süresi : 5 dak

çalışma süresi : ışıktan korunduğu sürece 5 gün

Akrilik rezinlerin monomer miktarı bir ölçekle ayarlandı ve cam bir kaba boşaltıldı. Hassas tartıda belirtilen miktarda tartılan polimer, monomer içerisine yavaş yavaş, sürekli olarak boşaltıldı. Karışım bir

dakika karıştırıldı, üzeri kapatıldı ve hamurlaşma süresini tamamlaması beklendi. Bu sürenin sonunda, iyi temizlenmiş teflon kalıba yerleştirildi. Üzeri, kalıbın diğer parçaları ile kapatıldı, vida deliklerine sabitleyici pinler konularak prese (Rucker PHI hidrolik pres) (Resim 3.2) yerleştirilerek, 1 dakika süreyle 5000 pound basınç uygulandı. Daha sonra kalıp açılarak taşan akriller kesildi. Tekrar kapatılıp prese yerleştirilen kalıba preste 7000 pound basınç uygulandı ve pres ısıtmaya başlandı. Sıcaklık 40 dakikada 100°C'ye ulaştı ve 100°C'de 30 dakika daha tutuldu. Bütün örneklerle sürekli basınç altında kuru sıcaklık uygulandı.

Polimerizasyon süresi sonunda kalıp 15 dakika oda sıcaklığında, sonra 15 dakika soğuk suda bekletildi ve soğuduktan sonra açıldı.

Lifli örnekler için; dokunmuş formda ve epoksi rezinle yüzey işlemine tabi tutulmuş 5 ayrı tip lif, 50x6 mm boyutlarında kesildi. Epoksi rezinin akrille bağlantısının zayıflamaması için bu liflerin, uygulamaya alınana kadar havayla, uygulama sırasında elle temas etmemesine özen gösterildi.

Liflerin özellikleri:

Cam lifler (Z.19101) ; yoğunluğu : 460-510 g/m²

epoksi rezin içeriği : %36-40

kalınlığı : 0.24 mm

1 örnek içerisindeki miktarı :%4

Karbon lifleri (Z.19736) ; yoğunluğu : 540-660 g/m²

epoksi rezin içeriği : %36-40

kalınlığı : 0.35 mm

1 örnek içerisindeki miktarı :%5.3

İnce kevlar lifleri (Z.19904) : yoğunluğu : 127-157 g/m²

epoksi rezin içeriği : %54-60

kalınlığı : 0.117 mm

1 örnek içerisindeki miktarı :%1.11

Kalın kevlar lifleri (Z.19905) : yoğunluğu : 330-380 g/m²

epoksi rezin içeriği : %49-55

kalınlığı : 0.241 mm

1 örnek içerisindeki miktarı :%2.6

10 ml monomer, 24 gr polimer kullanılarak hazırlanan Trevalon marka akrilik rezinin hamur kıvamına gelmesi beklendi. Teflon kalıba, yaklaşık 2mm kalınlıkta akril yerleştirildi. Düz uçlu bir spatülle düzeltildi. Ortaya, daha önce kesilip hazırlanan lifler presel yardımıyla kondu. Üzerine yine 2 mm kadar akril konularak kapatıldı. 1 dakika 5000 pound basınç altında tutuldu. Kalıp açılarak taşan akriller temizlendi. Tekrar prese yerleştirilip 7000 pound basınç uygulandı, 100°C'ye kadar ısıtıldı, 30 dakika bu sıcaklıkta tutuldu.

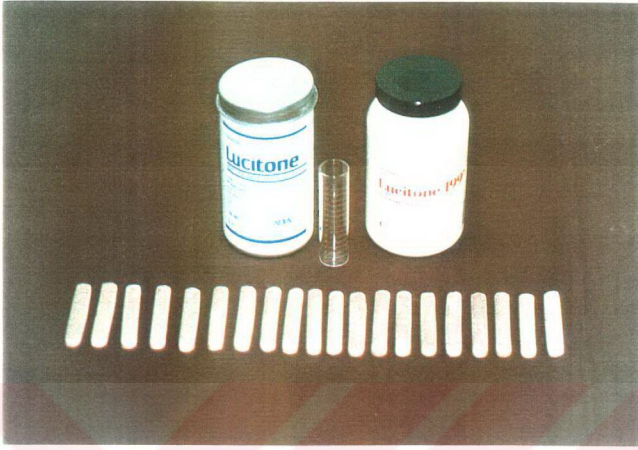
Soğutma yine 15 dakika oda sıcaklığında, 15 dakika soğuk suda tutularak yapıldı. Örnekler 400 grit silikon karbit zımpara ile elde zımparalandı. Bunun dışında hiçbir tesfiye, polisaj işlemi uygulanmadı. Örneklerle uygulanacak farklı basınçlarla mikroçatlaklar oluşturulabileceği düşüncesiyle motorla tesfiye yapılmadı.



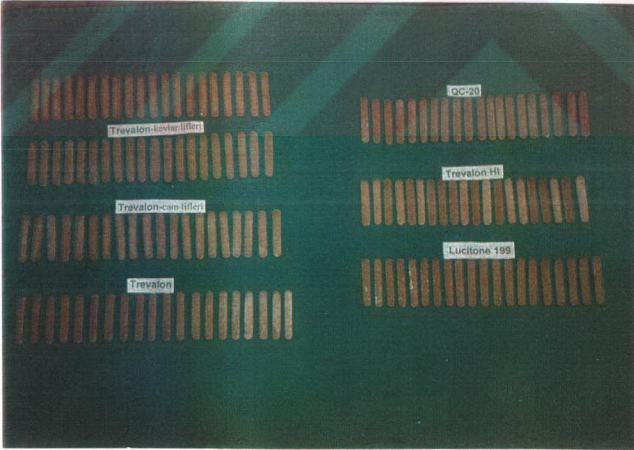
Resim 3.3: QC 20 marka akrille hazırlanmış örnekler



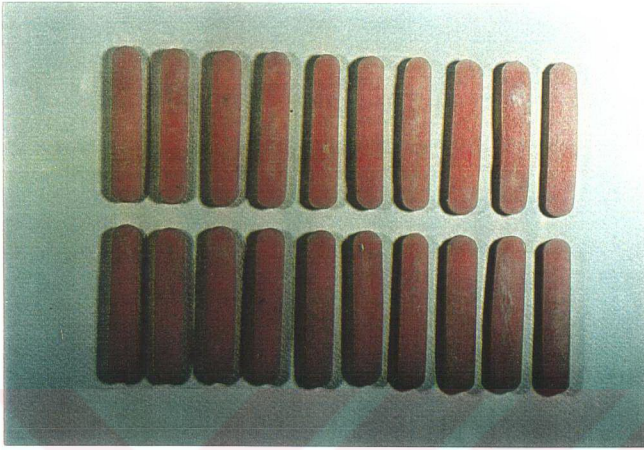
Resim 3.4: Trevalon marka akrille hazırlanmış kontrol grubu



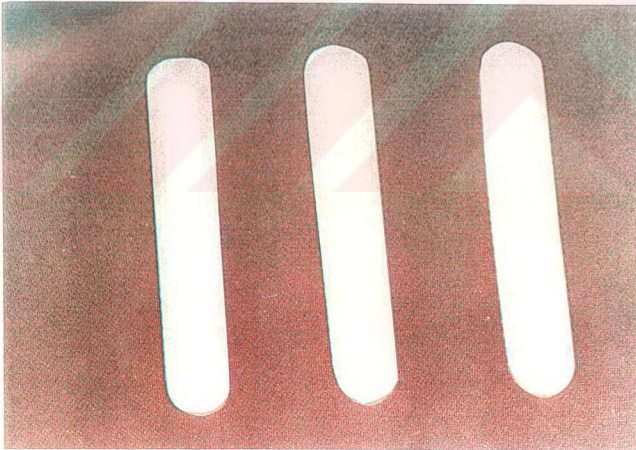
Resim 3.5: Lucitone 199 marka güçlendirilmiş akrille hazırlanmış örnekler



Resim 3.6: Bir grup örnek birarada



Resim 3.7: Polietilen lifi içeren örnekler



Resim 3.8: Lifli örneklerin yakından görünümü

Enjeksiyon Yöntemiyle SR-Ivocap Rezinin Hazırlanması

Bu yöntemde SR-Ivocap enjeksiyon sistemi ve akriliği kullanıldı, tüm işlemler üretici firmanın önerileri doğrultusunda gerçekleştirildi. Sistem metal-teflon karışımı mufla, basınç odası, basınç apareyi, polimerizasyon banyosu ve karıştırma vibratöründen oluşmaktadır (Resim 3.9).

60x10x4 mm boyutlarında hazırlanan mum örnekler, yerleştirme şablonuna mum tijlerle tesbit edildi. Yerleştirme şablonu, beyaz alçı içeren muflanın alt parçasına ön bölgede 1 cm mesafe kalacak şekilde yerleştirildi. Alçı sertleştikten sonra şablon yerinden çıkartılarak enjeksiyon tübü ve hunisi yerleştirildi. Alçı lak ile izole edildi ve muflanın üst parçası yerleştirilerek içine beyaz alçı döküldü. Mufla, teflon kapağı takılarak pres altında fazla basınç uygulamadan sıkıldı, alçı sertleşince mum atımı yapıldı, gerekli izolasyon işlemleri yapılarak mufla akril tepimine hazır hale getirildi. Sonra mufla, polimerizasyon boyunca sabit basınç altında tutulabilen basınç odası içine konularak, hidrolik presle 3 tonluk basınç altında kapatıldı.

Akrilin toz-sıvı oranı 20 gr : 30 ml olacak şekilde doze edilmiş halde hazır bulunduğu SR-Ivocap kapsülün alt kısmında bulunan monomer şişesi çıkartılıp içindeki monomer kapsüldeki polimer üzerine döküldü ve monomer şişesi tekrar yerine yerleştirildi. SR-Ivocap kapsül, sistemde bulunan CAP-Vibratör'e konularak 5 dakika süreyle karıştırıldı ve homojen bir akril hamuru oluşturuldu. Kapsül ile içindeki akril hamuru arasında kalan hava özel bir apareyle çıkarıldı, daha sonra bu kapsül, basınç odası içinde sıkıştırılmış muflaya yerleştirildi.

Enjeksiyon aşamasında, akrilin mufla içine enjekte edilmesini sağlayan basınç apareyi muflanın üst kısmına bağlandı. Bir hava kompresörü ile bu apareye 6 atmosferlik basınç uygulanarak, akril hamuru 5 dakika süreyle

mufla içine enjekte edildi. Böylece sona eren enjeksiyon aşamasından sonra mufla, basınç odası ve basınç apareyinden oluşan sistem, önceden 100°C'ye ayarlanmış polimerizasyon banyosuna yerleştirildi. Su seviyesi, basınç odası üzerindeki kırmızı çizgiye ayarlandı.

35 dakikalık polimerizasyon aşamasından sonra sistem soğuk su banyosuna alındı, 6 barlık basınç korunarak 10 dakika süreyle soğutma işlemine tabi tutuldu. Sonra basınç sıfırlanarak 10 dakika daha soğuk suda bekletildi. Mufla, basınç odasıyla birlikte soğutma banyosundan alındı, hidrolik preste 3 ton basınç altında basınç odasından çıkartıldı. Mufladan çıkartılan akrilik rezin test örnekleri diğer örneklerde belirtilen işlemlerle bitirilerek testlere hazır duruma getirdi (Resim 3.10).

Testlerden önce, örnekler 15 gün süreyle, oda sıcaklığında saf suda bekletildi.

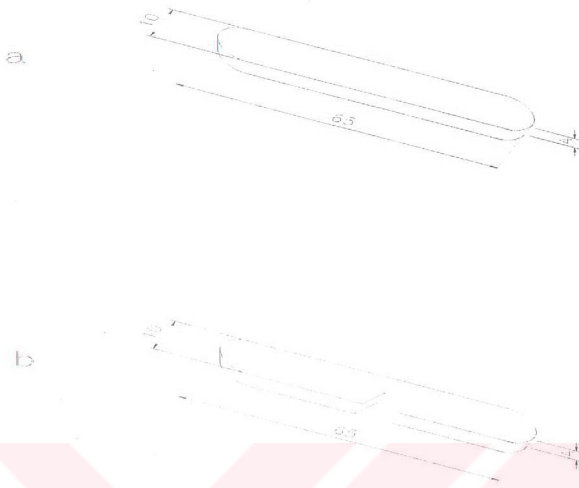
Çarpma dayanıklılığına bakılmak üzere hazırlanan 110 örnek, Resim 3.11'de görülen freze aleti (Tensilkut, Sieburg Industries Inc. Danbury Industrial Park-Danbury Com.) ile 7 mm genişliğe kadar kesildi (60x7x4). Bütün örneklerin boyutları kompasla ölçülerek kaydedildi. Sonra bu örnekler çentik açma makinesinde (Hounsfield Notching Machine) 5/16 boyutunda çentik açıldı (Şekil 3.1).



