

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

**SABİT PROTETİK RESTORASYONLARDA KULLANILAN  
FARKLI FİBERLE GÜÇLENDİRİLMİŞ KOMPOZİT  
YAPILARIN YÜZEY SERTLİĞİ, YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜ VE  
SİTOTOKSİSİTELERİNİN KARŞILAŞTIRMALI OLARAK  
İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

**Dt. Aykut TUNÇEL**

Tez Yöneticisi  
Doç. Dr. Ali Kemal ÖZDEMİR

Haziran - 2005

## İÇİNDEKİLER

<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	<b>I</b>
<b>TABLOLAR DİZİNİ</b> .....	<b>IV</b>
<b>RESİMLER DİZİNİ</b> .....	<b>V</b>
<b>GRAFİKLER DİZİNİ</b> .....	<b>VI</b>
<b>KISALTMALAR</b> .....	<b>VI</b>
<b>GİRİŞ</b> .....	<b>1</b>
<b>GENEL BİLGİLER</b> .....	<b>3</b>
Dişhekimliğinde Kullanılan Kompozit Materyaller .....	3
Protetik Kompozit Resinlerin Endikasyonları .....	3
Protetik Kompozit Resinlerin Avantajları .....	4
Protetik Kompozit Resinlerin Sahip Olması Gereken Özellikler .....	4
Kompozitlerin Sınıflandırılması .....	6
Fiberle Güçlendirilmiş Kompozitler .....	7
Dişhekimliğinde Fiberle Güçlendirmenin Tarihçesi .....	7
Fiber Materyalleri .....	11
Dişhekimliğinde Kullanılan Fiber Tipleri .....	11
Fiberle Güçlendirmenin Prensibi .....	18
Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Materyallerinin Dişhekimliğinde Kullanım Alanları .....	18
Fiberle güçlendirilmiş bir protezin seçimi için gereksinimler .....	22
Fiberle Güçlendirilmiş Kompozitlerin Kontrendikasyonları .....	23

Vallittu'ya göre Fiberle güçlendirilmiş kompozit sabit protezlerin sınıflandırılması .....	24
Freilich'e göre Fiberle güçlendirilmiş kompozit sabit protezlerin sınıflandırılması .....	24
Kompozitlerin Yüzey Özellikleri .....	29
Yüzey pürüzlülüğü .....	29
Yüzey Sertliği .....	30
Yüzey sertliği ölçüm yöntemleri .....	31
Biyolojik uyum .....	32
Biyolojik uyum testleri .....	33
Biyolojik testlerin sınıflandırılması .....	34
Hücre Kültürleri .....	39
Hücre kültürü test yöntemleri .....	41
Dental malzemelerin sitotoksitelerinin invitro belirlenme şekilleri .....	43
Invitro sitotoksite testleri .....	43
Hücre erime indeksi .....	47
Hücre erime indeksi skorlarına göre sitotoksik etkinin şiddetinin belirlenmesi .....	47
Hücrel değişiklikler .....	49
<b>MATERYAL VE METOT .....</b>	<b>51</b>
Test Örneklerinin Hazırlanması .....	52
Yüzey Pürüzlülüğü Testlerinin Yapılması .....	54

Yüzey Sertliği Testlerinin Yapılması .....	55
Sitotoksisite Testlerinin Yapılması .....	55
Agar Difüzyon Test Yöntemiyle İn Vitro Sitotoksisitenin Saptanması .....	58
İstatistiksel değerlendirme .....	61
<b>BULGULAR .....</b>	<b>62</b>
Yüzey Pürüzlülüğü Deneyine Ait Bulgular .....	62
Yüzey Sertliği Deneyine Ait Bulgular .....	63
Sitotoksisite Deneyine Ait Bulgular .....	64
<b>TARTIŞMA .....</b>	<b>69</b>
Yüzey Pürüzlülüğü Testi Bulgularının Değerlendirilmesi .....	71
Yüzey Sertliği Testi Bulgularının Değerlendirilmesi .....	76
Sitotoksisite Testi Bulgularının Değerlendirilmesi .....	82
<b>SONUÇLAR .....</b>	<b>94</b>
<b>TÜRKÇE ÖZET .....</b>	<b>95</b>
<b>İNGİLİZCE ÖZET .....</b>	<b>97</b>
<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>99</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ .....</b>	<b>122</b>
<b>TEŞEKKÜR .....</b>	<b>123</b>

## TABLULAR DİZİNİ

Tablo 1: Dişhekimliğinde kullanılan 5 farklı cam fiberin kompozisyonları .....	14
Tablo 2: Farklı ürünlerin fiber tipleri ve yapıları .....	16
Tablo 3: Çalışmada kullanılan materyaller ve özellikleri .....	52
Tablo 4: Materyallerin polimerizasyon yöntemleri .....	53
Tablo 5: Testlere göre gruplandırılan örnekler ve örnek sayıları .....	54
Tablo 6: Hücre kültüründe kullanılan besiyeri ve içeriği .....	57
Tablo 7: Deney materyalinin sitotoksik etkisinden zarar gören hücrelerin yüzdesi ve lizis indeks değerleri .....	61
Tablo 8: Kompozit örneklerin ortalama yüzey pürüzlülüğü miktarları ve standart sapma değerleri .....	62
Tablo 9: Kompozit örneklerin ortalama yüzey sertliği miktarları ve standart sapma değerleri .....	63
Tablo 10: Test gruplarının Lizis İndeks değerleri ve gösterdikleri sitotoksik etkilerinin dereceleri .....	64
Tablo 11: Gruplara ait sitotoksikite değerleri ikişerli olarak karşılaştırıldığında ortaya çıkan farklılıklar .....	68

## RESİMLER DİZİNİ

Resim 1: Farklı Fiberlerin SEM görüntüleri .....	17
Resim 2: Çalışmada kullanılan L929 hücreleri (x10) .....	57
Resim 3: Petrilere agar tabakası döküldükten 30dk. sonraki görünüm (x10) .....	59
Resim 4: Petrilere nötral kırmızı konulduktan hemen sonraki görünüm. (x10) .....	60
Resim 5: Örneklerin petri üzerine yerleştirilmiş görüntüleri .....	60
Resim 6: Canlı – ölü hücre ayırım bölgesi (x10) .....	65
Resim 7: Lizis indeksinin 2 olarak belirlendiği Artglass örneğinin mikroskopik görünümü (x4) .....	66
Resim 8: Lizis indeksin 2 olarak belirlendiği Sculpture Plus örneğinin mikroskopik görünümü (x4) .....	66
Resim 9: Lizis indeksinin 5 olarak belirlendiği pozitif kontrol (toksik) fenolün mikroskopik görünümü (x4) .....	67
Resim 10: Lizis indeksinin 0 olarak belirlendiği negatif kontrol (non-toksik) DMEM emdirilmiş kurutma kağıdının mikroskopik görünümü (x4) .....	67

## **GRAFİKLER DİZİNİ**

Grafik 1: Kompozit örneklerin ortalama yüzey pürüzlülüğü miktarları .....	61
Grafik 2: Kompozit örneklerin ortalama yüzey sertliği miktarları .....	62
Grafik 3: Kompozit ve fiber örneklerin Lizis İndeks değerleri .....	65

## **KISALTMALAR**

Bis-GMA: Bisglisidil metakrilat
DDDMA: Dekandiol dimetakrilat
DMEM: Dulbecco's modified Eagle medium
EDMA: Etilen dimetakrilat
FGK: Fiberle güçlendirilmiş kompozit
HEMA: 2- Hidroksietil metakrilat
MMA: Metil metakrilat
MTT: Mitochondrial tetrazolium salt assay
PCDMA: Polikarbonat dimetakrilat
TEGDMA: Trietilenglikol dimetakrilat
UDMA: Üretan dimetakrilat
UHMWP: Yüksek Molekül Ağırlıklı Polietilen
Ra: Roughness average
VHN: Vickers hardness number

## GİRİŞ

Diş eksikliğine bağlı olarak kaybolan ya da azalan estetik, fonatik ve fizyolojik gereksinimlerin karşılanması konusu dişhekimliğinde çok sayıda çalışmanın yapıldığı geniş bir alanı oluşturmaktadır. Bireyin bu ihtiyaçlarının giderilmesinde gelişen teknoloji ile birlikte çeşitliliği hızla artan restoratif malzemeler önemli görev üstlenmektedir. Restoratif malzemelerin doğru seçimi başarının ön koşulları arasında yer almaktadır.

Günümüz teknoloji ve materyalleri restoratif dişhekimliğine karmaşık problemler için birçok çözüm yolları sunmaktadır. Kayıp diş dokusu adeziv restorasyonların veya metal-seramik kronların kullanımıyla ya da diş/implant ile desteklenen birçok farklı sabit protetik uygulamalarla restore edilebilmektedir.

Protetik dişhekimliğinde, köprü yapımında genellikle altyapı materyali olarak değersiz metal alaşımları kullanılmaktadır. Ancak değersiz metal alaşımlarının düşük biyolojik uyumu, yüksek korozyon özellikleri, destek dişte renk değişikliği yaratması ve retansiyon problemi gibi dezavantajlarının bulunması araştırmacıları alternatif materyal arayışına yöneltmiştir. Son yıllarda bu alternatifler arasında cam fiberle güçlendirilmiş kompozitler üstün estetik ve mekanik özellikleri ile öne çıkmaktadırlar.

Fiberle güçlendirilmiş altyapılı sabit protezler metal-seramik restorasyonlara yeni bir alternatifirler. Eksik dişlerin yerine konulmasında konservatif bir yaklaşım sağlayabilir ve klasik materyallerin bazı sakıncalarının üstesinden gelebilirler. Bu tip restorasyonlar, fiberle güçlendirilmiş bir kompozit altyapıyı ve



onu kaplayan özel kompozit materyali içerirler. İçerdikleri altyapı materyali dayanıklılığı sağlarken, veneer materyal ise direkt yerleştirilen kompozit restoratiflere nazaran daha iyi fiziksel ve estetik özellikleri temin eder.

Fiberle güçlendirilmiş materyaller iyi mekanik özelliklere sahiptirler ve dayanıklılık/ağırlık oranları metal alaşımlara kıyasla daha yüksektir. Metallerle kıyaslandıklarında translüsent olmaları, iyi yapışma özellikleri ve kolay tamir edilebilmelerinin yanında koroziv olmamaları gibi diğer avantajları da bulunmaktadır. Hem hasta üzerinde hem de laboratuarda hazırlanabilmeleri sayesinde bugün dişhekimliğinin birçok uygulamalarında kullanılabilirler.

Fiberle güçlendirilmiş kompozit (FGK) materyalleri splintler, kronlar ve diğer sabit protezler gibi birçok farklı klinik durumlarda geniş kullanım alanına sahiptirler. Bu materyallerin avantaj ve limitlerinin bilinmesi klinisyenin her farklı klinik durumda en dayanıklı ve biyouyumlu fiberle güçlendirilmiş kompoziti seçebilmesini sağlar.

Restoratif materyallerin klinik başarısı materyalin mekanik özellikleri ile yakından ilgilidir. Bu yüzden materyallerin klinik kullanımından önce mekanik özelliklerinin in vitro olarak tanımlanması gerekmektedir.

Araştırmanın amacı, farklı fiberle güçlendirilmiş kompozit materyallerin uzun dönem başarısında rol oynayabilecek yüzey sertliği, yüzey pürüzlülüğü ve sitotoksitelerinin karşılaştırmalı olarak incelenmesidir.

## **GENEL BİLGİLER**

### **Dişhekimliğinde Kullanılan Kompozit Materyaller**

Günümüzde, artan estetik ihtiyaçlara paralel olarak gelişim gösteren kompozit rezin materyaller, dişhekimliğine birçok yeniliği de beraberlerinde getirmişlerdir. Kompozit rezinler 1962 yılında tanıtılmış ve günümüze kadar önemli gelişmeler göstermiştir.

Kompozit, değişik yapı ve özelliğe sahip en az iki materyalin belirgin fazlar oluşturacak şekilde birleştirilmesi ile elde edilen üründür. Burada amaç, kompoziti oluşturan kısımların her birinin tek başına sahip olamayacakları özellikleri sağlamaktır. Kompozit maddelerin iki ana elemanı rezin fazı ve kuvvetlendirici dolgu maddesidir.

Rezinin işlevi düşük ısıda kolayca şekil verilmesine olanak sağlamanın yanı sıra kısa bir zaman diliminde polimerizasyonu da sağlamaktır. Dolgu maddesi ise sertlik, dayanıklılık ve düşük ısı genleşme katsayısı gibi faydalar sağlar. En sık kullanılan dolgu maddeleri kuvars, erimiş silika, alüminosilikat, borosilikat ve camdır. Resin içine ilave edilen dolgu partikülleri ısı genleşme katsayısı, sertleşme büzülmesi ve yüzey sertliği üzerine etkili olmaktadır (29,99).

### **Protetik Kompozit Resinlerin Endikasyonları**

Protetik dişhekimliğinde kompozit rezinler aşağıdaki uygulamalarda kullanım alanları bulmaktadırlar:

- İnley ve onley restorasyonlar,
- Lamine veneerler,

- Tam protezlerde suni dişlerin yerine,
- İmplant üstü protezler,
- Adeziv protezler,
- Kron ve üç üyeye kadar sabit protezler.

### **Protetik Kompozit Rezinlerin Avantajları**

- Sertlikleri mineye yakındır, karşıt dişlerde aşınmaya neden olmazlar,
- Elastisite modülleri yüksektir, dolayısıyla kırılganlıkları azdır,
- İnorganik içeriğin fazla olması renk stabilitesini sağlar,
- Aşınmaya dirençlidirler, okluzal yüz restorasyonlarında kullanılabilirler,
- Plak tutucu olmadıkları ileri sürülmektedir,
- Metal altyapısız kullanılmak üzere tasarlanmışlardır, ancak gerektiğinde metal altyapı ile birlikte de kullanılabilirler,
- Estetiklerdir,
- Uygulanmaları kolaydır,
- Ağız içinde okluzal aşındırmalar yapıldığında kolay polisajlanabilirler,
- Ağız içinde tamirleri mümkündür,
- Kompozit esaslı yapıştırıcılarla yüksek bağ oluşturabilmektedirler.

### **Protetik Kompozit Rezinlerin Sahip Olması Gereken Özellikler**

İyi bir restorasyon uzun ömürlü, biyolojik açıdan güvenli ve hastanın fonksiyonel ve estetik ihtiyaçlarını optimum oranda karşılayabilecek düzeyde olmalıdır.