Resim 3.9: SR Ivocap Enjeksiyon Sistemi



Resim 3.10: Enjeksiyon yöntemiyle hazırlanmış örnekler



Şekil 3.1: Test örneğinin(a) ve çentik açılmış örneğin(b) şematik şekli



Resim 3.11: Örnek genişliğini azaltmak için kullanılan freze aleti

Çentikli örnekler çarpma dayanıklılığı test makinesinde (Hounsfield Plastic Impact Machine) C, D ve E tüpleri kullanılarak kırıldı. Kuvvet örneğe çentiksiz taraftan uygulandı (Resim 3.12 ve 3.13).



Resim 3.12: Çarpma testi makinesi



Resim 3.13: Çarpma testinde kullanılan tüpler

Üç nokta eğilme testi uygulanacak diğer 110 örneğin de boyutları kaydedildi. Örnekler, üç nokta eğilme testi uygulayan mekanik test aletine (Lloyd Lr 30K Materials Testing Machines) yerleştirildi. Kırılma hızı 5 mm/dak, dayanıklar arası mesafe 5 cm olarak ayarlandı. Bütün örnekler aynı hızda kırıldı.

Kırık hattından kesilerek elde edilen 1mm kalınlıktaki yüzey örnekleri vakum altında saf altın ile kaplanarak, yüzeyler x200 ile x1500 arasında büyütmelerde SEM altında incelendi, fotoğrafları elde edildi (Jeol JSM-840A).

Çalışmamızda, her bir değişkenin iki grup açısından karşılaştırılması için, non - parametrik bir test olan Mann-Whitney U Testi kullanılmıştır. Bu test, örnek sayısı 30 dan az ve gruplardaki örnek sayısı değişken olduğu için, grupların ortalamalarını analiz etmek üzere seçilmiştir. İstatistiksel analizler "SPSS İstatistik Programı"nda gerçekleştirilmiştir.

BULGULAR

A - ÇARPMA TESTİ BULGULARI:

Çarpma testi aletinde, her örnek için kullanılan tüp ve okunan değere karşılık gelen enerji miktarı, plastik çarpma makinesi enerji tabloları (plastic impact machine energy tables, Tensometer Ltd) kullanılarak saptandı. Birimi Newton metre olan bu enerji, yüzey alanına bölünerek çarpma dayanıklılığı hesaplandı. Çarpma testi bulguları, ortalama ve standart sapmaları Çizelge 4.1 ve 4.2'de görülmektedir ve grafiksel olarak Şekil 4.1 ve 4.2'de sunulmuştur.

Lifsiz örneklerde en düşük çarpma dayanıklılığını Trevalon ve QC 20 göstermiş, aralarındaki fark istatistiksel açıdan önemsiz bulunmuştur ($U=46.0$ $P=0.7959$). Bunları sırasıyla Meliodent, Lucitone 199, Trevalon Hi ve SR Ivocap akriller izlemiştir. İstatistiksel değerlendirmeye göre aralarında $p<0.05$ düzeyinde önemli farklılıklar görülmüştür (Çizelge 4.1 ve 4.3)

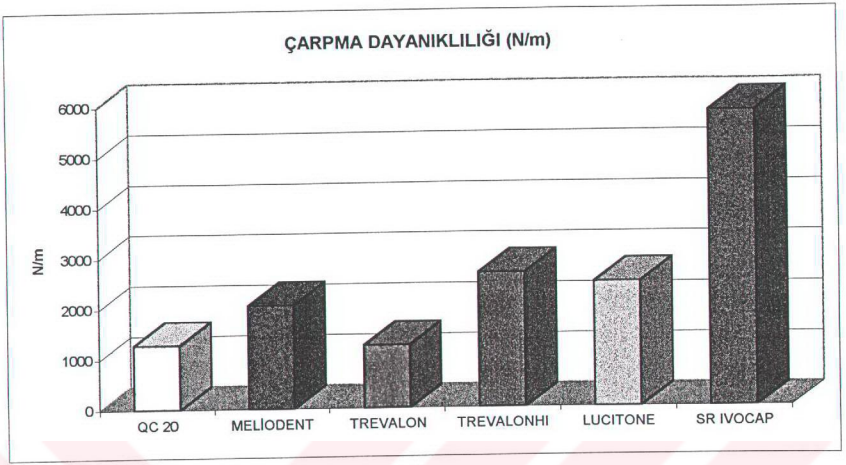
Lifli örneklerde, en düşük çarpma dayanıklılığını ince kevlar lifi içeren örnekler göstermiş, bunu karbon, kalın kevlar, cam ve en yüksek değerle polietilen izlemiştir. Tüm lifli örnekler birbirleriyle ve kontrol grubu ile karşılaştırıldığında istatistiksel açıdan $p<0.05$ düzeyinde önemli farklılıklar görülmüştür (Çizelge 4.2 ve 4.4).

Çizelge 4.1: Lifsiz örneklerin çarpma testi değerleri (Değerler "N / m" olarak verilmiştir).

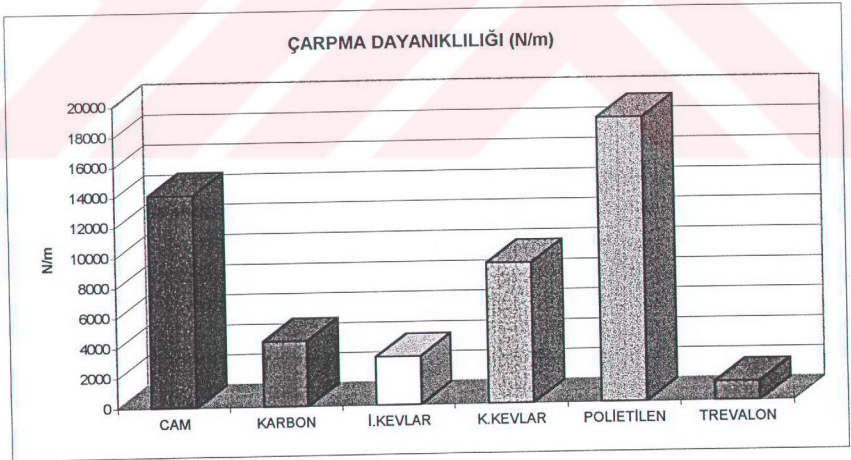
Örnek	QC 20	Meliodent	Trevalon	Trevalon HI	Lucitone 199	SR Ivocap
1	1056.38		1071.42	2526.34	2738.46	6573
2	2106.95	2599.27	1180.31	2754.51	2560.80	5929
3	1119.69	2227.44	1207.14	2805.16	2466.66	8050
4	1502.09	1806.40	1195.49	2584.73	2264.88	6424
5	1022.31	2030.07	1176.58	2545.09	2629.50	5924
6	1062.91	1881.53	1498.66	2604.76	2496.47	5663
7	1207.71	2131.29	1753.51	2977.09	2191.17	5946
8	1207.71	2093.63	1105.60	2418.70	2403.22	4619
9	1284.79	1845.79	1187.85	2978.82	2468.51	4454
10	1225.21	1845.79	1092.00	2469.09	2534.01	4870
Ortalama	1278.58	2051.25	1246.90	2666.43	2475.37	5845.20
Standart sapma	322.47	253.28	213.91	201.73	161.44	1063.14
Minimum	1022.31	1806.40	1071.42	2418.70	2191.17	4454.00
Maksimum	2106.95	2599.27	1753.51	2978.82	2738.46	8050.00

Çizelge 4.2: Lifli örneklerin çarpma testi değerleri (Değerler "N / m" olarak verilmiştir).

Örnek	Trevalon + cam	Trevalon + karbon	Trevalon + i. kevlar	Trevalon+ k.kevlar	Trevalon + polietilen
1		3309	3734		18806
2	11982	3375	2857		33298
3	16112	5030	2819	11069	28188
4	14409	4942	3565	10246	18388
5	13602	3165	3952	7004	13652
6	15866	4798	3410	10551	15761
7	15192	4312	2531	10507	15761
8	13152	4276	2771	7118	13077
9	12187	3468	3326	8882	15585
10	14361	6677	3101	9229	16191
Ortalama	14095.89	4335.20	3206.60	9325.75	18870.70
Standart sapma	1492.27	1087.79	465.19	1569.96	6610.72
Minimum	11982.00	3165.00	2531.00	7004.00	13077.00
Maksimum	16112.00	6677.00	3952.00	11069.00	33298.00



Şekil 4.1: Lifsiz örneklerin çarpma dayanıklılığı değerlerinin grafiksel görünümü



Şekil 4.2: Lifli örnekler ve kontrol grubunun çarpma dayanıklılığı değerlerinin grafiksel görünümü

Çizelge 4.3:Lifsiz örneklerin çarpma testi değerlerinin Mann - Whitney U testi ile analizi

	QC	Meliodent	Trevalon	Trevalon Hi	Lucitone
Meliodent	0.0006*				
Trevalon	0.7959	0.00*			
Trevalon Hi	0.00*	0.0004*	0.00*		
Lucitone	0.00*	0.0021*	0.00*	0.0433*	
SR Ivocap	0.00*	0.00*	0.00*	0.00*	0.00*

* önemli $P < 0.05$

Çizelge 4.4: Lifli örneklerin çarpma testi değerlerinin Mann - Whitney U testi ile analizi

	Cam	Karbon	İ.Kevlar	K.Kevlar	Polietilen
Karbon	0.00*				
İ.Kevlar	0.00*	0.0115*			
K.Kevlar	0.0001*	0.00*	0.00*		
Polietilen	0.0279*	0.00*	0.00*	0.00*	
Trevalon	0.00*	0.00*	0.00*	0.00*	0.00*

* önemli $P < 0.05$

B - TRANSVERS DAYANIKLILIK TEST BULGULARI:

Örneğe uygulanan yük, 50mm olarak ayarlanan dayanaklar arası mesafe ve her örnek için ölçülen kalınlık ve genişlik değerleri, $S=3PL/2bt^2$ formülüne yerleştirilerek transvers dayanıklılık değerleri hesaplanmıştır.3 nokta yükleme testi bulguları, ortalama ve standart sapmaları Çizelge 4.5 ve 4.6'da görülmektedir ve grafiksel olarak Şekil 4.3 ve 4.4'de sunulmuştur.

Bu bulgular incelendiğinde, lifsiz örneklerin transvers dayanıklılıklarının birbirine çok yakın olduğunu ve aralarındaki farkların istatistiksel açıdan önemli olmadığını görmekteyiz (Çizelge 4.5 ve 4.7).

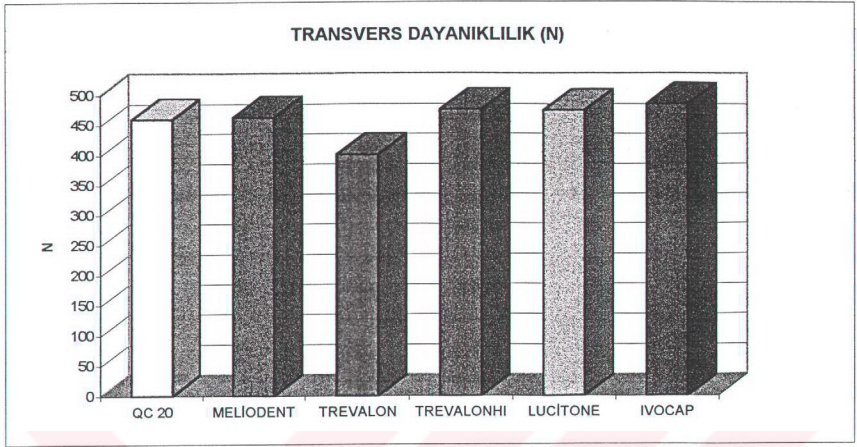
Lifli örneklerde en yüksek değer ince kevlar lifi içeren grupta, en düşük değer polietilen lifi içeren grupta saptanmıştır. Sadece bu iki lif arasındaki fark istatistiksel açıdan önemli bulunmuştur ($U=20.0$ $P=0.0435$) (Çizelge 4.6 ve 4.8)

Çizelge 4.5: Lifsiz örneklerin transvers dayanıklılık değerleri (Değerler "Newton" olarak verilmiştir).

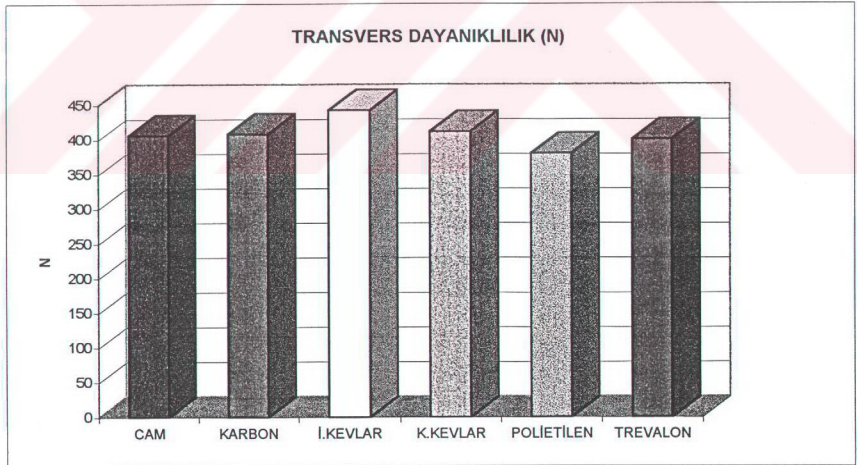
Örnek	QC20	Meliodent	Trevalon	TrevalonHi	Lucitone	Ivocap
1	533.4	446.2		531	478	502
2	379.4	414.7	423.8	442.5	423	323
3	353.8	566.2	504.1	506	460	401
4	383.8	481.3	390.5	449	490	423
5	528	480.5	376.1	499	469	485
6	566.6	456.8	265.2	520	449	563
7	403.5	432.4	445.1	483	522	570
8	474.9	465.5	271.3	483.1	515	604
9	547.9	480	528	420.4	455	492
10	422.3	402.1		421.8	480.7	
Ortalama	459.36	462.57	400.51	475.58	474.17	484.78
Standart sapma	79.94	45.81	96.52	39.96	30.02	90.11
Minimum	353.80	402.10	265.20	420.40	423.00	323.00
Maksimum	566.60	566.20	528.00	531.00	522.00	604.00

Çizelge 4.6: Lifli örneklerin transvers dayanıklılık değerleri (Değerler "Newton" olarak verilmiştir).

Örnek	Trevalon + cam	Trevalon + karbon	Trevalon + ince kevlar	Trevalon + kalın kevlar	Trevalon + polietilen
1	452.90		510.40	368.30	476.00
2	365.00	414.80	500.90	372.20	368.00
3	336.30	434.20	407.10	413.10	
4	412.20	399.00	431.60	354.70	341.00
5	413.00	476.50	473.80	356.70	504.00
6	429.40	355.10	507.80	301.70	410.00
7		417.00	380.60	505.30	314.00
8	342.80	392.40	456.20	394.60	348.00
9	480.40	413.50	361.30	583.60	357.00
10	426.50	371.00	397.40	469.60	304.00
Ortalama	406.50	408.17	442.71	411.98	380.22
Standart sapma	49.14	35.40	55.06	84.18	69.68
Minimum	339.30	355.10	361.30	301.70	304.00
Maksimum	480.40	476.50	510.40	583.60	504.00



Şekil 4.3: Lifsiz örneklerin transvers dayanıklılık değerlerinin grafiksel görünümü



Şekil 4.4: Lifli örneklerin ve kontrol grubunun transvers dayanıklılık değerlerinin grafiksel görünümü

Çizelge 4.7:Lifsiz örneklerin transvers dayanıklılık değerlerinin Mann - Whitney U testi ile analizi

	QC	Meliodent	Trevalon	Trevalon Hi	Lucitone 199
Meliodent	0.7959				
Trevalon	0.2370	0.1457			
Trevalon Hi	0.7394	0.2799	0.1011		
Lucitone 199	0.7394	0.3930	0.0831	0.9118	
SR Ivocap	0.4470	0.3154	0.1388	0.6607	0.4967

* önemli $P<0.05$

Çizelge 4.8:Lifli örneklerin transvers dayanıklılık değerlerinin Mann - Whitney U testi ile analizi

	Cam	Karbon	I.Kevlar	K.Kevlar	Polietilen
Karbon	1.0000				
I.Kevlar	0.2210	0.2428			
K.Kevlar	0.9682	0.5490	0.1903		
Polietilen	0.2973	0.1359	0.0435*	0.3154	
Trevalon	1.0000	0.9626	0.4082	0.9654	0.4807

* önemli $P<0.05$

C - DEFLEKSİYON DEĞERLERİ:

Örnekler 3 nokta yükleme testi uygulayan mekanik test aletinde (Lloyd Instruments) kırılmış ve kırılma anındaki defleksiyon değerleri kaydedilmiştir. Defleksiyon değerleri, ortalama ve standart sapmaları Çizelge 4.9 ve 4.10 'da görülmektedir ve grafiksel olarak Şekil 4.5 ve 4.6'da sunulmuştur.

Lifsiz örneklerde en düşük defleksiyon değerini Trevalon göstermiş, bunu sırasıyla QC 20, Meliodent, Trevalon Hi, Lucitone 199 izlemiş ve en yüksek değerle SR Ivocap rezinde bulunmuştur. SR Ivocap rezinin; QC 20, Meliodent ve Trevalon ile aralarındaki fark istatistiksel açıdan önemli bulunmuştur (Çizelge 4.9 ve 4.11).

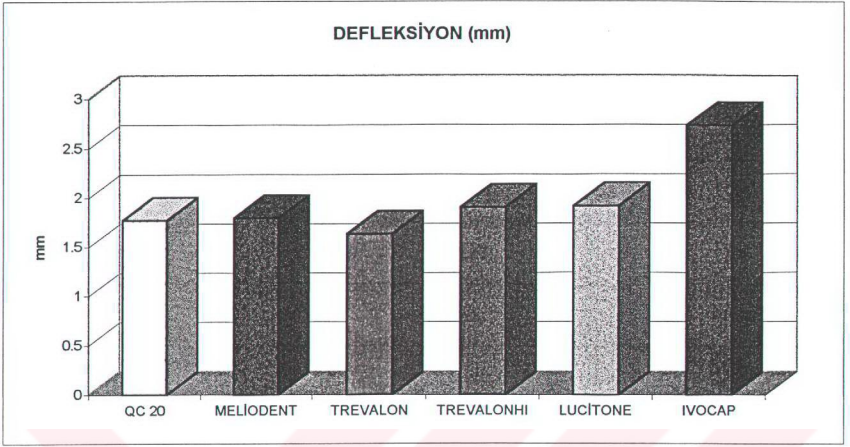
Lifli örneklerde en düşük defleksiyon değeri polietilen lifi içeren örneklerde saptanmıştır. Bunu kontrol grubu izlemiş, sonra cam, kalın kevlar, ince kevlar ve en yüksek defleksiyonla karbon gelmiştir. Mann-Whitney U testine göre, camın kontrol grubu ile, karbonun ince kevlar ile ve kalın kevların cam, karbon, ince kevlar ve kontrolle farkı istatistiksel açıdan $P>0.05$ düzeyinde önemsiz bulunmuştur (Çizelge 4.10 ve 4.12).

Çizelge 4.9: Lifsiz örneklerin defleksiyon değerleri (mm)

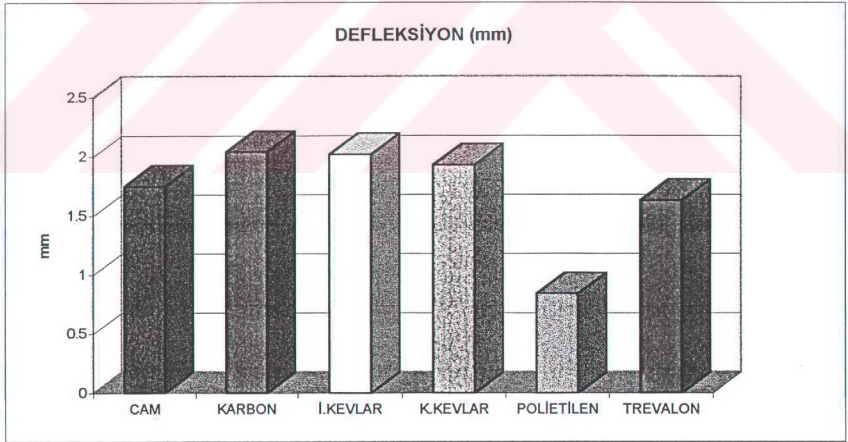
Örnek	QC 20	Meliodent	Trevalon	Trevalon Hi	Lucitone 199	SR Ivocap
1	2.17	2.05		2.65	1.35	4.1
2	1.97	1.65	1.67	1.5	1.25	2.2
3	1.55	2	1.92	1.45	1.9	1.7
4	2.07	1.7	1.8	2.1	2.25	3.6
5	1.72	1.6	1.55	1.45	1.4	4.25
6	1.9	1.8	1.2	1.45	2.1	3.05
7	1.7	1.65	1.97	1.5	2.2	2.2
8	1.05	1.75	1.1	2.5	2.25	1.5
9	1.62	1.65	1.85	2.15	1.95	1.93
10	1.95	2		2.2	2.5	
Ortalama	1.77	1.79	1.63	1.90	1.91	2.73
Standart sapma	0.32	0.17	0.33	0.48	0.44	1.05
Minimum	1.05	1.60	1.10	1.45	1.25	1.50
Maksimum	2.17	2.05	1.97	2.65	2.50	4.25

Çizelge 4.10: Lifli örneklerin defleksiyon değerleri (mm)

Örnek	Trevalon + cam	Trevalon + karbon	Trevalon + ince kevlar	Trevalon + kalın kevlar	Trevalon + polietilen
1	1.9	1.5	2.2	1.9	1.25
2	1.85	2.17	2.05	1.75	0.95
3	1.5	2	2.1	1.67	0.52
4	1.85	2.1	1.95	1.72	0.95
5	2	2.7	2.1	1.82	0.85
6	1.65	1.9	2.25	1.65	0.8
7	1.47	1.95	1.75	2.1	0.65
8	1.5	1.9	2.05	1.77	1
9	1.65	2.45	1.9	2.5	0.55
10	2.1	1.7	1.85	2.45	0.85
Ortalama	1.75	2.04	2.02	1.93	0.84
Standart sapma	0.22	0.35	0.16	0.31	0.22
Minimum	1.47	1.50	1.75	1.65	0.52
Maksimum	2.10	2.70	2.25	2.50	1.25



Şekil 4.5: Lifsiz örneklerin defleksiyon değerlerinin grafiksel görünümü



Şekil 4.6: Lifli örneklerin ve kontrol grubunun defleksiyon değerlerinin grafiksel görünümü

Çizelge 4.11: Lifsiz örneklerin defleksiyon değerlerinin Mann - Whitney U testi ile analizi

	QC	Meliodent	Trevalon	Trevalon HI	Lucitone 199
Meliodent	0.9118				
Trevalon	0.4082	0.4598			
Trevalon HI	0.8534	1.0000	0.4082		
Lucitone 199	0.3150	0.3150	0.1011	0.8534	
SR Ivocap	0.0350*	0.0279*	0.0152*	0.0535	0.1564

* önemli $P < 0.05$

Çizelge 4.12: Lifli örneklerin defleksiyon değerlerinin Mann - Whitney U testi ile analizi

	Çam	Karbon	İ.Kevlar	K.Kevlar	Polietilen
Karbon	0.0355*				
İ.Kevlar	0.0089*	0.8534			
K.Kevlar	0.2475	0.3527	0.1903		
Polietilen	0.00*	0.00*	0.00*	0.00*	
Trevalon	0.6965	0.0266*	0.0044*	0.2370	0.0002*

* önemli $P < 0.05$

D - ELASTİSİTE MODÜLÜ DEĞERLERİ:

Elastisite modülü, " $E=Fl / eA$ " formülüyle hesaplanmıştır. Burada "e" örneğin defleksiyon değeridir.

Elastisite modülü değerleri, ortalama ve standart sapmaları Çizelge 4.13 ve 4.14 ' de görülmektedir ve grafiksel olarak Şekil 4.7 ve 4.82 de sunulmuştur.

Lifsiz örneklerde en yüksek elastisite modülü değerini Meliodent, en düşük elastisite modülü değerini SR Ivocap rezin vermiştir. Mann-Whitney U testine göre SR Ivocap rezinin diğer tüm rezinlerle, Trevalonun Lucitone 199 dışındaki rezinlerle arasındaki fark istatistiksel açıdan önemli bulunmuştur (Çizelge 4.13 ve 4.15).