Dental malzemelerin klinik geçerlilik kazanmaları için en önemli kriterlerden birisi biyolojik uyumlardır. Rezin esaslı kompozit malzemeler, uzun dönemli alerjik ve toksik potansiyeli net bilinmeyen çok sayıda organik bileşen içermektedir. Aşınmaya bağlı olarak, potansiyel toksik maddeler olan doldurucu partiküller, başlatıcı ajanlar ve serbest radikaller açığa çıkmaktadır. Reaksiyona girmemiş metakrilat gruplarının malzemenin toplam hacminin %30 - 50'sini oluşturduğu ve alerjik/toksik reaksiyonlara neden olduğu yapılan çalışmalarla belirlenmiştir. Kompozit rezin malzemeler, oral mukoza ve dudaklarda ödem ve veziküller, gingivitis, likenoid oluşumlar, lezyonlu ve lezyonsuz dermatolojik reaksiyonlar gibi lokal klinik durumlardan sorumlu olabilmektedirler (19,31,59,61,65).

Günümüzde kompozitler için içerdikleri doldurucu oranı ve boyutu hemen hemen optimumdur, buna rağmen metal altyapılı restorasyonların yerine geçmeleri için belirli özelliklere sahip olmaları beklenmektedir. Klinik çalışmaların gözlemleri sonrasında bu özellikler;

- Minimal düzeyde polimerizasyon büzülmesi olması,
- Çiğneme kuvvetlerini karşılayabilecek düzeyde elastik deformasyona uğraması,
- Mine ve dentinle uyumlu bir ısıl genleşme katsayısı olması,
- Mineye yakın sertlikte olması,
- Hidrolitik bozulmanın olmaması,
- Minimal düzeyde aşınması,
- Sızıntı potansiyelinin olmaması,

- Estetik olması,
- Uygulanmasının kolay olması,
- Formunu uzun süre koruyabilmesi,
- Yapıştırıcı ajanlarla uyumlu olması,
- Yeterli radyoopasiteye sahip olması,
- Çok iyi polisajlanabilme özelliğinin olması,
- Biyolojik olarak uyumlu olması, alerjik ve toksik reaksiyona neden olmaması olarak sıralanmaktadır (19,31,61,65).

### **Kompozitlerin Sınıflandırılması**

Kompozit rezinler; inorganik doldurucu partiküllerin büyüklüğüne, bu partiküllerin ağırlık ya da hacim olarak yüzdesine ve polimer matrikse ekleniş biçimlerine, polimerizasyon yöntemlerine ve viskozitelerine göre sınıflandırılabilirler (29).

Fiberle Güçlendirilmiş Kompozitleri içine alan bir sınıflandırma şu şekilde yapılmaktadır (9,11,99):

- Yoğunlaştırılmış (Densified) kompozitler
- Mikropartiküllü (Microfine) kompozitler
- Karışık (Miscellaneous) kompozitler
- Geleneksel (Traditional) kompozitler
- Fiberle güçlendirilmiş (Fiber-Reinforced) kompozitler.

### **Fiberle Güçlendirilmiş Kompozitler**

FGK'ler birçok yapısal ve estetik problemleri tolere etme potansiyeline sahiptirler. Bu materyallerin dişhekimliği uygulamalarında kullanımları yenidir ancak, birçok sanayi alanında uygulama alanları bulunmaktadır. Gezinti yatlarının iskeletinde, gemi direği ve dümenlerinin yapımında halen fiberle güçlendirilmiş kompozitler kullanılmaktadır. Yüksek kalitedeki otobüsler ve büyük modern rüzgar değirmenleri de fiberle güçlendirilmiş materyallerden yapılmaktadır (47).

### **Dişhekimliğinde Fiberle Güçlendirmenin Tarihçesi**

Dişhekimliğinde fiberle güçlendirme 35 yıl önce başlamıştır. 1960 ve 1970'lerde araştırmacılar polimetil metakrilat protezleri cam veya karbon fiberlerle güçlendirmeyi denemişlerdir (95,146). 1980'lerde benzer denemeler devam etmiş ve protetik altyapı olarak implantlarda (16,40,136) sabit protetik restorasyonlarda (93), ortodontik braketlerde (34,109) ve splintlerde (90) ilk denemeler gerçekleştirilmiştir. Bu materyaller ve teknikler gelişmiş mekanik özellikler sağlasa da, özelliklerin geliştirilmesinde yetersiz olduklarından ve zor klinik manüplasyon işlemleri nedeniyle genel klinik uygulamalarda kabul edilebilirlik açısından yetersiz olmuşlardır. Önerilen işlemler fiberlerin dental rezinlerin içine el ile veya rutin metotlarla yerleştirilmesini içermekteydi. Bu yaklaşım, serbest fiberlerin işlenmesinin zor olması ve bu fiberlerin zarar görmemesi veya kontamine olmaması için büyük dikkat gerektirdiğinden elverişsiz bulunmaktaydı. Ayrıca, fiberlerin restorasyona eklenmesi mekanik özellikleri arttırmasına rağmen, güçlendirme derecesi diğer ticari ürünlerin ulaştığı

miktardan uzakta bulunmaktaydı. Sonuçların beklenilenin altında olmasının iki nedeni vardı. Birincisi, dental rezinin içine eklenen fiber miktarı genellikle hacimsel olarak %15'ten az olacak şekilde düşük tutulmaktaydı (Sanayi ürünleri hacimsel olarak %50 - %70 oranlarında fiber içermektedir). İkinci olarak, fiberle güçlendirme teorideki kadar etkili değildi çünkü, fiber demetlerinin rezin ile yetersiz ıslatılması eksik doygunluğa veya fiberlerle rezin arasında boşlukların kalmasına neden olmaktaydı. Test sırasında, etkili kaplama genellikle fiber-matriks ara yüzeyinde değil, matriksin içinde başarısızlığa neden olmaktaydı (74).

1980'lerin sonlarında, dental araştırmacılar etkili kaplamanın ve fiber demetlerinin rezin ile tam olarak emdirilmesinin önemini kavradılar ve dişhekimliği için uygun metotlar geliştirmeye başladılar. Bundan sonra iki farklı yaklaşım gelişmeye başladı. İlk olarak, diş hekimi veya laboratuvar teknisyeni elle fiber demetlerine düşük viskoziteli rezin uyguluyordu. Bu işlem tam ıslanmayı sağlamakla birlikte, elverişsiz olabilmekte ve ilave bir uygulama gerektirmekteydi. Bununla beraber fiberlerin ve rezinin seçiminde çok yönlülük sağlamaktaydı. Alternatif yaklaşım, önceden emdirilmiş fiber demetlerinin kullanımıydı. Bu yöntem yüksek fiber içeriğine, fiberin rezin ile tam emdirilmesine ve fiber ile rezin arasında boşlukların en aza indirilmesine olanak sağlamaktaydı (51).

Dental uygulamalar için önceden rezin emdirilmiş FGK'lerin bu ilk tarasimleri deneysel cam ile güçlendirilmiş termoplastikleri kullanmaktaydı (52). Estetik tutucular başarılı bir şekilde fonksiyon görmekteydiler ve ömürleri ortalama 20,4 ay olmaktaydı. En önemlisi de sadece %6'sı, bu materyallerin bu uygulama için uygun olduğunu gösterecek şekilde mekanik kırılmaya uğramıştı.

Klinik başarısızlıkların çoğu tutucuların diş yüzeyinden ayrılması sonucunda oluşmaktaydı.

Sonraki klinik deneme, önceden emdirilmiş ve cam ile güçlendirilmiş polikarbonatın asitle pürüzlendirilmiş sabit protezlerde altyapı olarak kullanımını değerlendirmiştir (4). Yapılan bir çalışmada, üç üyeli 14 restorasyon, diş preparasyonu yapılmadan sadece adeziv tekniklerle anterior ve posteriorda tamamlandı. 9 yıl sonra 3 restorasyon hala kullanımdaydı. Başarısızlıkların tümü diş-restorasyon ara yüz bölgesindeki ayrılmadan kaynaklanmaktayken, hiçbirini fiberle güçlendirilmiş altyapının kırılmasından kaynaklanmamaktaydı. Klinik başarısızlıklar adeziv-diş ara yüzünde, adeziv - fiber kompozit ara yüzünde veya fiberle güçlendirilmiş kompozitin diş matriksinde oluştu. Bu alışma protetik uygulamalar için FGK'lerin uygun mekanik özellikleri olduğunu göstermiş bununla beraber, termoplastik rezin matriksin manüplasyonunun zor olduğunu ve diş yüzeylerine tutunmasının zayıf olduğunu göstermiştir. Bu problemler FGK'lerin matriksi olarak bisfenol-A glisidil metakrilat (Bis-GMA) rezine geçilmesiyle çözülmüştür (48,79).

Karbon fiberle güçlendirilmiş polimetil metakrilat implant destekli protezlerin 4 yıllık klinik denemeleri protetik uygulamalar için potansiyellerini göstermiştir (15). Ekstrand ve Ruyter yaptıkları 27 protezin dört yıl sonra 5 tanesinin (%19) kırıldığını belirtmişlerdir. Bununla beraber, bu deneysel materyaller bugün kullanılan piyasa ürünlerinden yarı yarıya daha zayıf olarak bildirilmektedir (40,136). Araştırmacılar fiberle güçlendirilmiş altyapıların potansiyelini fark ederek, gelişmiş materyal gereksinimini de kabullenmişlerdir.



Geçici restorasyonlar üzerindeki önceki laboratuvar çalışmaları dokuma polietilen fiber veya cam fiber ile uygun güçlendirmenin kırılma direncini arttırdığını göstermiştir. (139,178)

Üretici tarafından rezin emdirilmiş ve paketlenmiş fiber tasarımları ile kombine edilmiş cam ile güçlendirilmiş Bis-GMA sistemleri üzerinde devam eden çalışmalar, bugünkü önceden emdirilmiş sistemlere rehberlik etmiştir: SculpturePlus/Fibrekor (Jeneric/Pentron), Splint-It (Jeneric/Pentron); ve Adoro/Vectris (Ivoclar/Vivadent).

İster önceden ister sonradan emdirilmiş stripler kullanılsın, diş hekimi veya teknisyen gerekli restorasyon, splint veya apareyi polimerizasyondan sonra şekillendirir ve bitirir. Birçok FGK uygulaması için direkt ve indirekt yöntem uygulanabilir. Splintler genellikle direkt uygulama ve ışıkla-polimerizasyon ile uygulanırken, sabit protezler, hasta başındaki süreyi azaltmak ve optimum estetiği ve mekanik sonuçları alabilmek için laboratuvar tarafından indirekt yöntemle yapılırlar. Hem el ile emdirilmiş olanlar hem de önceden emdirilen sistemler piyasada bulunmakla birlikte ikincisi daha fazla kullanılmaktadır. Laboratuvarlar için 2 piyasa ürünü bulunmaktadır. Her iki ürün de altyapıyı oluşturmak için fiber kompozitleri kullanmakta ve bitmiş diş formunun verilmesinde partiküler-güçlendirilmiş restoratif kompozit kullanılmaktadır. Sistemlerden biri olan SculpturePlus/Fibrekor'da (Jeneric/Pentron) altyapının oluşturulması ve striplerin kondenzasyonu el ile yapılmaktadır. Diğer bir sistem olan Adoro/Vectris'te (Ivoclar/Vivadent) kişiye özel makriksler ve yapım aşamasında fiber striplere basınç uygulayan özel ekipman bulunmaktadır. Her iki sistemde de altyapının

yapımındaki esas amaçlar, yeterli miktarda güçlendirici fiber içeriğinin sağlanması, boşlukların en aza indirilmesi ve önceden emdirilmiş fiber stripler – fiber altyapı – restoratif kompozit arasında güçlü tutuculuğun sağlanmasıdır. Bugünkü piyasa ürünleri uygun tasarım, fiber oranı ve manüplasyon işlemleri takip edildiğinde, yerleştirildiklerinden kısa bir süre sonra yüzeylerinde parlaklık kaybı olsa bile başarılı performans göstermektedirler (46). Fiberle güçlendirilmiş sabit protezlerin ilk tasarımları dış yüzün gerektiğinde tamir edilebilmesine gereksinim duymuştur ancak, tamir metotları bütün restorasyonun değiştirilme gereksinimini en aza indirgeyecek şekilde tanımlanmıştır (133).

### **Fiber Materyalleri**

FGK materyaller aşağıdaki özelliklere göre sınıflandırılır:

1. Fiberin tipi,
2. Fiberin oryantasyonu,
3. Fiberin emdirilme işleminin hekim, teknisyen veya üretici tarafından yapılması,
4. Materyalin elle veya bir alet ile şekillendirilmesi.

### **Dışhekimliğinde Kullanılan Fiber Tipleri**

**1. Karbon-Grafit Fiberler:** Karbon fiberler ticari olarak ilk defa 1960'lı yılların başında üretilmiş ve dışhekimliğinde 1970'lerin başında kullanılmaya başlanmıştır. İnce tabakalardan meydana gelen grafitlerin birbiri içine dağılmış fibrillerinden meydana gelmektedirler (166). Karbon fiberler önceleri polimetil

metakrilat (PMMA) yapısını güçlendirmek için kullanılmış ve polimerlerin kırılma dayanıklılıklarını arttırmışlardır. Ancak koyu renkleri dezavantaj oluşturmaktadır (166,169,182). Bu yüzden son yıllarda yalnızca estetiğin çok önemli olmadığı kanal postlarında kullanılmaktadırlar (68,96,97,148,149).

**2. Aramid Fiberler:** Organik polimerik yapıdaki bu fiberler gerilmeye karşı yüksek kuvvet ve dayanım göstermelerine rağmen mikrofibriler yapılarından dolayı sıkıştırma ve bükülme kuvvetlerine karşı diğer fiberlere oranla daha düşük dayanım göstermektedirler (166,169,182). İlk kez du Pont tarafından ticari olarak Kevlar ismiyle üretilmişlerdir (166).