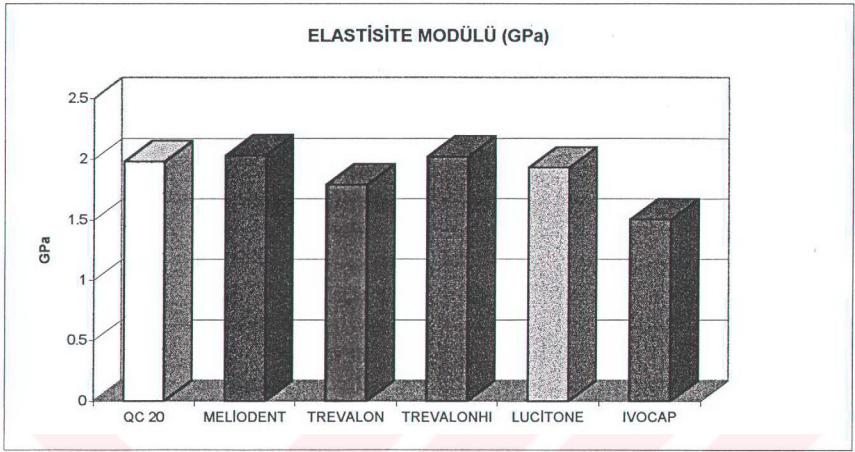
Lifli örneklerde en yüksek elastisite modülü değeri polietilen lifi içeren örneklerden, en düşük elastisite modülü değeri karbon lifi içeren örneklerden alınmıştır. Bu grubun Mann-Whitney U testi ile yapılan istatistiksel analizinde, ince kevların cam, kalın kevlar ve kontrol grubu ile ve camın kalın kevlar ile farkı önemsiz bulunmuştur (Çizelge 4.14 ve 4.16).

Çizelge 4.13: Lifsiz örneklerin elastisite modülü değerleri (Değerler GPa olarak verilmiştir).

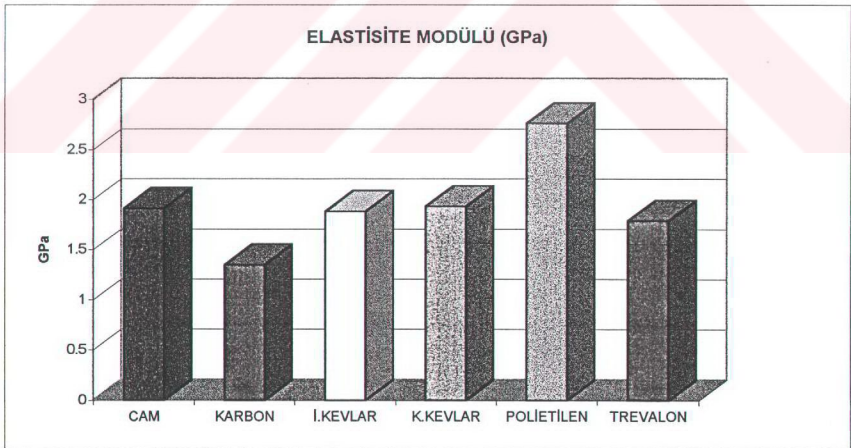
Örnek	QC 20	Meliodent	Trevalon	Trevalon HI	Lucitone 199	SR Ivocap
1	1.5	1.92		2.6	2.3	1.7
2	1.99	1.94	1.84	2.07	2.38	1.02
3	2.21	1.91	1.85	2.13	1.68	1.39
4	2.03	1.92	1.77	1.58	1.61	1.51
5	1.98	2.1	1.81	2.12	2.03	1.76
6	1.9	1.99	1.88	2.16	1.68	1.16
7	2.12	2.22	1.77	2.07	2	1.52
8	2.15	2.24	1.66	1.66	2.48	1.8
9	1.82		1.77	1.96	1.6	1.61
10	2.12			1.86	1.56	
Ortalama	1.98	2.03	1.79	2.02	1.93	1.50
Standart sapma	0.21	0.14	0.07	0.29	0.35	0.27
Minimum	1.50	1.91	1.66	1.58	1.56	1.02
Maksimum	2.21	2.24	1.88	2.60	2.48	1.80

Çizelge 4.14: Lifli örneklerin elastisite modülü değerleri (Değerler GPa olarak verilmiştir).

Örnek	Trevalon + cam	Trevalon + karbon	Trevalon + ince kevlar	Trevalon + kalın kevlar	Trevalon + polietilen
1	1.84	1.35	1.82	1.98	2.43
2	1.94	1.33	1.9	2.08	2.59
3	1.76	1.38	2	2.13	2.77
4	1.87	1.33	1.88	1.98	2.56
5	2.02	1.14	1.79	1.93	3.51
6	2.08	1.23	1.82	2.08	2.99
7	1.85	1.54	1.85	1.87	3.03
8	1.8	1.53	2.15	2.1	2.19
9	2	1.25	1.86	1.66	2.89
10	1.91	1.44	1.75	1.52	2.6
Ortalama	1.91	1.35	1.88	1.93	2.76
Standart sapma	0.10	0.13	0.12	0.20	0.37
Minimum	1.76	1.14	1.75	1.52	2.19
Maksimum	2.08	1.54	2.15	2.13	3.51



Şekil 4.7: Lifsiz örneklerin elastisite modülü değerlerinin grafiksel görünümü



Şekil 4.8: Lifli örneklerin ve kontrol grubunun elastisite modülü değerlerinin grafiksel görünümü

Çizelge 4.15: Lifsiz örneklerin elastisite modülü değerlerinin Mann - Whitney U testi ile analizi

	QC	Meliodent	Trevalon	Trevalon HI	Lucitone 199
Meliodent	0.8286				
Trevalon	0.0085*	0.0002*			
Trevalon HI	0.8534	1.0000	0.0343*		
Lucitone 199	0.7394	0.6334	0.8968	0.5288	
SR Ivocap	0.0006*	0.0001*	0.0025*	0.0010*	0.0220*

* önemli $P < 0.05$

Çizelge 4.16: Lifli örneklerin elastisite modülü değerlerinin Mann - Whitney U testi ile analizi

	Cam	Karbon	I.Kevlar	K.Kevlar	Polietilen
Karbon	0.00*				
I.Kevlar	0.4813	0.00*			
K.Kevlar	0.3150	0.00*	0.2475		
Polietilen	0.00*	0.00*	0.00*	0.00*	
Trevalon	0.0343*	0.00*	0.0831	0.0343*	0.00*

* önemli $P < 0.05$

SEM (Scanning Electron Microscope) BULGULARI:

Yapılan arpma ve transvers dayanıklılık testleri sonucu olaşan kırık yüzeyleri, yüzey yapısı ve rezin - lif arayüz bağlantısı açısından SEM altında incelenmiştir (Jeol JSM-840A Scanning Microscope).

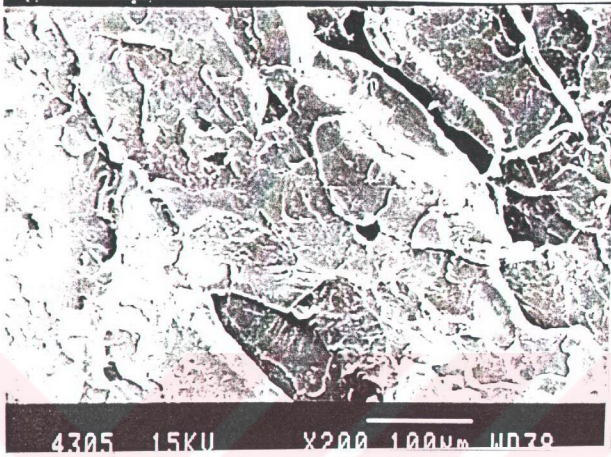
Lifsiz örneklerin kırık yüzeyleri x200 büyütmeyle incelenmiştir (Resim 4.1,4.2,4.3,4.4 ve 4.5).

Lifli rnekler incelendiğinde; x1500 büyütmede cam lifleri ile akrilik rezin arasında sıkı bir bağlantı olmadığını, lif yüzeyinde çok az akril kalıntıları olduğunu ve liflerin kırıldığını görmekteyiz (Resim 4.6).

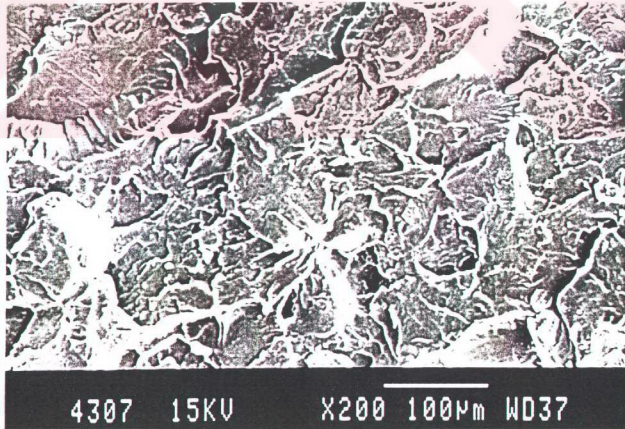
Karbon lifleri x1500 büyütmede incelendiğinde, cam liflerine benzer bulgular elde edilmiştir. Lif yüzeylerinde akril kalıntıları bulunmaktadır ve lifler kırılmıştır (Resim 4.7).

Kevlar lifleri incelendiğinde, kırılmadan önce bir miktar uzama olduğu görülmekte ve yüzeyde akril kalıntıları izlenmektedir (Resim 4.8 ve 4.9).

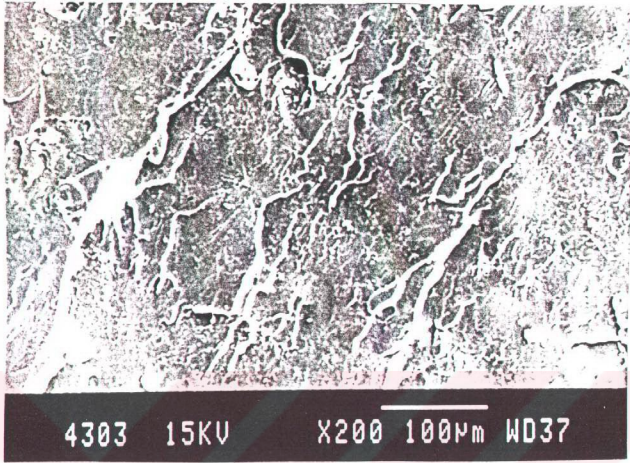
Polietilen liflerinin ise akrille en az birleşen lif olduğunu ve liflerin belirgin şekilde uzadığını görmekteyiz (Resim 4.10).



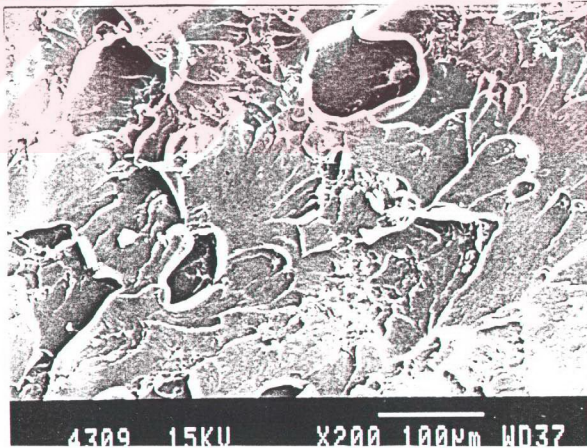
Resim 4.1: QC 20 marka akrilik rezinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü



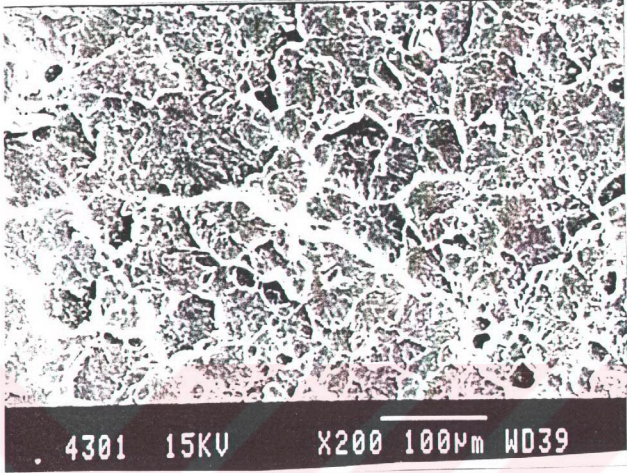
Resim 4.2: Meliodent marka akrilik rezinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü



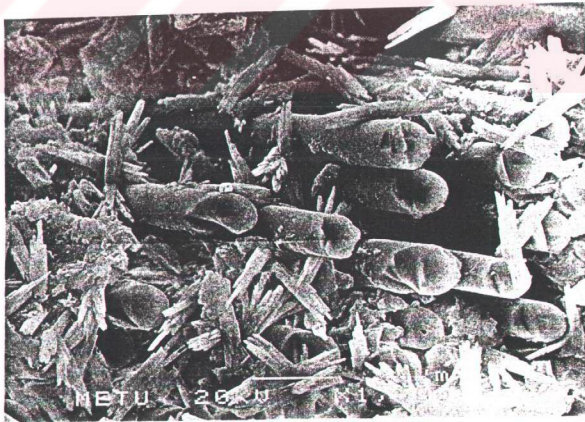
Resim 4.3: Trevalon marka akrilik rezinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü



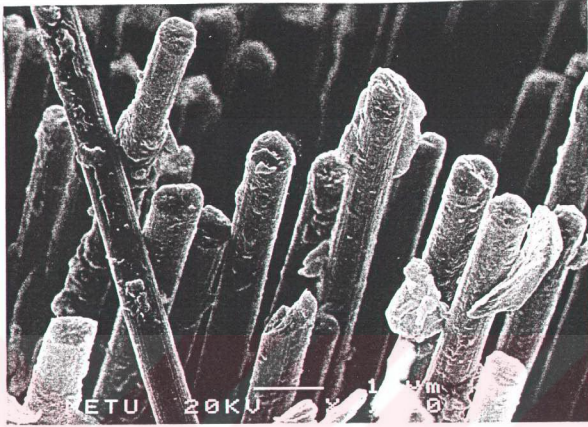
Resim 4.4: Trevalon Hi marka akrilik rezinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü



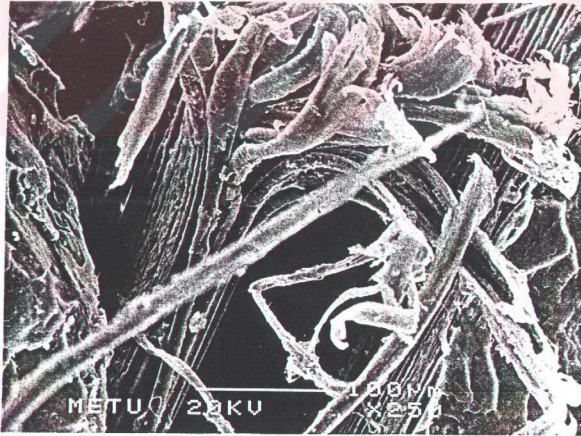
Resim 4.5: Lucitone 199 marka akrilik rezinin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü



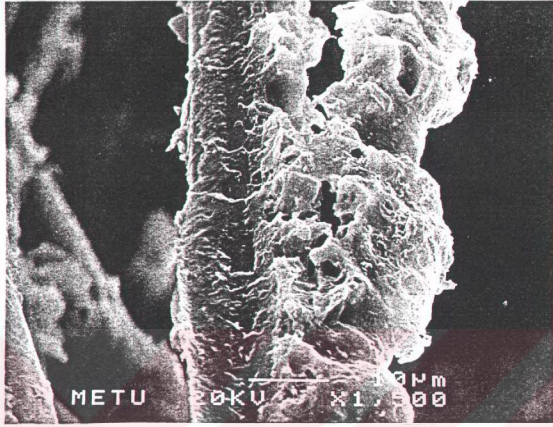
Resim 4.6: Cam lifli içeren örneğin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü



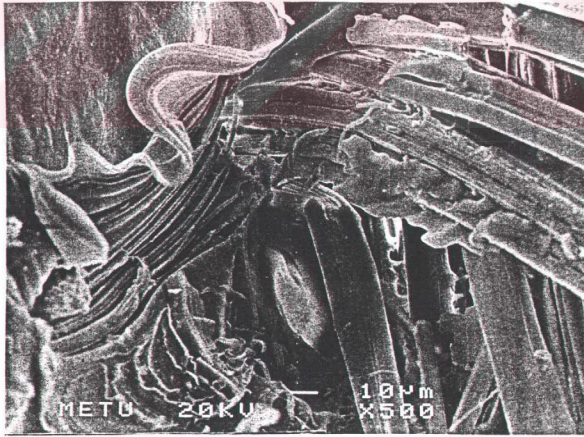
Resim 4.7: Karbon lifi içeren örneğin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü



Resim 4.8: Kevlar lifi içeren örneğin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü



Resim 4.9: Kevlar lifi - rezin bağlantısının x1500 büyütmede görüntüsü



Resim 4.10: Polietilen lifi içeren örneğin kırık yüzeyinin SEM görüntüsü

TARTIŞMA

Poli(metilmetakrilat)lar, uygulamalarının ve tamirinin kolay olması, büyük bir hasta çoğunluğu tarafından sorunsuz kabul edilebilmesi, pigment ilavesi ile mükemmel estetik sağlanabilmesi gibi avantajları nedeniyle uzun yıllar protez kaide materyali olarak tercih edilmişlerdir ve günümüzde de bu konuda en popüler materyal olmayı sürdürmektedirler.

Protezler ağız dışında düşürülmeyle kırılabilirdikleri gibi, ağızda kullanım sırasında da kırılabilirler. Ağızdaki kırılmalar genellikle protezdeki tekrarlanan esnemeler ve yorulmaya bağlıdır. Ayrıca, torusların varlığında ve dokuya uyumu bozulmuş protezlerde de bu esnemeler daha fazla olacağı için kırık oluşabilir. Bu tip kırıklar genelde üst protezlerde ve orta hatta görülür (40,41).

Bu sorunlar akrilik rezinlerin esneme dayanıklılığının düşük olması (low flexural stiffness) nedeniyle ortaya çıkar. Bu nedenle fiziksel dayanıklılığı daha iyi hale getirmek gerekmektedir (40).

Bu amaçla yapılan çeşitli çalışmalar sonucunda ortaya çıkan yöntemlerden en çok kabul göreni enjeksiyon tekniği ile polimerizasyon olmuştur. Son yıllarda enjeksiyon tekniği ile kalıplanan ve ısı ile polimerize edilen rezinlerle ilgili çalışmalar yapan araştırmacılar, polimerizasyon boyunca hava basıncı altında akrilik hamurunun sürekli enjeksiyonu sonucu polimerizasyon büzülmesinin kompanze edilmesiyle ilgili tartışmalarına halen devam etmektedirler. Ayrıca özel ekipman ve bu teknik için formüle edilmiş akrilik rezin gerektirmesi nedeniyle konvansiyonel sisteme göre ekonomik yük gerektiren tekniğin bugün en çok isim yapmış olanı SR-Ivocap sistemidir. Sistem toz ve likitin özel kapsüller içinde doze edilmiş halde bulunması, ön polimerizasyon aşaması için özel karıştırma vibratöründe el değmeden karıştırılarak

homojen bir yapı oluşturulması, pörözite riskinin minimal sınırlara indirgenmesi, akrilin karanlık ortamda 20°C'da 5 gün süreyle hamur halde saklanabilmesi gibi avantajları nedeniyle tercih edilmektedir.

Araştırmamızda 3 ayrı tip konvansiyonel akril, 2 ayrı tip güçlendirilmiş akril ve 1 tip güçlendirilmiş enjeksiyon akriliği olmak üzere öncelikle 6 tip akrilin çarpma dayanıklılığı ve transvers dayanıklılık testleri yapılmıştır.

Çarpma dayanıklılığı en yüksek olan akril SR Ivocap olarak bulunurken, bunu Trevalon Hi, Lucitone 199, Meliodent, QC 20 ve en düşük değerle Trevalon izlemiştir.

Çarpma dayanıklılığı değeri en düşük çıkan Trevalon marka akrilin içine dokunmuş formda lifler yerleştirilerek, ne düzeyde güçlendirilebileceği araştırılmıştır.

Liflerin yüksek elastik özellikleri ve yorulma dirençleri konvansiyonel protezlere, okluzal kuvvetler karşısında bir yay gibi davranabilme özelliği kazandırır. Lifi rezinle birleşmesi, rezinin herhangi bir noktasına gönderilen kuvvetin, kritik stres değerlerine ulaşmadan önce dağıtılmasını sağlar (25).

Bu şekilde akrilik rezinin güçlendirilmesi, özel ekipman ya da özel akril gerektirmediği için son derece ekonomiktir, proteze ayrıca bir maliyet yüklemeyi, uygulaması kolaydır ve zaman alıcı değildir.

Lifler akril içine, kısa kesilmiş olarak dağınık formda, iplik şeklinde uzunlamasına veya dokunmuş formda uygulanabilir (24-27,29-31,3436,39-44,46-50). Kısa kesilmiş liflerin polimer veya monomer içine katılarak dağınık olarak uygulanması oldukça kolaydır, ancak bu lifler akrilik rezin içinde "inclusion bodies" olarak görev yaptığı için akrili

zayıflatmaktadır (24,34,40,44,49,50). Ayrıca bu formda %2'den daha fazla lif kullanıldığında, akril, kuru, aşırı lifli ve uygulaması zor bir hal almakta ve akrilik rezinin bütün mekanik özelliklerinde azalma olmaktadır (40,44,49). Liflerin doku yüzeyinde açığa çıkması irritasyona neden olurken, polisajlı yüzeyde açığa çıkması, pürüzlü bir yüzey oluşmasına neden olmaktadır(40).

İplik formunda, uzunlamasına yerleştirilen lifler dayanıklılığı önemli ölçüde artırmaktadır (27,29,39,46,50). Ancak lifleri bu formda uygulamak oldukça zordur. Akril tepimi sırasında uygulanan basınçla, yerleştirilen liflerin hem konumu değişmekte hem de paralelliği bozulmaktadır. Bazı bölgelerde lif yıgılmaları olurken, bir başka yerde istenilenden daha az lif olmaktadır. Liflerde yer değiştirme daha büyük boyutlarda olursa, lifler doku yüzeyinde veya parlatılmış yüzeyde ortaya çıkabilmektedir.

Dokunmuş formda lifler hem dayanıklılığı çok artırmakta hem de akril içine yerleştirilmesi kolay ve kontrollü olmaktadır (30,34,37,40). Protezlerin yapımı sırasında daha kolay uygulanabilir olduğu için çalışmamızda dokunmuş formda lifler tercih edilmiştir.

Liflerin, uygulandığı matriksi yeterince güçlendirebilmesi için matrikse iyi tutunması gerekir (25,25,30,34,37,38,40,46,47). Akrilik rezinin hamur kıvamında olması bu bağlantıyı güçleştirir ve arada mikroskobik düzeyde boşluklar kalmasına neden olabilir(40,45). Lif yüzeyine uygulanan yüzey işlemi ya lifin yüzeyini artırarak ve pürüzlendirerek mekanik tutunmayı sağlar ya da yüzey enerjisini ve ıslatılabilirliği artırarak kimyasal bağlanmayı sağlar (40,49). Liflerin epoksi rezinle kaplanması, akrille kimyasal olarak birleşmesini sağlar ve lifin akril içinden kaymasını önler. Bu nedenle epoksi rezin, diğer yüzey işlemlerine göre daha iyi dayanıklılık sağlar (30,36,44). Çalışmamızda, bu nedenle epoksi rezinle kaplanmış lifler kullandık.

Lifler, protez içinde tam ortada yer almalıdır. Doku yüzeyine yakın yerleştirilir ve yüzeyden açığa çıkarsa, dokuda irritasyona veya allerjik reaksiyona neden olabilir. Parlatılmış yüzeye yakın yerleştirilir ve bu yüzeyden ortaya çıkarsa, protezin polisajını güçleştirir ve yetersiz polisaj yiyecek retansiyonuna neden olur (27,31). Bu nedenle, örneklerin hazırlanması sırasında, liflerin tam ortaya yerleştirilmesine özen gösterdik.

Polimerizasyon sırasında, sürekli basınç uygulanması, polimerize olan örneklerde mikropöröziteyi azaltmakta, böylece dayanıklılığı artırmaktadır (34,35). Akrillerin polimerizasyonunda, sıcaklığın istenilen derecede sürekli değişmeden kalması tercih edilen bir durumdur. Bunu, konvansiyonel yöntemler içinde kuru sıcak uygulaması sağlayabilir(35). Bu noktadan hareketle, çalışmamızda, sürekli basınç ve kontrollü sıcaklık uygulayan bir hidrolik pres kullanılmış ve araştırma kapsamına alınan 6 akril ve 5 tip lifli örneğin hazırlanması sırasında, her gruptaki 10 örneğin akril tepimi ve polimerizasyonu aynı anda gerçekleştirilebilmiştir. Örneklerin standart olması açısından bu durum önemlidir.