**3. Polietilen Fiberler:** Organik polimer yapısındaki bir diğer fiber de Yüksek Molekül Ağırlıklı Polietilen (UHMWP) fiberdir (33,166). Karbon-karbon çift bağı içeren bir hidrokarbon olan etilenin serbest radikal polimerizasyonu ile polietilen oluşmaktadır. Doğal rengi, düşük yoğunluğu ve biyolojik uyumluluğu gibi avantajları bulunmaktadır. Polietilen fiberlerin en büyük dezavantajı 140°C'den sonra yapısal olarak bozulmaları nedeniyle yüksek ısı ile polimerize olan kompozitlerle kullanılamamalarıdır. Dişhekimliğinde kullanılan polietilen fiberlerle beklenen başarının sağlanamamasının, polimer kompozitle fiberin adezyonundaki problemten kaynaklandığı bildirilmekte ve bunun nedeni olarak da fiberin yumuşak bir yüzeye sahip olması ve fiberde kimyasal bağlanma yüzeylerinin eksik olması gösterilmektedir (7,193). Bu yüzden son yıllarda polietilen fiberlerin yüzeyleri plazma ile işleme tabi tutularak polimer yapının fiberlere adezyonu artırılmaya çalışılmaktadır (57,58,86,126).

**4. Cam Fiberler:** Cam fiber, camın ince filamentler haline getirilmiş halidir.

Camın oluşumundaki en önemli etken camın kristalizasyona uğramadan hızlı soğuyabilme kapasitesidir. Primer cam yapıcı materyaller silisyum oksit ( $\text{SiO}_2$ ), bor oksit ( $\text{B}_2\text{O}_3$ ), germanyum oksit ( $\text{GeO}_2$ ), fosfor oksit ( $\text{P}_2\text{O}_5$ ) ve arsenik oksit ( $\text{As}_2\text{O}_3$ ) gibi oksitlerdir. Bu oksitler başka bir okside ihtiyaç duymadan cam yapabilirler. En sık kullanılan cam yapıcı oksit  $\text{SiO}_2$ 'dir. Her ne kadar bu oksitlerin tek başlarına cam yapabilme özellikleri varsa da bazı oksitler düzenleyici olarak bunlara ilave edilmektedir. Bunlar sodyum oksit ( $\text{Na}_2\text{O}$ ), potasyum oksit ( $\text{K}_2\text{O}$ ), kalsiyum oksit ( $\text{CaO}$ ), magnezyum oksit ( $\text{MgO}$ ), baryum oksit ( $\text{BaO}$ )'dir. Bu düzenleyici oksitler sayesinde camın akışkanlığı artırılarak çalışma süresi uzatılabilmektedir. Ayrıca bu düzenleyiciler camın iyonik karakterinin artırılmasını sağlayarak optik ve termal özelliklerinin belirlenmesinde önemli rol oynamaktadırlar (37,47).

Dişhekimliğinde kullanılan cam fiberlerin kompozisyonları birbirinden farklılıklar göstermektedir. FGK'lerde kullanılan devamlı fiberler genellikle alkalisiz camdan oluşur ve elektriksel cam yani E-cam olarak bilinmektedirler. E-cam  $\text{SiO}_2$ - $\text{Al}_2\text{O}_3$ - $\text{CaO}$ - $\text{MgO}$  sistemine dayanır ve bu sistem iyi cam oluşturabilme kabiliyetine sahiptir (170).

E-cam yüksek  $\text{CaO}$  içeriğinden dolayı, bu kompozisyona benzer asidik solüsyonlarda düşük direnç göstermektedir. Bu yüzden E-camın kompozisyonu  $\text{B}_2\text{O}_3$  ile karıştırılıp,  $\text{CaO}$  içeriği azaltılarak modifiye edilmiştir. Cam kompozisyon fiberlerin hidrolitik stabilite veya korozyon direncini etkilemektedir. Korozyon, fiberin saklanması esnasında oluşabileceği gibi yapım esnasında da

oluşabilmektedir.  $B_2O_3$  içeriği cam fiberin yüzey enerjisini düşürebilir, çünkü  $B_2O_3$  suyla çok reaktiftir. Özellikle cam fiberin hazırlanması esnasında yüzeyde birikebilecek  $B_2O_3$ , FGK'in ara yüzünde hidrolitik bozulma ihtimalini arttırmaktadır (89,170).

E-cam içindeki CaO miktarı artırılarak mekanik özellikleri geliştirilmektedir. Bunlar yüksek germe dayanımına sahip R- ve S-camlar olarak bilinmektedir (47,170).

Dışhekimliğinde kullanılan 5 farklı cam fiberin kompozisyonları Tablo 1'de gösterilmektedir (170).

**Tablo 1: Dışhekimliğinde kullanılan 5 farklı cam fiberin kompozisyonları**

BİLEŞENLER	E-cam	Aside dirençli cam	Alkaline dirençli cam	R-cam	S-cam
$SiO_2$	53-55	56-58	62	60	62-65
$Al_2O_3$	14-16	12	0.8	25	20-25
CaO	20-24	17-22	5.6	6-9	-
MgO	*	2-5	-	6-9	-
$B_2O_3$	6-9	-	-	-	0-1
$K_2O$	$\leq 1$	0.4	-	0.1	-
$Na_2O$	#	0.1-2	14.8	0.4	0-1
$Fe_2O_3$	#	0.2-2	-	0.3	0.2
$ZrO_2$	-	2	-	-	-
ZnO	0-0.7	2	0	-	-

\* CaO ve MgO'in toplam ağırlığı %20-24wt%

#  $K_2O_3$ ,  $Na_2O$  ve  $Fe_2O_3$ 'ün toplamı <%1wt

- İçeriğinde bulunmamaktadır.

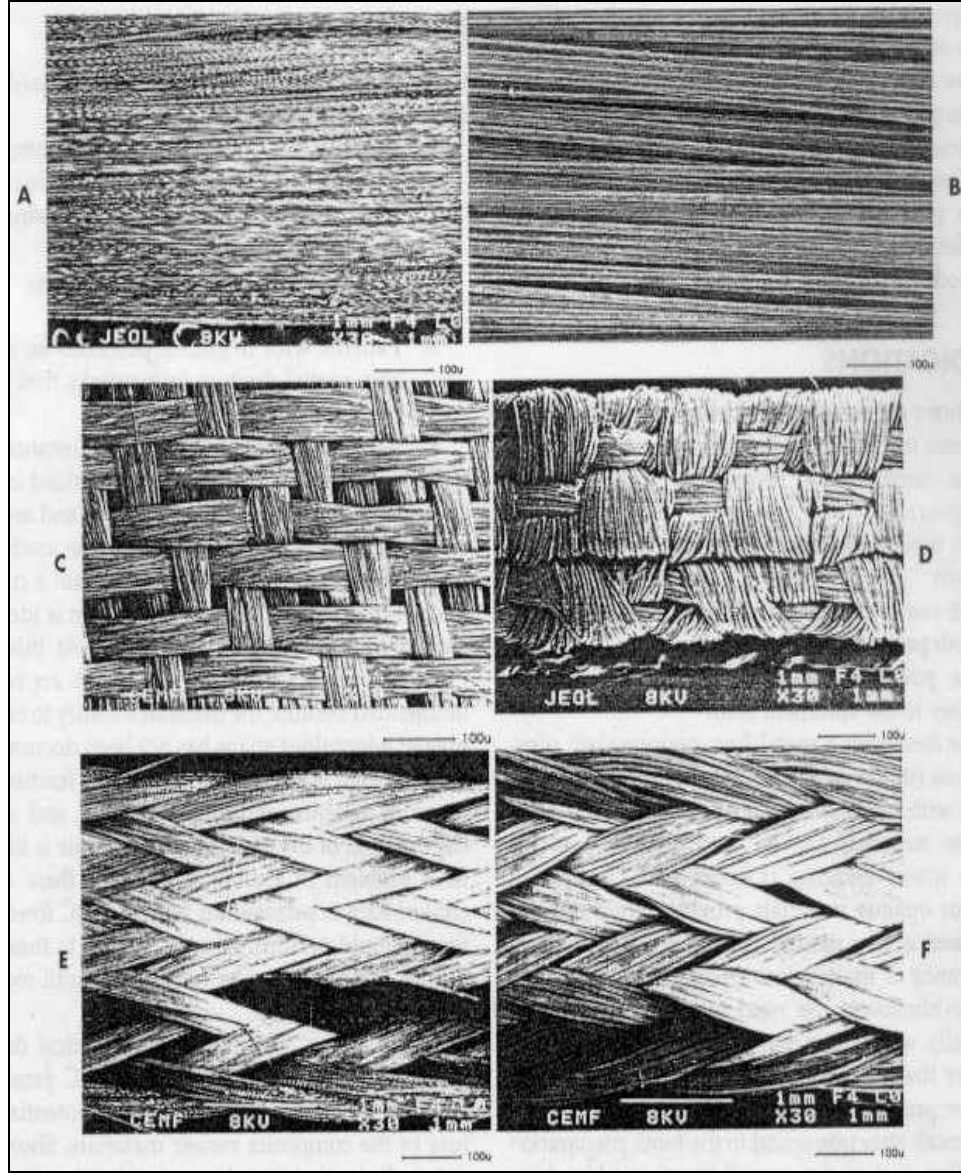
Bir FGK'in yapımında kullanılacak fiberin çeşidi fiberin nasıl kullanılacağına planlanmasına ve o işlem için gerekli özelliklere bağlıdır. Farklı tipteki cam fiberler laboratuvar ürünlerinde kullanılırken, polietilen gibi polimerik güçlendiriciler hasta üzerindeki uygulamalarda kullanılmaktadırlar. Postlar karbon fiberlerden yapılmaktadır. Dental üreticiler sadece standart sanayi fiberleri kullanılmaktadırlar, bununla beraber, ürünler arasında yüzey işlemleri, fiberlerin polimerik rezinin içine katılması ve hasta üzerindeki ve laboratuvar aşamaları açısından geniş farklılıklar bulunmaktadır.

Dental uygulamalarda en sık kullanılan fiberler cam, polietilen ve karbondur. Dişhekimliğindeki fiber mimarisi bütün fiberlerin paralel olduğu tek yönlü fiberlerle beraber örgülü ve dokuma örneklerini içerir. Ticari olarak emdirilmemiş maddelerden polietilen dokuma (Ribbond:Ribbond ve Connect:Kerr) ve cam dokuma (GlasSpan:GlasSpan) şeklinde bulunmaktadır. Bu ürünler el ile şekillendirilmektedirler. Önceden emdirilmiş olanlar, alet ile şekillendirilen ve hem tek yönlü hem de cam-dokuma formlarında bulunabilen Vectris (Ivoclar/Vivadent), el ile şekillendirilen ve tek yönlü cam materyali olarak bulunabilen Fibrekor (Jeneric/Pentron), yine el ile şekillendirilen ve tek yönlü ve cam-dokuma formlarında bulunabilen Splint-It (Jeneric/Pentron) 'tir (11,48,53,102,132).

Farklı ürünlerin fiber tipleri ve yapıları Tablo 2'de gösterilmektedir. Ürünler klinik kullanım alanlarına ve fiber demetlerinin resin ile üretici tarafından önceden-emdirilmiş veya diş hekimi veya laboratuvar teknisyeni tarafından emdirilenler olarak sınıflandırılmışlardır (47).

**Tablo 2: Farklı ürünlerin fiber tipleri ve yapıları**

ÜRÜN	ÜRETİCİ FİRMA	FİBER TİPİ	FİBER YAPISI
<b>Önceden emdirilmiş, dental laboratuvar ürünleri</b>			
Fibrekor	Jeneric/Pentron	Cam	Tek yönlü
Vectris/Pontic	Ivoclar	Cam	Tek yönlü
Vectris frame ve single	Ivoclar	Cam	Ağsı
<b>Önceden emdirilmiş, klinik ürünleri</b>			
Splint-It	Jeneric/Pentron	Cam	Tek yönlü
Splint-It	Jeneric/Pentron	Cam	Dokuma
Splint-It	Jeneric/Pentron	Polietilen	Dokuma
<b>Emdirilme gerektiren, klinik ürünleri</b>			
Connect	Kerr	Polietilen	Örgü
DVA fiberler	Dental Ventures	Polietilen	Tek yönlü
Fiber-Splint	Inter Dental	Cam	Dokuma
Fibreflex	Biocomp	Kevlar (Aramid)	Tek yönlü
GlasSpan	GlasSpan	Cam	Örgü
Ribbond	Ribbond	Polietilen	Leno dokuma
<b>Önceden emdirilmiş, prefabrike postlar</b>			
C-Post	Bisco	Karbon	Tek yönlü
Fibrekor	Jeneric/Pentron	Cam	Tek yönlü



**Resim 1: Farklı Fiberlerin SEM görüntüleri. A.** Tek yönlü uzun cam fiber (Fibrekor:Jeneric/Pentron) **B.** Tek yönlü uzun cam fiber (Vectris pontic:Ivoclar) **C.** Dokuma cam fiber (Vectris frame:Ivoclar) **D.** Dokuma polietilen fiber (Ribbond:Ribbond) **E.** Örgü cam fiber (GlasSpan:GlasSpan) **F.** Örgü polietilen fiber (Connect:Kerr) (132).



### **Fiberle Güçlendirmenin Prensibi**

Plastiklerin fiberle güçlendirilme prensibi, esneme dayanıklılığı, kırılma rezistansı ve gerilme dayanıklılığı sağlayan ince liflerin rezine eklenmesini içerir. Bu işlem ile sıkıştırma kuvveti parametrelerinde herhangi bir artış olmaz. Karbon liflerin en önemli özellikleri siyah olmaları ve bu nedenle estetik dişhekimliğinde kullanılamamalarıdır. Yüksek yoğunluklu polietilen, cam veya polipropen fiberler optimum olarak 10-20 $\mu$ 'luk fiber dağılımı gösterirler. Her lifin yüzey görünümü kendine özgü sertlik veya bir retantif sisteme sahiptir. Bunlar rezin ile doymuş hale gelene kadar beyazdırlar, daha sonra gözle görülmeleri zorlaşır. Kolayca ele alınabilir, keskin bir bistüri veya makasla uygun uzunlukta kesilebilirler (14).

### **Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Materyallerinin Dişhekimliğinde Kullanım Alanları**

Dişhekimliğinde kullanılan fiberler aşağıdaki alanlarda kullanım görmektedir (47):

1. Polimer esaslı kaide rezininin güçlendirilmesi
2. Splint yapımı
3. Endodontik post ve kor yapımı
4. Sabit protez yapımı.

#### **1. Polimer esaslı kaide rezininin güçlendirilmesi**

Polimer esaslı kaide rezinleri hareketli protezlerde kaide olarak ve geçici sabit bölümlü protez yapımında kullanılmaktadırlar. Bu rezinler tipik olarak toz

polimer ve likit monomerin çok fazlı polimerizasyonu ile oluşturulan PMMA yapısında akrilik rezinler olarak bilinmektedir (99,113).

Akrilik rezin kaide ile yapılan hareketli protezler bir kaç yıllık kullanımdan sonra kırılma eğilimi göstermektedirler. Bu problemi gidermek amacıyla akrilik rezinler geleneksel olarak metal teller veya kafesler ile güçlendirilmektedir. Bu güçlendiriciler akrilik rezin yapısının germe dayanımını arttırırken, yorulma direnci üzerinde önemli bir etkide bulunmamaktadır (23,110,120,135,167,172,173,179). Bu yüzden akrilik rezinlerin geleneksel olarak güçlendirilmesine alternatif olarak çeşitli fiberler kullanılmaktadır (47,166,168,174,180,183).

Karbon fiberlerle yapılan güçlendirmenin rezinin mekanik özelliklerini arttırdığını bildiren çalışmalar bulunmasına rağmen estetik problemler yüzünden günümüzde akrilik rezinin güçlendirilmesinde sıklıkla kullanılmamaktadırlar. (20,199).

Akrilik rezinlerin güçlendirilmesinde kullanılan bir diğer fiber de UHMWP fiberlerdir. Bu fiberler polimer yapıya düşük adezyon göstermektedir. Bu yüzden bazı çalışmalarda UHMWP' in akrilik rezinlerin mekanik özellikleri üzerinde önemli bir etki yapmadığı bildirilmektedir (36,62,180). Ancak UHMWP'nin güçlendirilmesi ile akrilik rezinlerin mekanik özelliklerinin arttırıldığını bildiren çalışmalar da bulunmaktadır (21,26,57,58,86,126).

Akrilik rezinlerin güçlendirilmesinde en çok kullanılan fiber cam fiberdir. Cam fiberle güçlendirme tam ve bölümlü fiberle güçlendirme olarak 2 farklı şekilde uygulanmaktadır. Tam fiberle güçlendirme ısıyla polimerize olan

PMMA'nın muflalama aşamasında yapılmaktadır. Bu da fiberlerin rezine uygun bir şekilde gömülmesini engellemektedir. Uygun olmayan gömülme işlemi sonucu akrilik rezinlerin bitim aşamasında fiberler açığa çıkabilmektedir. Bunun sonucunda ise allerjik reaksiyon ve yumuşak doku irritasyonu oluşabilmektedir (166,175). Ayrıca bu bölgelerde mantar hücrelerinin birikimi de artmaktadır (187). Tam fiberle güçlendirmede PMMA'nın vizkozitesi yüksek olduğu için başarılı bir doyurma işlemi sağlanamamaktadır. Başarısız bir doyurma sonucu rezinin su emilimi artmakta, bu da rezinin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilemektedir (104,105,184). Bölümlü fiberle güçlendirme, rezinin en zayıf olduğu bölgeye otopolimerizan rezinlerle uygulanmaktadır. Rezinin viskozitesi daha düşük olduğu için başarılı bir gömülme ve doyurulma işlemi gerçekleştirilebilmektedir (166,174,175). Ancak bu materyallerle yapılan çalışmalarda fiber ve rezin arasında boşluklar oluştuğu ve bunun da rezinin mekanik özelliklerini olumsuz etkilediği bildirilmektedir (171,176,178).

Bu problemleri gidermek amacıyla akrilik rezin yapımında günümüzde fabrikasyon olarak önceden doyurulmuş fiberler kullanılmaktadır. Bu fiberlerle yapılan çalışmalarda akrilik rezinin mekanik ve fiziksel özelliklerinin arttığı bildirilmektedir (6,174).

Geçici sabit bölümlü protezler de geleneksel olarak akrilik rezinler gibi metal ve kafeslerle güçlendirilmektedir (64,122). Geçici sabit bölümlü protezlerin rijiditesi ve kuvveti polimer ve güçlendiricinin tipine bağlı olarak değişiklik göstermektedir (63,84,87,116,122). Nohrström ve ark. (112) yaptıkları çalışmada cam fiberlerin geçici sabit protezlerin kırılma dayanımını arttırdığını

göstermişlerdir. Aynı şekilde güçlendirici olarak karbon ve aramid fiberlerle de benzer sonuçlar alınmıştır (64,87). Ancak Samadzadeh ve ark.'nın (139) UHMWP ile yaptıkları çalışmada geçici sabit protezlerin kırılma dayanımına fiberle güçlendirmenin anlamlı bir etki yapmadığını sadece kırılmanın şeklini değiştirdiğini bildirmişlerdir.

## **2. Splint Yapımı**

Mobilite gösteren dişlerin splintlenmesi amacıyla geleneksel olarak kompozit rezinler, teller, tel örgüler, amalgama gömülmüş teller kullanılmaktadır. Bu materyallerin kullanımında düşük işlenebilir özellikleri, dental rezinlere düşük bağlanma özelliği göstermeleri, zayıf estetik sonuçlar ve kalınlık gibi problemlerle karşılaşmaktadır (47,56,114). Bu problemleri gidermek amacıyla fiberle güçlendirilmiş rezin splintler kullanılmaktadır (53,134,153). FGK splintler kron içi ve kron dışı olarak 2 farklı şekilde kullanılmaktadırlar (37). FGK splintler günümüzde önceden doyurulmamış Ribbond Reinforcement, Connect, DVA, GlasSpan, Fiberflex, Fiber-Splint ve önceden doyurulmuş Splint-It ticari isimleriyle kullanılmaktadırlar (47,153).

## **3. Endodontik Post ve Korlar**

FGK postlar, endodontik tedavi görmüş ve kırılmış dişleri restore etmek amacıyla kullanılan klasik sistemlere yeni bir alternatiftirler. FGK postlar, metal veya döküm post ve korlara, hazır metal ve zirkonyum post-kor gibi yapılar ise klasik post-kor sistemlerine göre daha yüksek esneklik ve yorulma kuvveti göstermektedir. Ayrıca bu materyalin elastisite modülünün dentine daha yakın olduğu ve tam seramik veya FGK kronlarla kullanıldığında daha estetik sonuçlar

verdiği bildirilmektedir (6,68,97,123). FGK postlarla kanala gelecek kuvvetlerin eşit miktarda dağıtıldığı, bu nedenle kök-kanal kırıklarına klasik sistemlerden daha az rastlanıldığı bildirilmektedir (98,148,149). Ancak. FGK postlarla klasik sistemlerin kırılma dayanımları karşılaştırıldığında, bazı çalışmalarda postlar arasında bir fark bulunmadığı bildirilmektedir (30,129).

FGK postlar hasta başında yapılan ve prefabrike olmak üzere 2 şekilde kullanım görmektedir. Hasta başında yapılan FGK postlar ön doyurulmamış UHMWP içeren Ribbond ve önceden doyurulmamış cam fiber içeren GlasSpan adıyla ticari olarak kullanıma sunulmuştur. Prefabrike FGK postlar ise epoksi rezine gömülü karbon fiberler içeren C-Post, U-M-C-Post, Aestheti-Post ve S-cam içeren FibreKor post ticari isimleriyle kullanılmaktadırlar (37,47).

#### **4. Sabit Protez Yapımı**

FGK altyapı materyalleri, metallere göre daha uygun estetik ve işlenme özellikleri göstermektedir. Metal altyapılardaki estetik problemler büyük ölçüde ortadan kalkmaktadır. FGK polimerik yapıda olduğu için diş yapısına adeziv tekniklerle bağlanabilmektedir. Ayrıca FGK altyapı materyallerinin metalsiz olması alerjik reaksiyon riskini de oldukça azaltmaktadır (47).

Fiberle güçlendirilmiş bir protezin seçimi için gereksinimler şunlardır (46,47,48,100,132):

1. Mükemmel estetik görünümü olan bir restorasyon gereksinimi.
2. Karşıt okluzyonun aşınma miktarının azaltılması gereksinimi.
3. Konservatif destek diş preparasyonlarının gereksinimi.

4. Protez tutucusunun destek dişe yapıştırılma gereksinimi.

5. Metalsiz, porselen olmayan protez isteği (Bu özellikle metal alerjisi olan bireylerde önemlidir).

Bu materyaller ağızda estetiğin önemli olduğu her yerde kullanılabilirler. Metal veya opak maddelerin olmaması iyi translusensi ve çok doğal bir görünüm sağlar. Protezin tutucusunun servikalindeki bu doğal görünüm, hastada periodontal problemlere neden olabilecek marjinleri subgingival olarak gizleme gereksinimini ortadan kaldırır. Bu polimer protezin supragingival marjinleri preparasyonun bitim sınırına kadar, prepare edilmemiş diş yapısıyla bütün protezin aynı doğal dişle ilişkisinde olduğu gibi kolayca uyum sağlar (47).

### **Fiberle Güçlendirilmiş Kompozitlerin Kontrendikasyonları**

Bir FGK sabit protezin seçimi için kontrendikasyonlar şunlardır (47,48,132):

1. İyi sıvı kontrolünü sağlamada yetersizlik (kronik veya akut gingival enflamasyonu olan hastalar veya marjinlerin sulkusun içinde derin bir şekilde konumlandırılması).

2. Uzun köprüler (iki veya daha fazla sayıda pontik).

3. Parafonksiyonel alışkanlıkları olan hastalar.

4. Karşıt okluzyonda glazelenmemiş porseleni veya hareketli bölümlü protez iskeleti olan hastalar.

5. Alkol kullanan hastalar.

Fiberle güçlendirilmiş sabit bölümlü protezler ilk defa Vallittu (166) tarafından sınıflandırılmıştır. Buna göre FGK ile yapılan sabit bölümlü protezler 4'e ayrılmaktadır:

1. Dalgalı veya tek yönlü cam fiber ile altyapısı hazırlanan tam kronlar
2. FGK altyapı ile yüzey tutuculu rezin bağlı sabit parsiyel protezler (Maryland tarzı)
3. FGK altyapı ile inley veya bölümlü kron tutuculu inley protezler
4. FGK altyapı ile yüzey tutuculu ve tam kron/inley/bölümlü kron tutuculu sabit protezlerin kombine kullanıldığı hibrit sabit bölümlü protezler.

Freilich ve ark. (47) ise FGK altyapı ile sabit bölümlü protezleri materyalin hazırlanma şekline göre hasta başında yapılanlar ve laboratuarda yapılanlar olmak üzere 2 farklı grupta sınıflandırmışlardır:

**A. Hasta Başında Yapılan Sabit Bölümlü Protezler:** FGK teknolojisinin en ideal uygulama şekillerinden biri olduğu bildirilmektedir. Hem ön grup dişlerde hem de arka grup dişlerde uygulanabilen bu tekniğin hızlı ve estetik olduğu kabul edilmektedir. Bu teknikte gövde olarak hastanın kendi dişi, prefabrike akrilik rezin diş veya kompozit rezinden hazırlanan bir diş kullanılmaktadır. Bu protezler uygulanmadan önce eksik dişe komşu dişlerin oral yüzeylerine tutucu kaviteler açılarak, fiberler yardımıyla gövdeler, fiberler ve bunları çevreleyen kompozitlerle komşu destek dişlere bağlanmaktadır (13,14,102,103). Bazı araştırmalarda dişlere kesim yapılmaksızın da bu tekniğin uygulanabileceği, ancak başarısının uzun dönemde şüpheli olduğu bildirilmektedir (152).

Belli ve Özlü (13) yaptıkları çalışmalarında gövde olarak hastanın kendi dişini kullanarak UHWMP fiberlerle hasta başında sabit bölümlü protez yapmışlardır.

Belvedere (14), daimi santral veya lateral diş eksikliğinde hasta başında uygulanan ve tek seansta yapılan fiberle güçlendirilmiş sabit protezlerin etkili bir tedavi yöntemi olduğunu bildirmektedir. Belvedere, çalışmasında doyurulmamış tek yönlü cam fiberleri kullanarak, kompozit rezinden hazırladığı gövdeleri komşu dişlere kesici kenardan 2mm aşağıda ve servikal kenardan 3 mm yukarıda ve dişin mesio-distal genişliğinin 3/4 boyutlarında kavite hazırlayarak bağlamıştır.

Meiers ve Freilich (102) altyapı konstrüksiyonu ve yerleştirmesini anlattıkları çalışmalarında hasta başında yapılan sabit bölümlü protezlerde 2 farklı altyapı tasarımı açıklamışlardır. Restorasyon gövdesi olarak restoratif kompozit rezin kullanmışlar ve bu gövdeleri doyurulmamış S-cam fiber ve akışkan kompozit rezin ile komşu dişlere kavite açarak bağlamışlardır. 20 hasta üzerinde yürüttükleri bu teknikte en uzun süreli takibin 42 ay olduğunu ve hiç bir başarısızlıkla karşılaşmadıklarını bildirmişlerdir.

Aynı araştırmacıların yaptığı bir diğer çalışmada ise, gövde olarak hastanın çekilmiş dişinin kullanıldığı bildirilmektedir. Bu çalışmada hastanın diş kök kısmı uzaklaştırılıp modifiye edildikten sonra, dişin lingual yüzeyine 2mm derinliğinde ve 1,5mm genişliğinde oluk açılmış ve daha sonra komşu dişlere de benzer kavite açılarak gövde tek yönlü doyurulmuş fiber yardımıyla komşu dişlere bağlanmıştır. Bu çalışmanın diğer çalışmalardan ayrılan en önemli yönü, ilk defa doyurulmuş fiberlerin hasta başında uyumlanan teknikle kullanılmasıdır (103).



**B. Laboratuvar Ortamında Hazırlanan Sabit Bölümlü Protezler:** FGK ile hazırlanan sabit bölümlü protezlerin başarısı materyalin bağlanma kapasitesi ve mekanik özellikleri ile yakından ilgilidir. FGK materyalinin bağlanma kapasitesi fiberler arasında kullanılan rezin matrikse bağlıdır.

Laboratuvar ortamında hazırlanan FGK'in altyapı materyali olarak kullanıldığı ilk çalışmalarda E-cam fiberler ve matriks olarak da termoplastik polikarbonat kullanılmıştır. Yapılan *in vitro* çalışmalarda bu materyalin uygun mekanik özellikler gösterdiği sonucuna varılmıştır (52,75). Ancak Altieri ve ark.'nın (4) yaptığı *in vivo* çalışmada 14 hastaya altyapı materyali olarak fiberle güçlendirilmiş termoplastik materyalin kullanıldığı adeziv sabit bölümlü protezler dişlere kesim yapılmadan uygulanmış ve çalışmanın 1 yıllık takibi sonucunda %50 başarı sağlandığı bildirilmiştir. Görülen başarısızlıkların hepsinin adeziv bağlanmayla ilgili olduğu ve bunun sebebinin de termoplastik rezinlerin elle işlenebilirliğinin düşük olmasından ve diş yapılarına bağlanmalarının zayıf olmasından kaynaklanabileceği bildirilmiştir.