Çalışmamızda, firmalar tarafından güçlendirilen akriller, enjeksiyon yöntemiyle hazırlanan akriller ve çeşitli liflerle güçlendirilmiş akrillerin bazı fiziksel özelliklerinin karşılaştırılması amaçlanmış ve bu amaca yönelik bazı testler uygulanmıştır.

Çalışmamızda kullanılan enjeksiyonla kalıplanan akrilik rezin lastikle güçlendirilmiş tipte olduğu için, konvansiyonel akrillerle kıyaslandığında çarpma dayanıklılığı, transvers dayanıklılık ve defleksiyon değerleri en yüksek olarak, elastisite modülü değeri ise en düşük olarak bulunmuştur. Bu sonuç, Murphy ve arkadaşlarının (100) çalışması ile uyum içindedir.

Schreiber, karbon lifleriyle yaptığı çalışmada, yüzey işlemi uygulanmış ve uygulanmamış, uzunlmasına yerleştirilmiş liflerin, kısa kesilerek akrile

kariştirilmiş liflerden daha yüksek çarpma dayanıklılığı gösterdiğini (24), karbon liflerinin akrilik rezin içine iyi yerleştirilmesi ve akrille birleşmesi durumunda oldukça sağlam protezler elde edilebileceğini (25) belirtmiştir.

Vallittu ve arkadaşları (46), iplik formundaki karbon liflerini silanla kaplayarak uygulamışlar ve üç nokta eğilme testi sonucunda, lif içeriği arttıķa kırılma direncinin arttığını göstermişlerdir.

Bu sonuçlar, bizim bulgularımızla da uyumludur. Bizim alışmamızda karbon lifleri çarpma dayanıklılığı ve defleksiyonu önemli ölçüde artırmıştır. Çarpma dayanıklılığı 1246 N/m'den 4335 N/m'ye, defleksiyon 1.63 mm'den 2.04 mm'ye çıkmıştır. Transvers dayanıklılıkta da artış olmuş, ancak bu istatistiksel açıdan önemsiz bulunmuştur. Elastisite modülü ise, karbon lifi kullanılan örneklerde azalmıştır. Kontrol grubunda 1.79 GPa olan elastisite modülü, karbon lifi içeren örneklerde 1.35 GPa'a dşmştir.

Yazdanie ve Mahood(29), uzunlamasına ve dokunmuş formda, 5 farklı oranda karbon lifi kullandığı çalışmasında, elastisite modülünün yerleştirilen liflerin miktaryla doğru orantılı olarak arttığını ve uzunlamasına yerleştirilen iplik formundaki liflerin daha dayanıklı akril oluşturduğunu iddia etmiştir. Bu sonuç, DeBoer ve arkadaşlarının (27) sonuçlarıyla uyumludur.

Viguie ve arkadaşları (50), epoksi kaplı karbon liflerini kısa kesilmiş, dokunmuş ve uzunlamasına olmak üzere 3 farklı formda kullanmışlardır. Üç nokta eğilme testi uyguladıķları örneklerde, uzunlamasına yerleştirilen lifler en iyi sonuu verirken, kısa kesilmiş liflerden en kötü sonuç alındığı belirtilmiştir.

Bu araştırıcıların kullandıkları dokunmuş formda lif içeren örnekler %75 uzunlamasına, %25 enine lif içermektedir. Üç nokta yükleme testinde kuvvet örneğe dik uygulanır ve sadece uzunlamasına lifler kuvvete direnç gösterir. Örnekler eşit miktarda lif içerdiği için, dokunmuş formdaki liflerin yerleştirildiği örnekler, uzunlamasına lifli örneklerden daha az miktarda uzunlamasına lif içerir, bu nedenle dokunmuş formda dayanıklılığın düşük çıktığını iddia etmişlerdir (4,6,21).

Schreiber (25), Manley ve arkadaşları (26), karbon liflerinin herhangi bir doku reaksiyonuna neden olmadığını belirtirken, Yazdanie ve Mahood(29), örneklerin hazırlanması sırasında deri reaksiyonuna rastlandığını iddia etmişlerdir.

Berrong ve arkadaşları (31)  farklı oranda uzunlamasına yerleştirilmiş, iplik formunda kevlar lifi kullanarak akrilik rezinin çarpma dayanıklılığını test etmişler. Lif oranı ağırlığın %0.5, 1 ve 2'si olarak alınmış ve lif oranı arttıkça kırılma direncinin arttığını belirtmişlerdir.

Vallittu ve arkadaşları (46), kevlar liflerini iplik formunda ve silanla kaplı olarak kullandıkları çalışmalarında, üç nokta yükleme testi uygulamışlar ve yine lif içeriği arttıkça kırılma direncinin arttığını göstermişlerdir.

Bu alışmalar, bizim bulgularımızı destekler niteliktedir. Biz de çalışmamızda ince dokunmuş ve kalın dokunmuş olmak üzere iki ayrı kalınlıkta kevlar lifi kullandık. İnce kevlar ve kalın kevlar arasındaki tek fark lif miktarıydı. Kalın kevlar, ince kevların yaklaşık iki katı lif içeriyordu. %1.11 oranında kullanılan ince kevlar, çarpma dayanıklılığını 1246 N/m'den 3206 N/m'ye çıkarırken, %2.6 oranında kullanılan kalın kevlar 9325 N/m'ye çıkar mıştır. Lif oranı yaklaşık 2.5 kat artarken çarpma dayanıklılığı da aynı oranda artmıştır. Kevlar lifi içeren örneklerimizde,

transvers dayanıklılık, defleksiyon ve elastisite modülünde de artış kaydedilmiştir. Transvers dayanıklılık ve elastisite modülündeki artış istatistiksel açıdan önemsiz bulunurken, defleksiyondaki artış önemli bulunmuştur.

Solnit (34), cam liflerini, üç değişik formda, eşit miktarlarda, silanla yüzey işlemi uygulanmış ve işlem görmemiş olarak akril içine yerleştirmiş ve en yüksek transvers dayanıklılık değerlerini dokunmuş formda, silanla kaplı cam lifi içeren örneklerden almıştır. Yazar, yüzey işlemi görmemiş ve dağınık formdaki liflerin akrili zayıflattığını belirtmiştir.

Vallittu (46), cam liflerini iplik formunda ve silanla kaplı olarak kullanmış ve örneklerdeki lif miktarı ve kırılma direncinin doğru orantılı arttığını bildirmiştir. Vallittu, karbon ve kevlar lifleri de kullandığı çalışmasında, bu lifler etrafında, mikroskobik düzeyde boşluklar tespit etmiştir. Ayrıca karbon ve kevlar liflerini, uygulama sırasında kolay dağıldığı, kenarlardan açığa çıktığı ve estetik olmadığı için önermezken, rezin-lif bağlantısını, dolayısıyla dayanıklılığı artırmak amacıyla planladığı bir başka çalışmasında sadece cam lifi kullanmıştır. Cam liflerini, değişik konsantrasyonlarda hazırlanmış poli(metilmetakrilat) - metilmetakrilat şurubuna batırarak akril içine yerleştirmiş ve lif içeriği artmadığı halde, şurup konsantrasyonu arttıkça kırılma direncinin arttığını bulmuştur (47).

Bizim çalışmamızda cam lifi içeren örneklerde, çarpma dayanıklılığı ve elastisite modülünde önemli derecede artış görülürken, transvers dayanıklılık ve defleksiyondaki artış istatistiksel açıdan önemsiz bulunmuştur. Çarpma dayanıklılığı 1246 N/m'den 14095 N/m'ye, elastisite modülü 1.79 GPa'dan 1.91 GPa'a çıkmıştır. Transvers dayanıklılık 400 N'dan 406 N'a, defleksiyon 1.63 mm'den 1.75 mm'ye çıkmıştır.

Braden ve arkadaşları (30), plazma kaplı, dokunmuş formda polietilen içeren örneklerin, işlem görmemiş polietilen içeren örneklerden belirgin şekilde daha fazla çarpma ve esneme dayanıklılığı gösterdiğini, ancak bu değerlerin epoksi rezin kaplı örnekler kadar yüksek olmadığını belirtmiştir. Polietilen lifleri, karbon lifleri ile karşılaştırıldığında modulus ve esneme dayanıklılığında küçük bir artış gözlenirken, çarpma dayanıklılığında, polietilenin karbona göre çok daha etkili olduğu görülmüştür.

Gutteridge (42), yaptığı çalışmada akrilik rezinin ultra yüksek modüllü, plazma ile kaplanmış ve kaplanmamış kısa kesilmiş polietilen liflerle güçlendirilmesini araştırmış ve alışılmış rezin olarak kullandığı Trevalon ve güçlendirilmiş rezin olarak kullandığı Trevalon Hi ile sonuçlar kıyaslanınca, transvers dayanıklılık ve elastisite modülünde bir değişiklik görülmediğini, çarpma dayanıklılığının ise arttığını göstermiştir. Ağırlığın %1'i oranında ultra yüksek modüllü polietilen lifi ilave edilmesiyle çarpma direncinde güçlendirilmiş rezinlere eşdeğer sonuçlar alındığını belirtmiştir.

Dixon ve Breeding (43), yaptıkları araştırmada üç tip (güçlendirilmiş, ışıkla aktive olan ve hızlı ısıyla polimerize olan) akrilik rezinin, iplik formunda polietilen liflerle güçlendirilmesi sonucu transvers dayanıklılıklarını araştırmışlar ve sonuçların ortalamasında önemli bir artış olmadığını bulmuşlardır.

Ladizesky ve arkadaşları (44), dokunmuş formda 3 tabaka halinde uygulanan polietilen liflerinin, akrilik protez kaidesinin çarpma dayanıklılığını belirgin şekilde artırırken, modulus ve esneme dayanıklılığında artış olmadığını belirtmişlerdir. Ancak daha fazla oranda lif katılmasının ve yüzey işlemleri uygulanmasıyla lif - rezin bağlantısının iyileştirilmesiyle bu özelliklerin de artırılacağı belirtilmiştir.

Williamson ve arkadaşları (49), polietilen lifi kattıkları akrillerde, defleksiyon ve elastisite modülünün lif içeriğinden ve oranından etkilenmediğini, transvers dayanıklılığın ise azaldığını belirtmişlerdir.

Bizim çalışmamızda polietilen, çarpma dayanıklılığı ve elastisite modülünde belirgin artışa neden olurken, transvers dayanıklılık ve defleksiyonda, istatistiksel açıdan önemli olmayan bir azalma kaydedilmiştir. Çarpma dayanıklılığı 18870 N/m, elastisite modülü 2.76 GPa olarak bulunmuştur. Bu sonuçlar, Braden ve arkadaşları (30), Gutteridge (42), Dixon ve Breeding (43) ve Ladizesky ve arkadaşlarının(44) çalışmalarıyla tamamen uyumlu bulunurken, Williamson ve arkadaşlarının (49) transvers dayanıklılık sonuçlarıyla uyumludur.

Liflerin akrilik rezinleri güçlendirmesi ile ilgili yapılan değişik çalışmalarda, iplik formunda ve dokunmuş formda yerleştirilen liflerin yapıyı kırılmaya karşı dirençli hale getirdiği bulunmuştur. Kısa kesilmiş formdaki liflerin ise yapıyı zayıflattığı yönünde bulgular vardır (24,27,29-31,34,44,46).

Çalışmamızın sonuçlarını rakamlarla diğer çalışmalarla kıyaslamak olası değildir. Çünkü önceki çalışmalarda genelde tek bir lif tipi, alışılmış akrillerle kıyaslanmıştır ve çoğunlukla yapılan çalışmalar liflerin konsantrasyon artışı ve yüzey işlemleri ile ilgilidir. 4 tip dokunmuş formda lifin birlikte karşılaştırıldığı ve hem transvers dayanıklılık hem de çarpma dayanıklılığına bakılan başka bir araştırma bulunamamıştır.

Ayrıca her çalışmada örnekler şekil olarak farklı hazırlanmıştır. Örneğin çarpma testinde örneklere çentik açılıp açılmaması ve yükün örneğe hangi taraftan uygulandığı önemlidir. Araştırmamızda, yük örneklere çentiksiz taraftan uygulanmıştır. Aynı şekilde, transvers

dayanıklılıkta dayanaklar arası mesafe, dayanıklılık değerini direkt olarak etkiler. Farklı mesafelerde test edilmiş örneklerin sonuçlarının kıyaslanması mümkün değildir.

Liflerle güçlendirilmiş akrilik rezinlerin kırık yüzeyleri, birçok çalışmada SEM ile incelenmiştir (34,36,39,42,46,47-49). Bu çalışmaların hepsinde SEM görüntülerinde boşluklar tespit edilmiştir. Cam ve karbon liflerinde bu boşluklar daha belirgin bulunmuştur. Boşlukların sebebi tam olarak bilinmemekle birlikte, bu konuda çeşitli hipotezler vardır. Bunlardan biri, yük uygulanması sırasında lifin örneğin içinden kaydığı şeklindedir. Hiç yük uygulanmamış örneklerde de bu boşlukların tespit edilmesi bu hipotezi çürütmüştür (46).