FGK materyalinin yapıştırma ajanlarıyla bağlanmasını arttırmak amacıyla günümüzde farklı ticari isimlerle farklı içeriklerde ön doyurulmuş fiber formülasyonları kullanılmaktadır.

Son yıllarda Stick ve Stick-Net (StichTech Ltd, Turku, Finland) adıyla piyasaya sürülen ticari FGK materyallerinde termoplastik ve ışıkla polimerize olan dimetakrilat rezinlerin birlikte kullanıldığı çok fazlı polimer matriks ile ön doyurulmuş tek yönlü ve dalga tarzında fiberler kullanılmaktadır (174). Bu FGK yapısının yapıştırma ajanlarına birbiri içine geçebilen polimer bir ağ yapı

oluşturarak bağlandığı iddia edilmektedir. Ayrıca bu materyallerin hem tek fazlı dimetakrilat rezinlerle hem de çok fazlı akrilik rezinlerle kullanılabilme gibi bir avantaja sahip olduğu da bildirilmektedir (37,174).

Vallittu'nun (177) sunduğu bir vaka raporunda ön grup dişlerde bir yıllık izleme sonucunda Stick ve BelleGlass HP (Kerr Inc, Orange, CA, USA) ile yapılan rezinle bağlı sabit protezin başarılı olduğu bildirilmektedir.

Vallittu ve Sevelius (185), 31 hastaya rezinle bağlanmış sabit bölümlü protezleri Stick, StickNet ve BelleGlass HP ile uygulamışlardır. Kısa süre takipli bu çalışmada dokuzuncu ayın sonunda iki uygulamada restorasyon ile diş arasında bağlantının kopmasına bağlı başarısızlık tespit edilirken, FGK'in alt ve üst yapılarından kaynaklanan hiç bir mekanik başarısızlığa rastlanmamıştır.

Son yıllarda, dimetakrilat rezinlerle kullanılmak üzere ticari olarak piyasaya sürülmüş 2 farklı ön doyurulmuş ürün olan Vectris ve Fibrekor materyallerinde cam fiberler ile ısı ve ışıkla polimerize olan bisfenol glisidil metakrilat (Bis-GMA) esaslı dimetakrilat rezinler kullanılmaktadır. Bu ürünlerde yüksek oranda çapraz bağlı polimer bir matriks oluşturulmakta ve bu matriksin yüzeyindeki reaksiyona girmemiş fonksiyonel grupların serbest radikal polimerizasyonu ile yapıştırma ajanlarına adeziv olarak bağlandığı bildirilmektedir (45,47,48,109,174).

FGK altyapıların yarı geçirgen özelliğinden dolayı protezler son derece doğal görünmektedirler. Ayrıca metal destekli protezlerde periodontal problemler doğurabilecek subgingival marjin sonlanması uygulamaları FGK altyapılarında kullanılmamaktadır. Bu da FGK uygulamalarına büyük avantaj sağlamaktadır.

FGK uygulamalarının porselen veneer kronlara karşı üstünlüğü ise karışık dişte aşınmaya sebep olmamasıdır (47,48,91,177,185).

Laboratuarda yapılan sabit bölümlü protezlerin fabrikasyonunda ön doyurulmuş fiberler altyapı materyali olarak kullanılırken, üst yapı materyali olarak da seramikle güçlendirilmiş restoratif kompozitler kullanılmaktadır (12,38,45,47,48,101,103,177).

Kompozit materyallerin mekanik özelliklerinin geliştirilmesi amacıyla doldurucu içeriğinin artırılması gerekmektedir. Ayrıca, doldurucu partiküllerin çeşidi de kompozit materyalin germe dayanımını doğrudan etkilemektedir (113,196). Son yıllarda bu ihtiyaçlara cevap vermek üzere detaylı kompozit materyali olarak seramikle optimize edilmiş kompozit materyaller (seromer) üretilmiştir. Bu materyaller ince partiküllü hibrit kompozitler grubunda yer alıp, mekanik özellikleri seramiklere daha yakın bulunmaktadır. Seromerin doldurucu partikül büyüklüğü yaklaşık olarak  $0.75\mu\text{m}$  civarında olup, %75-80 oranında doldurucu içermektedir. Seromerlerde metakrilat esaslı bir silanla çevrili olan seramik mikro doldurucu partiküller, organik matriks yapıya kovalent olarak bağlanmaktadır (110,120,160,199).

Kompozit materyallerin en büyük dezavantajının polimerizasyon büzülmesi olduğu bildirilmektedir. Seromerler ısı ve ışıkla dolaylı olarak polimerize edildiği için diğer direkt kompozit materyallere göre daha homojen polimerizasyon büzülmesi göstermektedir. Böylece seromerde çift bağ dönüşümü artmakta, bu da artık monomer miktarını azaltmaktadır (108,111). Bu yüzden seromerler doğrudan uygulanan kompozitlere göre daha iyi mekanik ve estetik özellikler

göstermektedirler. (5,130) Ancak seromerlerin yüzeyinde polimerizasyon sonrası artık serbest karbon radikallerinin sayısının az olması, kimyasal olarak yapıştırma ajanları ile bağlanmalarını zorlaştırmaktadır (82,155). Bu nedenle seromerlerin yapıştırma öncesi yüzey işlemlerine tabi tutulması önerilmektedir (111).

### **KOMPOZİTLERİN YÜZEY ÖZELLİKLERİ**

Yüzey sertliği, pürüzlülük ve abrazyona karşı direnç, partikül miktarı ve boyutu ile kontrol edilen faktörlerdir. Rezin ve doldurucunun her birinin, restorasyondan bağımsız olarak, karakteristik sertlik değerleri vardır. Ancak kompozit kitesinin sertliği doldurucu miktarı arttıkça artmaktadır. Doldurucu ihtiva etmeyen bir rezinin Vickers sertlik değeri (VHN) yaklaşık 18'dir. Geleneksel kompozitlerde bu değer 100, mikrodoldurucularda ise 30 civarındadır.

Abrazyon sonucu, yumuşak rezin matriksin daha kolay aşınması ile yüzeyde dolgu maddeleri çıkıntı oluşturarak açığa çıkar. Oldukça büyük partiküller ihtiva eden geleneksel ve hibrid kompozitlerde bu durum problem yaratır. Mikrodolduruculu kompozitlerin bir avantajı, çok küçük inorganik partiküller ihtiva etmelerinden dolayı, abrazyon sonucu oldukça pürüzsüz bir yüzeye sahip olmalarıdır. Yüzey pürüzlülüğünü arttıran bir başka faktör de aşınma ile porozitelerin yüzeyde açığa çıkmasıdır. Bu, kimyasal olarak aktive olan tüm sistemlerde gözlenmektedir.

Yüzey pürüzlülüğü, çiğneme veya fırçalama esnasında materyal üzerine uygulanan yiyecek, diş macunu gibi aşındırıcı etkilerle meydana gelir. Ayrıca, cilalama ve şekillendirme esnasında da meydana gelebilmektedir.

Eğer abrazyon sonucu oluşan madde kaybı çok ise, restorasyon anatomik şeklini kaybeder. Bu boyuttaki abrazyon çeşitli mekanizmalar sonucu meydana gelebilir, bu nedenle kompozitlerin posterior bölgedeki kullanımlarında abrazyon özel önem taşımaktadır. Posterior bölgede materyal üzerine gelen kuvvetler oldukça fazladır. Karşıt tüberkül, dolgu gibi yüzeyin birbirine temas etmesi veya araya giren yiyeceğin etkisiyle abrazyon meydana gelebilir. Çiğneme kuvvetleri yüzeyde zamanla yorgunluk sonucu çatlamlar meydana getirme potansiyeline sahipler. Aşınma, yorgunluk veya abrazyon ile olduğu gibi kimyasal faktörlerle de olabilir. Bazı içecekler ve yiyecekler içindeki eriticiler kompozitin rezin komponentini yumuşatabilir. Diğer kimyasal maddeler, özellikle asitler de aşınmayı anlamlı şekilde etkileyebilmektedir.

### **YÜZEY SERTLİĞİ**

Sertlik, herhangi bir maddenin sert bir cisim karşısında sürekli deformasyona karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanır (197).

Restoratif materyaller, intraoral çevrede pek çok etkiye maruz kalırlar. Bu etkilere başarılı bir şekilde karşı koyabilmeleri yüksek yüzey sertlik değerlerine sahip olmaları ile mümkündür. Sertlik, maddenin mekanik dayanıklılığını, çizilme, kırılma ve aşınma direncini arttırdığı gibi kuvvetler karşısında orjinal şeklini kaybetmemesine de yardımcı olur (165,197,198).

Kompozit rezinlerde inorganik doldurucu partikül oranı, tipi ve organik matriks kısmın ve polimerizasyon şeklinin materyalin sertlik değerleri üzerinde

etkili olduğu ve organik doldurucu miktarının artışı ile (hacim ya da ağırlıkça) daha yüksek yüzey sertlik değerlerinin elde edildiği bildirilmiştir (164,198).

### **Yüzey Sertliği Ölçüm Yöntemleri**

Dişhekimliğinde kullanılan restoratif maddelerin sertlik ölçümlerinde Brinell, Knoop, Barcol, Rockwell ve Vickers en fazla kullanılan test metotlarıdır. Bu testlerden hangisinin seçilmesi gerektiği test edilecek materyale bağlıdır (196,197).

**a. Brinell Testi:** Metallerin sertliğini tayin etmekte kullanılan en eski tekniktir. Bu testte sert bir çelik bilye belli bir yük altında malzemenin parlatılmış yüzeyine bastırılır. Bu yük yüzeydeki çöken kısmın alanına bölünür. Çökme ne kadar küçükse sertlik numarası, dolayısıyla metalin sertliği de o kadar fazladır. Çelik bilye kırılğan malzemeleri kolayca kırdığından, bu metot kırılğan ve elastik iyileşme gösteren materyaller için uygun değildir (197).

**b. Knoop Sertlik Testi:** Bu testte geometrik şekilde kesim yapan elmas bir delgi aleti kullanılır. Yüzeydeki çökme elmas veya rombik şekildedir. Burada gerçek çökme alanı yerine, en derin çökme miktarı uygulanan yüke bölünerek Knoop Sertlik Numarası (KHN) elde edilir.

**c. Barcol Testi:** Genellikle yayla yüklenen bir bastırıcı ile sertliğin direkt olarak okunduğu bir gösterge ihtiva eder. Sertlik numarası baskı ucunun malzemeye nüfuz etme derinliğine dayanarak bulunur.

**d. Rockwell Testi:** Bu testte de Brinell testine benzer olarak çelik bir bilye veya bazı durumlarda da elmas bir uç kullanılır. Burada çökme çapı ölçümü yerine aletin üzerindeki ölçekten direkt olarak derinlik ölçülür.

e. **Vickers Testi:** Sertliği ölçülecek materyal örneğinin yüzeyine elmas tabanlı piramit şeklindeki bir ucun belirli bir yük altında batırılması ve yük kaldırıldıktan sonra, meydana gelen izin köşegenlerinin ölçülmesi esasına dayanır. Vickers sertlik değeri (VHN) ise piramit şeklindeki batıcı ucun belirli bir yük altında ve belirli bir süre uygulanması ile materyal yüzeyinde oluşturduğu izin büyüklüğü ile ilgili bir değeri olarak tanımlanmaktadır. Bu test, oldukça kırılğan malzemelerin sertliğinin ölçülmesinde uygun olduğundan diş yapısının sertliğini ölçmekte de kullanılır (147,197).

### **BIYOLOJİK UYUM**

Biyolojik uyum; canlı dokuya yerleştiren bir restorasyon veya implantın çevresindeki yumuşak ya da sert dokuda herhangi bir değışikliğe yol açmadan tepkisiz kalabilmesidir (39).

Biyolojik uyum için; malzemenin kimyasal yapısı, restorasyonun tasarımı, elde edilme yöntemleri, mekanik özellikleri, doku ile temasının şekli, yeri ve dokunun özellikleri gibi pek çok faktörün bir arada uyum içinde olması gerekmektedir. Biyolojik uyumu olmayan malzemeler değışik doku reaksiyonlarına neden olurlar (39,61).

Malzemenin doku ile teması, normal metabolizmayı ve fizyolojik işleyişi değıştirebilir. Bu temaslar fiziksel veya kimyasal olabilir ve hücrelerde dejenerasyon, ölüm ve nekroza neden olur (39).

## **Biyolojik Uyum Testleri**

İnvitro araştırmalar, hücre ve doku yaralanmalarının dejeneratif (reversible) ve nekrotik (irreversible) aşamalarında spesifik olayları incelemektedir (42). İnvitro biyoyumluluk testlerinin amacı; vücut dokuları üzerine veya içine yerleştirildiklerinde malzemelere karşı oluşacak biyolojik reaksiyonun test ortamında oluşturulmasıdır. Öncül laboratuvar testleri yapılmadan hayvan testlerinin gerçekleştirilmesi çok zaman alıcı ve masraflı olmaktadır (61,113).

Dişhekimliğinde kullanılan malzemeler biyolojik uyumla ilgili olarak beş grupta incelenirler (39,61,70,72,99):

1. Ağız dışında vücudun diğer bölümleri ile yutma, soluma veya dokunma yoluyla temasta olan malzemeler,
2. Ağız içindeki yumuşak dokuyla temas eden malzemeler,
3. Pulpanın sağlığını etkileyebilecek malzemeler,
4. Kanal dolgu malzemeleri,
5. Diş sert dokularının sağlığını etkileyebilecek malzemeler.

Bu sınıflandırmaya dayalı olarak biyolojik uyumun belirlenmesinde kullanılacak testler, malzemenin uygulandığı bölgeye ve beklenen zararlı etkilere göre farklılık göstermektedir (39,61,70,72,99).

Biyoyumluluğun belirlenmesinde en önemli aşama uygun test yönteminin seçilmesidir (61,144,190). İnvitro biyoyumluluk testlerinin uygulanmasında karşılaşılan temel problemler; bu testlerle araştırılacak biyolojik reaksiyonların invivo sistem mekanizmasından bağımsız tek başına ayrıştırılması ve uygulanan test yöntemleri için her test sürecinde benzer sonuçlara ulaşılacak standartlar



geliştirilmesi gerekliliğidir (61). Ancak, malzemeler konusundaki öneriler ve biyolojik uyum standartlarının belirlenmesi ile malzemelerdeki teknik ilerlemeler aynı hızda gerçekleşmemiştir. Bunun sebepleri;

- Hücresel ve moleküler biyolojideki hızlı ilerlemeler,
- Malzemenin biyoyumluluğunu belirleyecek çok çeşitli test olması,
- Bu testlerin standardize edilememesidir (41,61,70,72).

Bu amaçla, 1982 yılında FDI (Uluslararası Dişhekimliği Birliği), ISO (Uluslararası Standardizasyon Organizasyonu) ve ADA tarafından ortak görüş ile yayınlanan rehberde biyolojik testler üç grupta sınıflandırılmıştır (37,61,70,72,144):

### **1- Öncül testler**

- a) LD50 ağız içi test,
- b) LD10 karın içi test,
- c) Solunma testi,
- d) Hemolizis testi,
- e) Ames testi,
- f) Styles testi,
- g) Dominant letal test,
- h) Sitotoksikite testi.

## **2- İkincil testler**

- a) Kemik implantasyon testi,
- b) Oral mukoza membran testi,
- c) Sensitizasyon testi,
- d) Subkutanöz implantasyon testi.

## **3- Kullanım testleri**

- a) Restoratif malzemeler için pulpa ve dentin testi,
- b) Kuafaj ve pulpatomi malzemeleri testi,
- c) Endodontik malzeme testi,
- d) Kemik içi implant malzemesi testi.

## **1. ÖNCÜL TESTLER**

Bu testler deneysel olarak kontrol edilebilir, tekrarlanabilir, hızlı, göreceli olarak daha az maliyetli ve kolaydır. Aynı zamanda bu testler, hayvan ve insan çalışmalarının etik sorunlarını elimine ederler. En büyük dezavantajları ise birçok farklı biyolojik cevabın olduğu vücut ortamının tam olarak yaratılamamasıdır. Bu nedenle, materyale karşı oluşan nihai cevabın alınmasında eksik sonuçlar verebilirler (50,189).

**a) LD50 Ağız İçi Test:** Deney hayvanlarında, ağırlıklarının her kilogramı için belirli bir oran esas alınarak denek grubunun %50' sinin ölümüne neden olan dozun belirlenmesi için malzemenin oral olarak uygulandığı test yöntemidir.

**b) LD10 Karın İçi Test:** Ağız içi test yönteminde kullanılan yöntem, karın içi enjeksiyonu olarak kullanılır.

**c) Soluma Testi:** Gaz halindeki maddelerin soluma yoluyla deney hayvanlarına verilmesi ile toksisite değerlerinin belirlendiği test yöntemidir.

**d) Hemolizis Testi:** Test edilen malzemenin kanda oluşturduğu hemoliz değerleri ile bir akut toksisite indeksinin oluşturulduğu test yöntemidir.

**e) Ames Testi:** Salmonella typhium bakterilerinin kültürleri kullanılarak yürütülen bu test yönteminde hücrelerdeki mutasyon farklılıkları gözlenerek malzemenin mutajenik etkisi belirlenir.

**f) Styles Testi:** Ames testinin fibroblast hücre kültürleri kullanılarak uygulanan formudur.

**g) Dominant Letal Test:** Deney hayvanları ile yürütülen bu test yönteminde, toksik olduğu düşünülen malzemenin üreme üzerine etkisi araştırılır.

**h) Sitotoksosite Testleri:** Test malzemesinin uygun hücre kültürlerindeki hücre büyüme oranı ve morfolojik özellikleri üzerine etkisinin negatif ve pozitif kontrol grupları kullanılarak değerlendirildiği yöntemdir (70,72).

Sitotoksosite testleri genellikle malzemelerin,

- Hücre sayısı veya büyümesi,
- Hücre membran bütünlüğü,
- Biyosentez veya enzim aktivitesi,
- Hücre genetik malzemesi üzerindeki etkilerini ölçer.

İn vitro sitotoksisite testlerinin avantajları (144):

1. Diğer metabolik olaylardan farklı olarak hücre metabolizmasında spesifik bir fonksiyonun değerlendirilmesi,
2. Çok sayıda örneğin kısa zamanda ve ekonomik olarak değerlendirilebilmesi,
3. Kantitatif sonuçlara ulaşılabilmesi,
4. Kullanım testlerine oranla toksik maddenin daha hassas değerlendirilebilmesi,
5. Test yöntemlerinin standardize edilebilmesidir.

İn vitro sitotoksisite testlerinin dezavantajları (144):

1. Her test için bir tür hücre kullanılması,
2. Kültür hücrelerinin konak hücrelerinden farklı olması,
3. Kültür ortamında enflamatuar ve diğer doku koruyucu mekanizmaların olmamasıdır .

Tüm sitotoksisite testlerinde, test sisteminin non-toksik, steril ve tekrarlanabilir olması önemlidir.

## **2. İKİNCİL TESTLER**

Alınan biyolojik cevap in vitro testlere oranla daha kapsamlıdır. Bununla beraber, hayvan testlerinde değişkenlerin kontrolü genellikle zordur. Bu testler zaman alıcı ve pahalıdır. Son olarak uygulayıcı için önemli bir nokta da hayvan türlerinin insanlardaki cevabı aynı şekilde vermeleri şüphelidir (189).

**a) Kemik İmplantasyon Testi:** Standart bir yöntem olmamakla birlikte malzemenin kemik içine implantasyonu sonrasında oluşacak reaksiyonların değerlendirildiği yöntemdir.

**b) Oral Mukoza Membran Testi:** Deney hayvanlarının palatinal ya da yanak mukozası içine yerleştirilen test malzemesinin mukozada oluşturduğu reaksiyonların izlendiği test yöntemidir.

**c) Sensitizasyon Testi:** Deney hayvanlarında derinin hassaslaştırılmasından sonra 24 saat – 2 haftalık dönemde deri üzerine yama testi ile uygulanan malzemenin etkileri değerlendirilir.

**d) Subkutanöz İmplantasyon Testi:** Test örneklerinin cerrahi yöntem kullanılarak deri altında derin dermis bölgesine yerleştirilmesi esasına dayanır (70,72).

### 3. KULLANIM TESTLERİ

Bu testler materyaller için önemli klinik denemelerdir. Materyal son kullanılacak haliyle gönüllü bir insana yerleştirilir. Kullanım testleri en yararlı biyouyumluluk testleridir. Ancak birtakım yan etkileri ve problemleri de bulunmaktadır. Maliyetli, zaman alıcı, kontrolü ve yorumlanmaları oldukça zordur. Ayrıca hukuksal ve etik açıdan da oldukça karmaşıktırlar (189).

**a) Restoratif Malzemeler İçin Pulpa Ve Dentin Testi:** Deney hayvanlarında pulpa üzerinde 1mm sağlam dentin kalıncaya kadar açılan kavitelere yerleştirilen test malzemelerinin etkisinin kontrol grupları ile karşılaştırılması ile uygulanan yöntemdir.

**b) Kuafaj ve Pulpatomi Malzemeleri Testi:** Steril frez ile perfore edilen pulpa üzerine direkt test malzemesi uygulanarak belirlenen zaman aralıklarında tamir dentini oluşumu ya da enflamasyon izlenir.

**c) Endodontik Malzeme Testi:** Kanal içerisine yerleştirilen malzemenin etkisi belirlenen zaman aralıklarında klinik ve histolojik olarak değerlendirilir.

**d) Kemik İçi İmplant Malzemesi Testi:** Kemik ile uzun dönem temasta kalacağı düşünülen malzemelere ait test örneklerinin toksisitelerinin invivo olarak değerlendirildiği yöntemdir (70,72).

Bir dental materyal her üç basamağa da tabi tutulmalıdır. Bu işlemler sırasıyla basit testlerden daha karmaşık olanlarına, invitro testlerden invivo testlere, prelinik testlerden klinik testlere doğru olacak şekilde gerçekleştirilmelidir. Yeni geliştirilen birçok materyal ilk testi geçtikten sonra sırasıyla ikinci ve üçüncü testlere tabi tutulmalıdır (144).

## HÜCRE KÜLTÜRLERİ

Hücre kültürleri, canlı dokuların vücut dışında yaşatılmasını, sürekli üretilmesini ve gelişimini ifade etmektedir. Canlı yapılardan elde edilen dokular, vücut ısısında kültüre edilmekte ve vücudun özgün fizyolojik konumunu taklit eden besleyici sıvılarda beslenerek çoğaltılmaktadır. Besleyici sıvılar, hayvan embriyo ekstraları, plazma ve serum, amino asit, mineraller, şeker, tuz, vitamin ve antibiyotikleri içermektedir (70,72).

Hücre kültürleri temel olarak hücre yapısı, çoğalma ve tamir mekanizmalarının değerlendirilmesinde kullanılmaktadır. Bunların yanı sıra hücre

kültürleri viroloji ve toksikolojide farklı maddelerin etkinliklerinin belirlenmesinde yaygın olarak kullanılmaktadır.

Bireysel faktörlerden etkilenmemeleri, tekrarlanabilme özellikleri, ara aşamaların kontrollerinin kolay olması, malzemeler arasında parametrik karşılaştırmalara olanak tanımaları ve hayvan deneylerinde olduğu gibi canlı varlıkların öldürülmemesi gibi yaklaşımlarla tercih edilmektedirler. Ancak, hücre kültür testleri yalnızca başlangıçtaki toksisiteyi göstermekte, malzemenin uzun süre doku ile temasta olduğu durumlarda toksisitenin düzeyi konusunda bilgilendirmemektedir.

Farklı dokulardan üretimi sağlanan hücre kültürleri üç grupta toplanır (39):

1. Primer hücre kültürleri,
2. Devamlı hücre kültürleri,
3. Diploid hücre kültürleri.

Primer hücre kültürleri, orijinal dokudan yeni ayrılan ve ilk olarak kültür şartlarında bulunan hücreleri içerir. Dokunun fizyolojik durumunu yansıtan bu hücreler, genotip ve fenotip olarak orijinal doku hücresi ile aynı özellikleri içerir. Ancak; bu hücrelerin deneysel çoğalmaları sınırlıdır. Primer hücre kültürleri ilk pasajdan sonra bir kültür ortamından diğerine taşınırlar. Bu işleme subkültür adı verilir. Yeni üretilen hücre kültürleri aynı fonksiyonel özelliklere sahip hücre hatlarını oluştururlar. Hücre hatları, hücrelerin alındığı dokuların özelliklerine göre değişmek şartıyla değişen oranlarda subkültüre izin verirler.

Devamlı hücre kültürleri, subkültürleri sonsuz olarak yapılabilen ve karyotipleri alındıkları dokulardan farklı olarak geliştirilmiş kültürlerdir.

Transformasyonları nedeniyle fizyolojik özelliklerinin tümünü koruyamazlar. Diploid hücre kültürleri, primer kültürlerin subkültürlerinin yapılmasından elde edilir. Ancak; bu kültürdeki bütün hücreler alındıkları dokunun karyotipini %85 oranında korurlar. Diploid kültürlerde bazı hücrelerde kromozom tipleri kaybolabilir (70,72).

Primer hücrelerin, devamlı hücrelere oranla sitotoksitesinin değerlendirilmesinde daha etkili olacağı görülmektedir. Ancak; primer ve devamlı hücre kültürlerinin sitotoksik maddeye verdikleri metabolik cevapta bazı farklılıklar olmaktadır. Devamlı hücre kültürlerinin genetik ve metabolik stabiliteyi nedeniyle test sonuçlarının standardizasyonunda kolaylık sağlanmaktadır.

Dental malzemelerin biyolojik uyumunun saptanmasında kullanılan hücre kültürü teknikleri organ veya doku bağlantısını temsil etmez. Dental dokulara ait kültürler, bağımsız üniteler olarak morfolojileri, DNA ve protein sentezleri ile tek tek hücreler olarak değerlendirmede kullanılırlar (61,70,72).

L929 ve Balb3T3 devamlı hücre kültür hatları; dental malzemelerin sitotoksikite testlerinde standart olarak kullanılan fibroblast hücre kültürleridir (70,72,154).

## **HÜCRE KÜLTÜRÜ TEST YÖNTEMLERİ**

Ağızda yeni uygulandıkları durumda, henüz tam olarak polimerize olmamış malzemelerin, test hücreleri ya da dokuları ile herhangi bir immünolojik etkileşim olmadan teması, gerçek akut kimyasal toksisitenin belirlenmesinde yararlı



olmaktadır. Bu da hücre kültürü test yöntemlerinin kullanılması ile sağlanabilir (190).

Çeşitli sentetik malzemelerin toksisitelerinin invitro tekniklerle araştırılmaya başlanması, 1926 yılında doku kültürü yönteminin ilk kez tanımlanmasından yaklaşık 30 yıl sonra gerçekleşmiştir. Pek çok araştırmacı 1950 ve 60'lı yıllarda toksikolojik problemleri anlayabilmek için organ ve doku kültürleri kullanmaya başlamışlardır. 1960'da tavuk embriyonik hücrelerinde lastik ve plastik toksisitesi araştırılmıştır. 1965 yılında fare trakeal epitel ve bağ dokusu kültürlerinde hidrokarbonların etkileri incelenmiştir. Aynı yıl, plastiğin toksik etkisi tavuk embriyonik hücre ve fare L hücre kültürlerinde incelenmiştir.

Dental malzemelerin toksik etkilerinin incelenmesinde hücre kültürü ilk kez 1968 yılında tek tabakalı L929 hücreleri kullanılarak soy olmayan metallerin ve dental simanların sitotoksitesinin incelenmesinde kullanılmıştır. 1979 yılında ilk kez insan epitel hücresi kültürü ve L929 hücreleri kullanılarak standart disk şekilli gümüş amalgam, bakır amalgam, rezinler, silikat siman ve altın gibi dental malzemelerin sitotoksitesileri incelenmiştir. 1982'de kompozit rezin malzemenin fibroblast ve makrofajlar üzerinde sitotoksik etkisi olduğu belirtilmiştir. 1990'da tavşan primer pulpa fibroblast kültürü kullanılarak cam iyonomer simanların toksik etki oluşturabildikleri bildirilmiştir. Kawahara ve ark. (80) hücrelerin kullanıldığı invitro metotların kontrol edilebildiği ve yüksek istatistiksel bilgi verdiğini bildirerek klinik kullanımdan önce dental malzemelerin analitik - biyolojik cevaplarının invitro çalışmalarla belirlenmesi gerektiğini belirtmişlerdir.

Dental malzemelerin sitotoksitesini invitro koşullarda genel olarak beş Şekilde belirlenmektedir (61,70,72):

1. H¼cre sayısı ve b¼y¼me testleri,
2. Mitotik aktivite (koloni oluşturma etkinliği) testleri,
3. Oksijen alımında ve glikoz metabolizmasındaki değişikliklerin saptanması,
4. Membran b¼t¼nl¼k testleri,
5. Enzim aktivitesi testleri.