Bu boşluklar için diğer bir hipotez, metilmetakrilatın polimerizasyon büzülmesidir. Lifler akril içine yerleştirilmeden önce likide batırılmaktadır. Liflerin emdiği monomerin polimerizasyon büzülmesi %21 iken, akrilik rezinin polimerizasyon büzülmesi % 8'dir. Buna göre liflerin etrafında boşluklar oluşur (46). Likide batırılmadan akril içerisine yerleştirilen liflerde ise bu boşluklar, hamur kıvamındaki akrilin kuru lif yüzeyi ile birleşemediği şeklinde yorumlanmaktadır (49).

Vallitu (47), bu bağlantıyı güçlendirmek için liflerin önce metilmetakrilat - poli(metilmetakrilat) şurubuna batırılması gerektiğini belirtmekte ve bu şurubun konsantrasyonu artırılarak bağlantının istenen düzeye çıkarılabileceğini bildirmektedir.

Bizim çalışmamızda da SEM görüntülerinde rezin-lif bağlantısının yetersiz olduğu görülmektedir. Test edilen liflerin yüzeylerinde çok ince bir akril tabakası izlenmektedir. Bu tabakanın kalınlığının artırılması, böylece rezin-lif bağlantısının güçlendirilmesi için yeni çalışmalar gerekmektedir.

SONUÇ

Üç ayrı marka alışımlı akril, üç ayrı marka geliştirilmiş akril ve dokunmuş formda cam, karbon, kevlar ve polietilen liflerle desteklenmiş akrilik rezin örneklerin çarpma dayanıklılığı, transvers dayanıklılık defleksiyon ve elastisite modülü yönünden karşılaştırıldığı çalışmamızda, aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

1- Bütün akriller çarpma dayanıklılığı açısından değerlendirildiğinde, en yüksek çarpma dayanıklılığı değerini polietilen lifi içeren örnekler vermiş, bunu sırasıyla cam, kalın kevlar, SR Ivocap, karbon, ince kevlar, Trevalon Hi, Lucitone 199, Meliodent, QC 20 ve Trevalon örnekler izlemiştir. Bu değerlerin istatistiksel değerlendirmesi sonucunda, QC 20 - Trevalon hariç diğer tüm gruplar arasındaki fark önemli bulunmuştur.

2- Transvers dayanıklılık yönünden değerlendirildiğinde, en yüksek transvers dayanıklılık değerini SR Ivocap rezin vermiş, bunu Trevalon Hi ve Lucitone 199 izlemiştir. Sonra Meliodent, QC 20, ince kevlar, kalın kevlar, karbon, cam ve en düşük değerle polietilen içeren örnekler şeklinde sıralanmıştır. İstatistiksel değerlendirmeye göre, lifsiz grupta, gruplar arası fark önemsiz bulunurken, lifli grupta sadece ince kevlar ve polietilen içeren örnekler arasındaki fark önemli bulunmuştur.

3- Tüm rezin gruplarının defleksiyon değerleri açısından bir yorumu yapıldığında, en yüksek defleksiyon değeri SR Ivocap rezinde görülürken, bunu sırasıyla, karbon, ince kevlar, kalın kevlar, Lucitone 199, Trevalon Hi, Meliodent, QC 20, cam, Trevalon ve polietilen izlemiştir. SR Ivocap, karbon, ince kevlar ve kalın kevlar diğer gruplarla farkı istatistiksel açıdan anlamlı bulunmuştur.

4- Araştırma kapsamına alınan materyaller elastisite modülü açısından incelendiğinde, en yüksek değer polietilen lifi içeren örneklerden alınmış olup, bunu Meliodent, Trevalon Hi, QC 20, kalın kevlar ve Lucitone 199, cam, ince kevlar, Trevalon, SR Ivocap ve karbon izlemiştir. Lifsiz grupta Trevalon ve SR Ivocap rezinin diğer gruplarla farkı önemli bulunurken, lifli grupta sadece ince kevların cam ve kalın kevlarla ve camın kalın kevlarla farkı istatistiksel açıdan önemsiz bulunmuştur.

Sonuç olarak, protezlerin çarpma dayanıklılığını artırmak için polietilen ve cam lifleri önerilebilir. Bu lifler akrilde renk değişikliği yaratmazlar ve estetik sakıncaları yoktur. Ucuz olmaları ve özel ekipman gerektirmemeleri nedeni ile enjeksiyon akrillerine göre daha avantajlıdır. Liflerle güçlendirilmiş akrilik rezinlerin çarpma dayanıklılıkları, akrillerden beklenen değerlerin çok üzerindedir.

Protezlerin ağız içinde kırılmasına neden olan kuvvetler, genellikle üç nokta yükleme testlerine uyan niteliktedir. Tek protez olguları, st çenede aşırı rezorbsiyon olan durumlar, "sutura palatina media"nın belirgin olması ve torus varlığı transvers dayanıklılığı artırılmış protezler elde etme gereksinimi doğurur. Bu durumda transvers dayanıklılığı daha yüksek olan ve lastik faz içeren SR Ivocap enjeksiyon akriliği ve Trevalon Hi, Lucitone 199 gibi güçlendirilmiş akriller kullanılması önermekteyiz.

KAYNAKLAR

1-BOUCHER, C.O., HICKEY, J.C., ZARB, G.A.: Prosthodontic Treatment For Edentulous Patients. 7th ed., The C.V.Mosby Company, Saint Louis, 1975.

2-PHILLIPS, R.W.: Skinner's Science of Dental Materials. Chapter 10. 9th ed., W.B. Saunders Company, Philadelphia, 1991.

3-ZAIMOĞLU, A., CAN, G., ERSOY, E., AKSU, L.: Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi. Bölüm 11. Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara, 1993.

4-MUTLU, G., HARRISON, A., HUGGETT, R.: A history of denture base materials. Quint Dent Tech Yearbook, 1989;13:145-151.

5-OSBORNE, J.: Acrylic Resins in Dentistry. 3th ed., Blackwell Scientific Publications, Oxford, 1948, pp.1-9.

6-CRAIG, R.G., PEYTON, F.A.: Restorative Dental Materials. 5th ed., The C.V. Mosby Company, Saint Louis, 1975.

7-CRAIG, R.G., O'BRIEN, W.J., POWERS, J.M.: Dental Materials. Properties and Manipulation. 4th ed., The C.V. Mosby Company, Saint Louis, 1987.

8-VERNON, H.M.: The never denture bases with particular reference to copolymer resins. J. Prosthet. Dent., 1952;2:794-800.

9-KYDD, W.L., WYKHUIS, W.A.: A modified epoxy resin as a denture base material. J. Am. Dent. Assoc., 1958;56:385-388.

10-SMITH, D.C.:Recent developments and prospects in dental polymers. J. Prosthet. Dent., 1962;12:1066-1078.

11-WOELFEL, J.B., PAFFENBARGER, G.C., SWEENEY, W.T.: Changes in dentures during storage in water and in service. J. Am. Dent. Assoc., 1961;62:643-657

12-PHILLIPS, R.W.: Skinner's Science of Dental Materials. Chapter 11. 9th ed., W.B. Saunders Company, Philadelphia, 1991

13-KESKİN, Y. : Farklı yöntemlerle polimerizasyonu sağlanan akriliklerin bazı fiziksel özelliklerinin karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi (Doktora tezi). Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara, 1993.

14-AYDINLIK, E.: Poly-methyl-methacrylate esaslı çeşitli akrilliklerin bazı fiziksel ve kimyasal niteliklerinin karşılaştırmalı incelenmesi (Doktora tezi). Hacettepe Üniversitesi Mezuniyet Sonrası Eğitim Fakültesi, Ankara, 1973.

15-ZALMOĞLU, A., CAN, G., ERSOY, E., AKSU, L.: Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi. Bölüm 12. Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara, 1993.

16-AKOVALI, G.:Polimerler. Bilim ve Teknik, 1995;327:32.

17-ÇALIĞKOCACIOĞLU, S. : Tam Protezler, Cilt II. Doyuran Matbaası, İstanbul, 1988.

18-POLUKOSHKO, K.M., BRUDVIK, J.S., NICHOLLS, J.I., SMITH, D.E.: Evaluation of heat-cured resin bases following the addition of denture teeth using a second heat cure. J. Prosthet. Dent., 1992;67:556-562.

19-CLANCY, J.M.S., BOYER, D.B.: Comparative bond strength of lighth-cured, heat-cured, and autopolymerizing denture resins to denture teeth. J. Prosthet. Dent., 1989;61:457-462.

20-FREJLICH, S., DIRCKX, J.J.J., GOODACRE, C.J., SWARTZ, M.L., ANDRES, C.J.: Moire topography for measuring the dimensional accuracy of resin complete denture bases. Int. J. Prosthodont., 1989;2:272-279.

21-JEROLIMOV, V., BROOKS, S.C., HUGGETT, R., STAFFORD, G.D.: Some effects of varying denture base resin polymer / monomer ratios. Int. J. Prosthodont., 1989;2:56-60.

22-HONOREZ, P., CATALAN, A., ANGNES, U., GRIMONSTER, J.: The effect of three processing cycles on some physical and chemical properties of a heat-cured acrylic resin. J.Prosthet. Dent., 1989;61:510-517.

23-BECKER, C.M., SMITH, D.E., NICHOLLS, J.I.: The comparison of denture - base processing techniques. Part I. Material characteristics. J.Prosthet. Dent., 1977;37:330-338.

24-SCHREIBER, C.K.: Polymethylmethacrylate reinforced with carbon fibres. Brit. Dent. J., 1971; 130:29-30.

25-SCHREIBER, C.K.: The clinical application of carbon fibre / polymer denture bases. Brit. Dent. J., 1974;137:21-22.

26-MANLEY, T.R., BOWMAN, A.J., COOK, M.: Denture bases reinforced with carbon fibres. Brit. Dent. J., 1979;146:25.

27-DEBOER, J., VERMILYA, S.G., BRADY, R.E.: The effect of carbon fiber orientation on the fatigue resistance and bending properties of two denture resins. J. Prosthet. Dent., 1984;51:119-121.

28-CARROLL, C.E., von FRAUNHOFER, J.A.: Wire reinforcement of acrylic resin prostheses. J. Prosthet. Dent., 1984;52:639-641.

29-YAZDANIE, N., MAHOOD, M.: Carbon fiber acrylic resin composite : An investigation of transverse strength. J. Prosthet. Dent., 1985;54:543-547.

30-BRADEN, M., DAVY, K.W.M., PARKER, S., LADIZESKY, N.H., WARD, I.M.: Denture base poly(methylmethacrylate) reinforced with ultra-high modulus polyethylene fibres. Brit. Dent. J., 1988;164:109-113.

31-BERRONG, J.M., WEED, R.M., YOUNG, J.M.: Fracture resistance of kevlar - reinforced poly(methylmethacrylate) resin : A preliminary study. Int. J. Prosthodont., 1990;3:391-395.

32-YEN, T.W., COLLARD, S.M., KING, G.E.: The effect of hollow microsphere fillers on density and impact strength of denture base resins. J. Prosthet. Dent., 1991;65:147-152.

33-KAWANO, F., MIYAMOTO, M., TADA, N., MATSUMOTO, N.: Reinforcing effect of a Ni-Cr alloy plate on an acrylic resin denture base. Int. J. Prosthodont, 1991;4:327-331.

34-SOLNIT, G.S.: The effect of methyl methacrylate reinforcement with silane - treated and untreated glass fibers. J. Prosthet. Dent., 1991;66: 310-314.

35-LARSON, W.R., DIXON, D.L., AQUILINO, S.A., CLANCY, J.M.S.: The effect of carbon graphite fiber reinforcement on the strength of provisional crown and fixed partial denture resins. J. Prosthet. Dent., 1991;66:816-820.

36-DAVY, K.W.M., PARKER, S., BRADEN, M., WARD, I.M., LADIZESKY, H.: Reinforcement of polymers of 2,2 bis-4 (2-hydroxy-3-methacryloyloxy propoxy) phenyl propane by ultra-high modulus polyethylene fibres. Biomaterials, 1992;13:17-19.

37-VALLITTU, P.K., LASSILA, V.P.: Reinforcement of acrylic resin denture base material with metal or fibre strengtheners. J. Oral Rehab., 1992;19:225-230.

38-VALLITTU, P.K., LASSILA, V.P.: Effect of metal strengthener's surface roughness on fracture resistance of acrylic denture base material. J. Oral Rehab., 1992;19:385-391.

39-GOLDBERG, A.J., BURSTONE, C.J.: The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. Dent. Mater., 1992;8:197-202.

40-CLARKE, D.A., LADIZESKY, N.H., CHOW, T.W.: Acrylic resins reinforced with highly drawn linear polyethylene woven fibres. 1. Construction of upper denture bases. Australian Dent. J., 1992;37:394-399.

41-LADIZESKY, N.H., HO, C.F., CHOW, T.W.: Reinforcement of complete denture bases with continuous high performance polyethylene fibers. J. Prosthet. Dent., 1992;68:934-939.

42-GUTTERIDGE, D.L.: Reinforcement of poly(methyl methacrylate) with ultra-high-modulus polyethylene fibre. J. Dent. 1992;20:50-54.

43-DIXON, D.L., BREEDING, L.C.: The transverse strengths of three denture base resins reinforced with polyethylene fibers. J. Prosthet. Dent., 1992;67:417-419.

44-LADIZESKY, N.H., PANG, M.K.M., CHOW, T.W., WARD, I.M.: Acrylic resins reinforced with woven highly drawn linear polyethylene fibers. 3. Mechanical properties and further aspects of denture construction. Aust. Dent. J., 1993;38:28-38.

45-VALLITTU, P.K.: Effect of some properties of metal strengtheners on the fracture resistance of acrylic denture base material construction. J. Oral Rehab., 1993;20:241-248.

46-VALLITTU, P.K., LASSILA, V.P., LAPPALAINEN, R.: Acrylic resin-fiber composite - part I : The effect of fiber concentration on fracture resistance. J. Prosthet. Dent., 1994;71:607-612.

47-VALLITTU, P.K.: Acrylic resin-fiber composite - part II : The effect of polymerization shrinkage of poly(methyl methacrylate) applied to fiber roving transverse strength. J. Prosthet. Dent., 1994;71:613-617.

48-KATSIKAS, N.G., HUGGETT, R., HARRISON, A., VOWLES, R.W.: The effect of esthetic fibers on the flow properties of an acrylic resin denture base material. Dent. Mater., 1994;10:2-5.

49-WILLIAMSON, D.L., BOYER, D.B., AQUILINO, S.A., LEARY, J.M.: Effect of polyethylene fiber reinforcement on the strength of denture base

resins polymerized by microwave energy. J. Prosthet. Dent., 1994;72:635-638.

50-VIGUIE, G., MALQUARTI, G., VINCENT, B., BOURGEOIS, D.: Epoxy / carbon composite resins in dentistry : Mechanical properties related to fiber reinforcements. J. Prosthet. Dent. 1994;72:245-249.

51-POLYZOIS, G.L.: Reinforcement of denture acrylic resin : The effect of metal inserts and denture resin type on fracture resistance. Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent., 1995;3:275-278.

52-SEHAJPAL, S.B., SOOD, V.K.: Effect of metal fillers on some physical properties of acrylic resin. J. Prosthet. Dent., 1989;61:746-751.

53-LADIZESKY, N.H., CHOW, T.W.: The effect of interface adhesion, water immersion, and anatomical notches on the mechanical properties of denture base resins reinforced with continuous high performance polyethylene fibres. Aust. Dent. J., 1992;37:277-289.

54-KAWANO, F., MIYAMOTO, M., TADA, N., MATSUMOTO, N.: Reinforcement of acrylic resin denture base with a Ni-Cr alloy plate. Int. J. Prosthodont. 1990;3:484-488.

55-BINKLEY, C.J., IRVIN, P.T.: Reinforced heat - processed acrylic resin provisional restorations. J. Prosthet. Dent., 1987;57:689-693.

56-JACKSON, A.D., GRISIUS, R.J., FENSTER, R.K., LANG, B.R.: The dimensional accuracy of two denture base processing methods. Int. J. Prosthodont., 1989;2:421-428.

57-BÜYÜKYILMAZ, Ş., RUYTER, I.E.: Color stability of denture base polymers. *Int. J. Prosthodont.*, 1994;7:372-382.

58-WARD, J., MOON, P.C., LEVINE, R.A., BEHRENDT, C.L.: Effect of repair surface design, repair material, and processing method on the transverse strength of repaired acrylic denture resin. *J. Prosthet. Dent.*, 1992;67:815-820.

59-KOUMJIAN, J.H., NIMNO, A.: Evaluation of fracture resistance of resins used for provisional restorations. *J. Prosthet. Dent.*, 1990;64:654-658.

60-KHAN, Z., von FRAUNHOFER, J.A., RAZAVI, R.: The staining characteristics, transverse strength, and microhardness of a visible light-cured denture base material. *J. Prosthet. Dent.*, 1987;57:384-386.

61-BARRON, D.J., RUEGGEBERG, F.A., SCHUSTER, G.S.: A comparison of monomer conversion and inorganic filler content in visible light-cured denture resins. *Dent. Mater.* 1992;8:274-277.

62-NISHII, M.: Studies on the curing of denture base resins with microwave irradiation : With particular reference to a heat-curing resins. *J. Osaka Dent. Univ.*, 1968;2:23-40.

63-BURNS, D.S., KAZANOĞLU, A., MOON, P.C., GUNSOLLEY, J.C.: Dimensional stability of acrylic resin materials after microwave sterilization. *Int. J. Prosthodont.*, 1990;3:489-493.

64-ALKHATIB, M.B., GOODACRE, C.J., SWARTZ, M.L., MUNOZ-Viveros, C.A., ANDRES, C.J.: Comparison of microwave polymerized denture base resins. *Int. J. Prosthodont.*, 1990;3:249-255.

65-SHLOSBERG, S.R., GOODACRE, C.J., MUNOZ, C.A., MOORE, B.K., SCHNELL, R.J.: Microwave energy polymerization of poly(methyl methacrylate) denture base resin. *Int. J. Prosthodont.*, 1989;2:453-458.

66-AMERICAN DENTAL ASSOCIATION(ADA) : Guide to dental materials and devices. 6th ed., 1972-1973.

67-STAFFORD, G.D., BATES, J.F., HUGGETT, R.: Creep in denture base polymer. *J. of Dentistry*, 1975;3:193-197.

68-BEARN, E.M.: A preliminary report on a hydrolic measuring device for the study of forces transmitted by dentures. *Dent. Pract.*, 1971;22:17-20.

69-TRAPOZZANO, V.R., LAZZARI, J.B.: Experimental study of the testing of occlusal patterns on the same denture base. *J. Prosthet. Dent.*, 1952;2:440-457.

70-KYDD, W.L.: Comminuting efficiency of varied occlusal tooth form and the associated deformation of a complete denture base. *J.A.D.A.*, 1960;61:465-471.

71-CRAIG, R.G., FARAH, J.W., EL-TAHAWI, H.M.: Three dimensional photoelastic stress analysis of maxillary complete dentures. *J. Prosthet. Dent.*, 1974;31:122-129.

72-HARGREAVES, A.S.: The prevalence of fractured dentures, a survey. *Brit. Dent. J.*, 1969;126:451-455.

73-REGLI, C.P., KYDD, W.L.: A preliminary study of the lateral deformation of metal base dentures in relation to plastic base dentures. *J. Prosthet. Dent.*, 1953;3:326-330.

74-ELLINGER, C.W., RAYSON, J.H., TERRY, J.M., RAHN, A.O.: Synopsis of complete dentures. Lea and Febiger, Philadelphia, 1975.

75-LAMBRECHET, J.R., KYDD, W.L.: A functional stress analysis of the maxillary complete denture base. J. Prosthet. Dent., 1962;12:865-872.

76-MATTHEWS, E., WAIN, E.F.: Stress in denture bases. Brit. Dent. J., 1956;100:167-171.

77-BEYL, M.: The repair of fractured acrylic resin denture bases(A thesis presented for the Docent degree). University of Istanbul Faculty of Dentistry Department of Removable Prosthodontics. 1978.

78-ADAMS, S.H., ZANGER, H.A.: Functional tooth contact in lateral and in centric occlusion. J.A.D.A., 1964;69:465-473.

79-JANKELSON, B., HOFFMAN, G.H., HENDRON, J.A.: Physiology of the stomatognathic system. J.A.D.A., 1953;46:374.

80-LEAR, C.S.C., FLANAGAN, J.B.Jr., MOORRESS, C.F.A.: The frequency of normal swelling in man. Amer. J. Orthodont., 1964;50:787-788.

81-SWOOPE, C.C., KYDD, W.L.: The effect of cusp form and occlusal surface area on denture base deformation. J. Prosthet. Dent., 1966;16:34-43.

82-SMITH, D.E., ET AL: The mobility of artificial dentures during comminution. J. Prosthet. Dent., 1963;13:839-856.

83-KYDD, W.L.: Complete denture base deformation with varied occlusal tooth form. J. Prosthet. Dent., 1956;6:714-718.

84-ATASEVER, N.E., ERCAN, M.T., NALDÖKEN, S., ULUTUNCEL, N.: Effect of wearing complete dentures on human palatal mucosal blood flow measured by ¹³³Xe Clearance. Arch. Oral Biol., 1991;36:627-630.

85-KARAAĞAÇLIOĞLU, L., TÜRKÖZ, Y., BİLİR, Ö.G.: Farklı üst damak yapılarında takviyelendirilmiş ve takviyelendirilmemiş akril kaide plaklarının kırılma kuvvetlerinin incelenmesi. A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg., 1988;15:249-254.

86-TÜRKÖZ, Y., KARAAĞAÇLIOĞLU, L., BİLİR, Ö.G.: Muhtelif protetik kuvvetlendiricilerin akriliklerde yorulma özellikleri üzerindeki etkileri. A.Ü. Diş Hek. Fak. Derg., 1989;16:7-11.

87-MORRIS, J.C., KHAN, Z., von FRAUNHOFER, J.A.: Palatal shape and the flexural strength of maxillary denture bases. J. Prosthet. Dent., 1985;53:670-673.

88-BAEMMERT, R.J., LANG, B.R., BARCO Jr, M.T., BILLY, E.J.: The effect of denture teeth on the dimensional accuracy of acrylic resin denture bases. Int. J. Prosthodont., 1990;3:528-537.

89-STAFFORD, G.D., BATES, J.F., HUGGETT, R., ET AL: A review of the properties of some denture base polymers. J. Dent., 1980;8:292-306.

90-GRANT, A.A., GREENER, E.H.: Whisker reinforcement of poly(methyl methacrylate) denture base resins. Aust. Dent. J., 1967;12:29-33.

91-BAYRAMLI, E.: Polimer kompozitler. Bilim ve Teknik, 1995;327:38.

92-C.A.S.A.(Construcciones Aeronauticas Sociedad Anonima)
ENGINEERING and SYSTEM DIRECTION, Preimpregnated Materials
(pregreg), 1993.

93-TWARON, The aramid fibre for high-performance composites.

94-CIBA COMPOSITES, Safety Data Sheets. Glass Fibre No:364, Carbon
Fibre No:600, KevlarFibre No:767.

95-BRINSON, H.F., et al: Adhesives and Sealants, Volume:3. ASM
International Handbook Committee, USA, 1990.

96- WINKLER, S., VERNON, M.H.: Colouring acrylic denture base resins.
J. Prosthet. Dent., 1978;40:4-7.

97-FRISKOPP, J., BLOMLOF, L.: Intermediate fiber glass splints. J.
Prosthet. Dent., 1984;51:334-337.

98-STAFFORD, G.D., SMITH, D.C.: Flexural fatigue tests of some
denture base polymers. Brit.Dent. J., 1970;128:442.

99-GUTTERIDGE, D.L.: The effect of including ultra-high modulus
polyethylene fibre on the impact strength of acrylic resin. Brit. Dent. J.,
1988;164:177-180.

100-MUPHY, W.M., BATES, J.F., HUGGETT, R., BRIGHT, R.: A
comparative study of 3 denture base materials. Brit. Dent. J.,
1982;152:273-276.

ÖZGEÇMİŞ

1967 yılında Ankara'da doğdu. 1978'de Hazar İlkokulu'nu, 1981'de Demetevler Ortaokulu'nu bitirdi. 1984 yılında Mimar Sinan Lisesi'nden birincilikle mezun oldu. Aynı yıl girdiği H.Ü. Dişhekimliği Fakültesi'nden 1989 yılında mezun oldu ve 1990 yılında H.Ü. Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora eğitimine başladı. 1990 yılından beri aynı Anabilim Dalı'nda Dönem IV Klinik Eğitim Grubu'nda araştırma görevlisi olarak görev yapmaktadır, evli ve bir çocuk annesidir.