Bileşiklerin sitotoksitesinin ol¼m¼nde bir¼ok ¼alıřma, maddedeki tek bir i¼erik ¼zerinde yoğunlaşmıştır. Ancak, klinik materyaller bir¼ok bileşiğin kombinasyonundan oluşmaktadırlar. Wataha ve ark. (191) bu kombinasyonların 3 farklı etki yaratabileceğini g¼stermiřlerdir:

- İlave etki (her bileşiğin etkisini normal olarak g¼stermesi),
- Sinerjistik etki (her bileşiğin etkisinin toplamından daha fazla toksik etki g¼r¼lmesi),
- Antagonistik etki (her bileşiğin etkisinin toplamından daha az toksik etki g¼r¼lmesi).

H¼cre k¼lt¼rleri kullanılarak dental malzemelerin biyolojik uyumlarının belirlenmesi i¼in ¼ok sayıda invitro test y¼ntemi kullanılmaktadır. Ancak; FDI ve ISO teknik raporlarında ¼nerilen invitro test y¼ntemleri; (31)

- a) Agar difüzyon test yöntemi,
- b) Agarose test yöntemi,
- c) Milipore filtre test yöntemi,
- d) Krom salınım test yöntemi,
- e) Model kavite test yöntemi,
- f) Diş kavite test yöntemi, olarak belirtilmiştir.

Hücre sayısı ve büyüme testleri; malzeme ile temas sonrasında hücre sayısının veya büyümesinin ölçülmesi ile sitotoksisiteyi belirler. Hücreler kültür kaplarına ekilerek yapışmaları sağlanır, daha sonra test malzemesi yerleştirilir. Test edilen malzeme sitotoksik değilse hücreler kültür kabında yapışık kalacak ve zamanla çoğalacaktır. Ancak, malzeme sitotoksik ise hücreler çoğalmayacak, ya sitopatik oluşumlar sergileyeceklerdir ya da kültür kabından ayrılacaklardır.

Test malzemesi katı madde ise, malzeme çevresindeki hücre yoğunluğu (birim alandaki hücre sayısı) farklılık gösterebilir ve hücre büyümesinin bozulduğu bir alan (zone) tanımlanır. Hücre yoğunluğu kalitatif, semikantitatif ve kantitatif olarak belirtilebilir. Malzeme çevresindeki hücrelerin canlılığı sıklıkla diğer biyosentetik ve membran bütünlük testleriyle belirlenmektedir.

Bir diğer test yönteminde hücrede oluşan değişiklikler membran geçirgenliği yönünden değerlendirilir. Hücre zarı geçirgenliği, zarı geçebilen bir boya ile oldukça kolay belirlenebilir. Bu test yöntemi için iki tip boya kullanılmaktadır. Vital boyalar, aktif transport ile canlı hücre içine taşınır ve sitotoksik etki ile hücre zarı geçirgenliği artmadıkça içeride tutulurlar. Test süresince boyanın kendisinin

sitotoksik etki oluşturmayaçağından emin olunmalıdır. Non-vital boyalar, aktif transport ile hücre içine taşınamazlar. Ancak, sitotoksik etki ile hücre zarı geçirgenliğı değıştiğinde hücre içine girebilirler.

Pek çok tip vital boya vardır, ancak en çok kullanılanlar nötral kırmızı ve  $\text{Na}_2\text{CrO}_4$ ' tür. Bu boyaların avantajı hücre tarafından ne sentez ne de metabolize edilebilmesidir. Non-vital boyalara örnek, tripan mavisi ve propidium iodid'dir.

Kullanılmakta olan üçüncü bir test yöntemi biyosentez veya enzimatik aktivite testleridir. DNA sentezi ya da protein sentezi ölçümleri bu test türünün yaygın örnekleridir. DNA veya protein sentezi analizleri genellikle, hücre kültür ortamına işaretleyici radyoizotop ilave edilmesini takiben DNA veya protein ile birleşip birleşmediğı değerlendirilir.

Sitotoksitenin değerlendirilmesinde yaygın olarak kullanılan enzimatik test ise MTT [3-(4,5-dimethylthiazol-2-yl)-2,5-diphenyltetrazolium bromide] testidir. Bu test, MTT' yi mavi, çözünmeyen formazan bileşiğine dönüştürebilen dehidrogenaz enzim aktivitesini ölçer. Sitotoksik etki nedeniyle dehidrogenaz enzim aktivitesi aktif olmadığında mavi formazan oluşmayacaktır. Optik yoğunluk ölçülerek formazan oluşumu saptanabilir. Alternatif olarak test örneğı çevresindeki formazan ışık veya elektron mikroskopuyla belirlenebilir.

Buraya kadar anlatılan sitotoksitate testlerinin hemen hepsinde test edilen malzeme hücre kültürü ile direkt temastadır. Ancak; araştırmacılar invivo ortamda hücreler ve malzeme arasında sıklıkla direkt temas olmadığını belirtmişlerdir. Keratinize epitel, dentin veya ekstrasellüler matriks direkt teması engeller. Bu

durumda *invivo* koşulları tam oluşturabilmek amacıyla bazı *invitro* bariyer testleri geliştirilmiştir.

Bu testlere ilk örnek agar difüzyon testidir. Katı malzemelerin ve katı malzemelerden sızan komponentlerin ya da filtre kağıdına emdirilmiş sıvı örneklerin akut sitotoksitesinin 24 saat süreyle belirlenmesinde kullanılır. Bir tabakalı hücrelere %1 agar ve vital boya ilave edilip test örneği agar tabakasının yüzeyine temasta olacak şekilde yerleştirilir. Besinler, gaz ve çözülebilen toksik maddeler agar içine diffüze olabirler.

İkinci bariyer testi, milipore filtre testidir. Selüloz esterlerinden yapılmış filtre üzerine tek tabaka hücre yapışması sağlanır. Daha sonra hücre kültür ortamı %1 agar içeren ortam ile değiştirilir ve bu ortamın hücreler üzerinde jel haline gelmesi beklenir. Son olarak filtre - hücre tabakası – agar üçlüsü ters çevrilerek filtrenin üstte kalması sağlanır. Katı veya çözülebilen test örneği filtre üzerine yerleştirilerek belirlenen test süresi boyunca beklenir. Örnekler alındıktan sonra filtre kaldırılır ve örneğin hücre aktivitesi üzerindeki etkisi herhangi bir test yardımıyla belirlenir (31).

Agar difüzyon, hücre temas ve milipore filtre testinde sitotoksitenin etkinliği toksik maddelerin difüzyon bölgelerindeki hücrelerde yol açtığı boya kaybıyla gösterilebilmektedir. Hücrelerin erimesi (lisis), difüze olan toksik maddelerin konsantrasyonunun yüksek olduğu bölgelerde izlenebilir.

Sitotoksik cevap, renk değiştiren bölgedeki difüzyon büyüklüğüne bağlı olarak erimeye uğrayan bölgedeki hücrelerin yüzdesinin belirlenmesine yönelik hücre erime indeksi (Lisis indeksi) ile değerlendirilmektedir. Mikroskopik olarak

yapılan bu değerlendirmede faz-kontrast mikroskobunda hücre erimesi olan bölgelerin çapları belirlenir (31,70,106,115,190).

Hücre erime indeksi (70):

- 0- görülebilir bir erime yok,
- 1- alan çapının %20'sinde erime var,
- 2- alan çapının %20 - 40'ında erime var,
- 3- alan çapının %40 - 60'ında erime var,
- 4- alan çapının %60 - 80'inde erime var,
- 5- alan çapının %80 ve fazlasında erime var.

Hücre erime indeksi skorlarına göre sitotoksik etkinin şiddeti şu şekilde belirlenir (70):

- 0 - 0,5 = sitotoksik değil,
- 0,6 - 1,9 = hafif sitotoksik,
- 2,0 - 3,9 = orta derecede sitotoksik,
- 4,0 - 5,0 = şiddetli sitotoksik.

Agar difüzyon testleri ve mitokondrial aktiviteyi gösteren MTT testleri malzemelerin sitotoksitesini belirlemeye yönelik en güvenilir testlerdir.

Invitro koşullarda zararlı etkileri olan restoratif malzemelerin, biyolojik bariyerler veya komşu doku ile reaksiyon oluşturmaya yeterli süre ağızda kalmaması gibi nedenlerle, invivo koşullarda her zaman toksik reaksiyon

gelişmesi beklenemez. Bu durumda risk oranını doğru olarak belirleyebilmek için kullanılan invitro test yöntemi mümkün olduğunca klinik koşulları tekrarlayabilmelidir (125,192).

Günümüzde biomateryallerin sitotoksitelerinin belirlenmesinde test edilen malzeme ile kullanılan hücre serisinin teması açısından 3 farklı in vitro test yöntemi kullanılmaktadır (22):

- Direkt kontakt testleri: Biomateryal, hücre sistemi ile herhangi bir bariyer olmaksızın direkt temastadır,
- İndirekt kontakt testleri: Biomateryal ile hücre sistemi arasında bir bariyer mevcuttur (Agar tabakası veya milipor filtresi),
- Ekstre (özüt) testleri: Kompozit biomateryallerden salınan maddeler hücre ile temas eder.

Agar difüzyon testinde malzeme ve hücre tabakası arasında bariyer olarak agar kullanılırken, kompozit örneklerden kültür besiyerine salınan maddelerin toksik etkileri belirlenen zaman aralıklarında değerlendirilmektedir.

Dental malzemelerin sitotoksik etkilerinin belirlenmesinde ilk iki yöntem sıklıkla tercih edilmektedir (154). Hücre kültürü test yöntemleri laboratuvar koşullarında kesin kurallar dahilinde gerçekleştirilebilmektedir. Bu nedenle kontrol edilebilme olanakları yüksektir ve tekrarlanabilme özellikleri vardır. Ayrıca sonuçlar daha kısa sürede alınabilmektedir. Ancak sitotoksitite testleri, ilk 12-24 saat içerisinde toksik madde ile temasa bağlı olarak oluşan sınırlı etkileri belirleyebilir. Konak hücreler ya iyileşirler ya da kimyasal yaralanmaya bağlı olarak ölürlür. Buna karşın invivo biyolojik reaksiyonların çoğu basit bir

sitotoksisite değildir ve 24 saat boyunca yayılırlar, enflamatuar ve immun reaksiyonlar gelişir (61). Bu nedenle malzemeye olan öncül tepkiler belirlendikten sonra malzemenin uzun dönem kullanımı sonrasında oluşacak enflamasyon, immun cevaplar, mutagenез ve karsinogenез gibi subakut toksisite değerlerini yansıtan ikincil testler denenmelidir (42).

Hücre kültür metotları farklı dental materyallerin toksisitelerini karşılaştırmada kullanılabilirler. Ancak, gözlemlenen toksisitenin nedenini belirleyemezler (119).

## **HÜCRESEL DEĞİŞİKLİKLER**

Toksik bileşenler, genellikle hücrelerin metabolik mekanizmasını etkilerler. Kompozitlerden salınan ürünlerin hücre canlılığı ve fonksiyonu üzerinde etkileri olabilmektedir. Bazı kimyasallar, özellikle hücre mitokondrilerini etkilemekte ve MTT testi ile değerlendirilmekte, bazı kimyasallar özellikle lizozomal fonksiyonları etkilemekte ve nötral kırmızı testi ile değerlendirilmekte, bazı kimyasallar ise hücre zarı fonksiyonlarını etkilemekte ve agar difüzyon testi ile değerlendirilmektedir.

Metil metakrilat gibi hidrofilik maddeler oksidatif süreci etkileyerek ATP sentezini inhibe eder. Lipofilik maddeler membran bütünlüğünü etkiler. Metakrilatlar hücresel kolesterol ve fosfolipidleri etkileyerek membran fonksiyonlarını bozarlar (49).



Sitotoksosite testleri sırasında oluşan hücresel morfolojik değişiklikler konusunda yapılmış çok fazla çalışma yoktur. En sık karşılaşılan hücresel bozulma, hücrelerin yapıştıkları yüzeyden ayrılmalarıdır (10,61).

Dental restoratif malzemelerin hangi tip hücre ölümüne neden oldukları konusunda çalışmalar devam etmektedir. Hücre ölümleri apoptatik ve nekrotik olarak iki şekilde izlenebilmektedir. Apoptozis, fizyolojik hücre ölümü ya da programlanmış hücre ölümü olarak tanımlanmaktadır. Hücrelerin kendi kendilerini yok ettikleri programlı, aktif protein sentezine ve enerjiye gereksinim gösteren bu fizyolojik ölüm formu, patolojik ölüm formu olan nekrozdan tamamen farklıdır. Apoptozisin temel özelliği, hücre zarında kalın boğumlar oluşmasına rağmen zar bütünlüğünün bozulmamasıdır. Sitoplazmik büzülme nedeniyle iğ şeklindeki fibroblast hücreleri yuvarlaklaşırlar, hücre duvarı buruşuk ve kabarcıklı bir görünüm alır, sitoplazma içeriği parçalanarak bir zarla çevrelenir ve hücre içinde biriktirilir. Nukleus küçük parçalara ayrılır. Apoptotik hücre ölümü enflamasyon oluşturmaz. Bu olayın tersine nekroz, hücresel yaralanma sebebiyle oluşan hücre ölümünün patolojik formudur. Hücre zarı bütünlüğünün erken kaybına bağlı olarak sitoplazma içeriği dağılır ve enflamatuvar reaksiyon başlatır. Nekrotik hücrelerde kontrollü oto sindirim yoktur, organelleriyle birlikte toksik içeriklerini de ortama bırakarak nekrotik reaksiyonun yayılmasına neden olurlar. Bu tarz değişiklikler faz-kontrast mikroskobu kullanılarak tespit edilebilmektedir (10,61,125).

## MATERYAL VE METOT

Araştırmamız, İstanbul Güney Diş Deposu Laboratuarı, C.Ü. Mühendislik Fakültesi Laboratuarları, C.Ü. Meslek Yüksekokulu Laboratuarı, C.Ü. Mikrobiyoloji Bölümü Anabilim Dalı Laboratuarları ve C.Ü. Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuarlarında gerçekleştirildi.

Çalışmada sabit protetik restorasyonlarda kullanılan fiberle güçlendirilmiş farklı kompozit sistemlerinin yüzey pürüzlülükleri, yüzey sertlikleri ve sitotoksitelerini incelemek üzere Adoro/Vectris (Ivoclar Vivadent/Schaan, LIECHTENSTEIN) ve SculpturePlus/Fibrekor (Jeneric Pentron/ Inc. Wallingford, USA) ticari ürünleri ile bir başka protetik kompozit olan Artglass (Heraeus Kulzer/Dormagen, GERMANY) materyali seçildi. Bu ürünlerin içerikleri Tablo 3'te görölmektedir (2,55).

Çalışmamızda iki farklı FGK sisteminin yüzey özelliklerinin ve sitotoksitelerinin değerlendirilmesinde aşağıda belirtilen işlemler takip edildi:

- Test örneklerinin hazırlanması,
- Yüzey pürüzlülüğü testlerinin yapılması,
- Yüzey sertliği testlerinin yapılması,
- Sitotoksite testlerinin yapılması.

**Tablo 3: Çalışmada kullanılan materyaller ve özellikleri.**

Materyal	Üretici	Matriks	Doldurucu	Doldurucu büyüklüğü ve miktarı
Artglass	Heraeus / Kulzer, Dormagen, Germany	Bis-GMA TEGDMA	Boron silikat, baryum alümina	0.7µm, 68% wt
Sculpture Plus	Jeneric/Pentron, Inc. Wallingford, Ct, USA	TEGDMA PCDMA EDMA	Baryum oksit, silisyum oksit, zirkonyum silikat	0,7 µm, %78 wt
Fibrekor	Jeneric/Pentron, Inc. Wallingford, Ct, USA	Bis-GMA PCDMA EDMA	-	-
Adoro	Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein	UDMA	Silikon dioksit	%72 wt
Vectris	Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein	UDMA Bis-GMA DDDMA	-	-

### **Test Örneklerinin Hazırlanması**

Uygulanacak testlerde standardizasyonun sağlanması amacıyla, çalışmada kullanılan kompozit disklerin hazırlanmasında ISO 10993 (71) standardına uygun olarak 8mm x 2mm boyutlarında silindirik çelik kalıp kullanıldı. Örneklerin üst yüzeylerinin düzgün ve pürüzsüz olması için, çelik kalıbın üst yüzeyi strip bant ile kapatılarak ışık ile polimerizasyonun gerçekleşmesi sağlandı.

Örneklerin polimerizasyonu üretici firmalar tarafından belirtilen şekilde gerçekleştirildi. Polimerizasyon yöntemleri ve süreleri Tablo 4’te gösterilmektedir.

**Tablo 4: Materyallerin polimerizasyon yöntemleri.**

Ürün	Polimerizasyon yöntemi ve süresi
Adoro/Vectris	Targis Quick cihazında 10 saniye + Lumamat 100 cihazında 95°C ısıda 25 dakika (Ivoclar/Vivadent, Schaan / LIECHTENSTEIN)
SculpturePlus/Fibrekor	Cure-Lite Plus cihazında 3 dakika + Conquest Curing Unit cihazında 20 dakika (Jeneric/Pentron, Wallingford / USA)
Artglass	Artglass UniXS Curing Unit cihazında 180 saniyelik Xenon strobe ışığı (Heraeus Kulzer, Wehrheim / GERMANY)

Adoro/Vectris ve SculpturePlus/Fibrekor grupları kendi içlerinde kompozit, fiber ve kompozit+fiber olacak şekilde gruplandırıldı. Kompozit+fiber gruplarının örnekleri hazırlanırken üretici firmaların talimatları doğrultusunda Vectris fiber demetlerinden 3, Fibrekor demetlerinden 5 adet fiber kompozitlerin tabanına gelecek şekilde kompozitlerle beraber polimerize edildi. Örneklerin testlere göre gruplandırılması ve örnek sayıları Tablo 5’te görülmektedir.

Polimerizasyonu tamamlanan örneklerin kenarları kompozit bitirme diskleri kullanılarak düzeltildi. Test örneklerinin polisajı üretici firmaların önerileri doğrultusunda ISO 10477 (69) standardına uygun olarak bitirildikten sonra testler yapıldı.

**Tablo 5: Testlere göre gruplandırılan örnekler ve örnek sayıları.**

<b>MATERYAL</b>	<b>ÖRNEK SAYILARI</b>		
	<b>Yüzey Pürüzlülüğü Testi</b>	<b>Yüzey Sertliği Testi</b>	<b>Sitotoksisite Testi</b>
Adoro	24	24	5
Vectris	-	-	5
Adoro + Vectris	-	-	5
Sculpture Plus	24	24	5
Fibrekor	-	-	5
Sculpture Plus + Fibrekor	-	-	5
Artglass	24	24	5

### **Yüzey Pürüzlülüğü Testlerinin Yapılması**

Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri C.Ü. Mühendislik Fakültesi Laboratuvarlarında bulunan Surtronic3 (Taylor-Hobson/DENMARK) yüzey analiz cihazında gerçekleştirildi. Cihazın çalışma prensibinde kaydedici bir uç belirli bir hızda incelenen örnek yüzeyi üzerinde gezerek yüzeydeki pürüzlülüklere bağlı olarak yaptığı dikey hareketlerle elektriksel akım farklılıkları yaratarak yüzey profilini istenilen büyütmelemlerle kaydetmektedir. Böylece, test edilen örneklerin pürüzlülük ortalaması Ra (Roughness Average) elde edildi.

Çalışmada, örneklerin yüzeyinde farklı pürüzlülükte bölgeler olabileceği için her örneğin üç ayrı bölgesinden pürüzlülük ölçülmüş ve elde edilen değerlerin

aritmetik ortalaması alınarak pürüzlülük değeri hesaplanmıştır. Çalışma boyutu ise 1,25 mm olarak belirlenmiştir.

### **Yüzey Sertliği Testlerinin Yapılması**

Yüzey sertliği testleri C.Ü. Meslek Yüksek Okulu Laboratuvarlarında bulunan Equo Tip Hardness Tester (Zurich/SWITZERLAND) sertlik ölçme cihazı kullanılarak gerçekleştirildi.

Yüzey sertliği testinde uç olarak çelik bir bilye kullanıldı. Cihazın üzerindeki ölçekten direkt olarak dijital verilerle sertlik ölçüldü.

Kompozit sistemlerinde batıcı ucun matriks yapı veya doldurucuya denk gelmesi elde edilen verilerde farklı sonuçlara neden olabilmektedir. Matriks yapı düşük, doldurucular ise daha yüksek sertlik değerleri göstermektedir. Bu nedenle çalışmada, örneklerin yüzeyinde farklı sertlikte bölgeler olabileceği için, her örneğin üç ayrı bölgesinden sertlik değerleri ölçüldü ve uç değerler hesaba katılmayarak elde edilen değerlerin aritmetik ortalaması alındı ve sertlik değerleri belirlendi.

### **Sitotoksosite Testlerinin Yapılması**

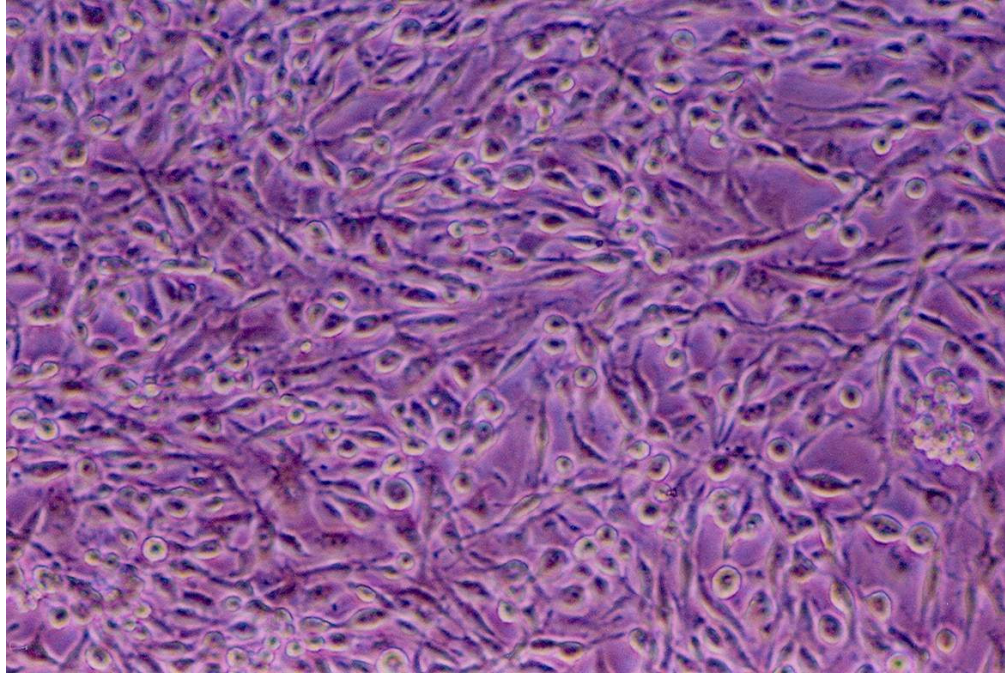
Yüzey pürüzlülüğü ve yüzey sertliği testleri bitirildikten sonra örneklerin etilen oksit ile sterilizasyonu sağlandı. Sitotoksosite testleri C.Ü. Mikrobiyoloji Anabilim Dalı Laboratuvarları ve C.Ü. Tıp Fakültesi Araştırma Merkezi (CÜTFAM)'nde gerçekleştirildi.

Çalışmada ŞAP Enstitüsü Hücre Kültür Koleksiyonuna (HÜKÜK) ait L929 fibroblast hücre serisi kullanıldı (Resim 2). Hücre kültüründe kullanılacak besi yeri, Dulbecco's Modified Eagle's Medium (DMEM) içerisine penicilin – streptomycin, L-glutamin ve Fetal bovine serum (FBS) ilave edilerek hazırlandı (Tablo 6).

Çalışma süresince kullanılacak L929 hücre serisinin devamının sağlanması ve canlılığının korunması için pasajlar yapıldı. Hücrelerin yapışarak çoğaldığı hücre kültür kabındaki (flask) besi yeri aspire edildi. FBS (Fötal Bovine Serum) içermeyen DMEM (Dulbecco's Modified Eagle's Medium) ile hücreler yıkandıktan sonra Trypsin / EDTA solüsyonu (%0,05trypsin + % 0,02 EDTA, Biochrom KG, Berlin, Germany) ile çalkalandı. Trypsin aspire edildikten sonra 37° C' de 5 dk etüvde bekletilerek hücrelerin flask yüzeyinden ayrılması sağlandı. DMEM ilave edilerek hücre süspansiyonu oluşturuldu. Hazırlanan hücre süspansiyonu iki flaska bölünerek pasajlandı. Hücre kültür kaplarındaki hücre çoğalması izlenerek bu işlem tekrarlandı ve hücre kültür serisinin devamlılığı sağlandı.

**Tablo 6: Hücre kültüründe kullanılan besiyeri ve içeriği.**

<b>Hücre Kültür Besi Yeri</b>	<b>Kullanılan Miktar</b>	<b>Üretici Firma</b>
Dulbecco's Modified Eagle's Medium (DMEM)	100ml	Sigma Aldrich Cheme, Germany
Penicilin/Streptomycin (1000 U/10000Mg/ml)	1ml	Biochrom KG, Berlin, Germany
L-glutamin	1ml	Biochrom KG, Berlin, Germany
Fetal Bovine Serum (FBS)	4ml	Biochrom KG, Berlin, Germany



**Resim 2: Çalışmada kullanılan L929 hücreleri (x10)**



### **Agar Difüzyon Test Yöntemiyle İn Vitro Sitotoksisitenin Saptanması**

Agar difüzyon testinde agar tabakası bariyer olarak kullanılarak kompozit ve fiber örneklerden açığa çıkan sızıntı ürünlerinin, indirekt olarak oluşturabilecekleri toksik etkinin belirlenmesi amaçlanmıştır.

Agar difüzyon yöntemi kullanılarak sitotoksisitenin belirlenmesinde ISO 10993-5 numaralı protokol takip edildi.

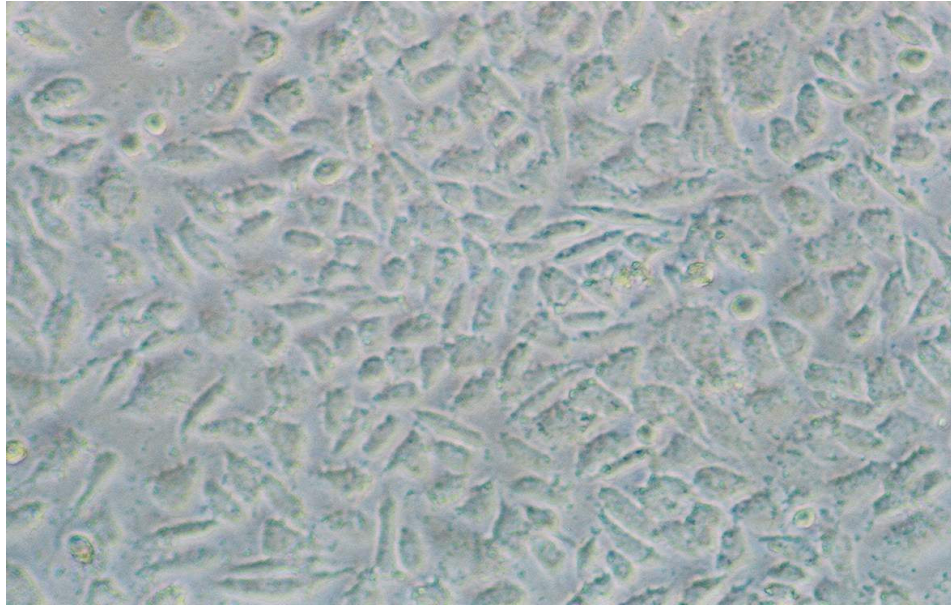
Her kompozit grubundan 5 ve fiber grubundan 5 adet örnek ile çalışıldı. Kompozit örnekler test öncesinde polimerizasyonun tam olarak gerçekleşebilmesi için 24 saat steril distile su (Eau bi-distillee, 10ml, Galen İlaç Sanayi ve Tic. AŞ, İstanbul, Türkiye) içerisinde bekletildi.

Bu arada L929 hücreleri tripsinlenerek yapışık oldukları hücre kültür kabından kaldırıldı ve hücre süspansiyonu hazırlandı. Çapı 3,5cm olan hücre kültür petrilere ortalama  $2,5 \times 10^5$  hücre/ml içeren hücre süspansiyonundan 1ml ilave edildi.

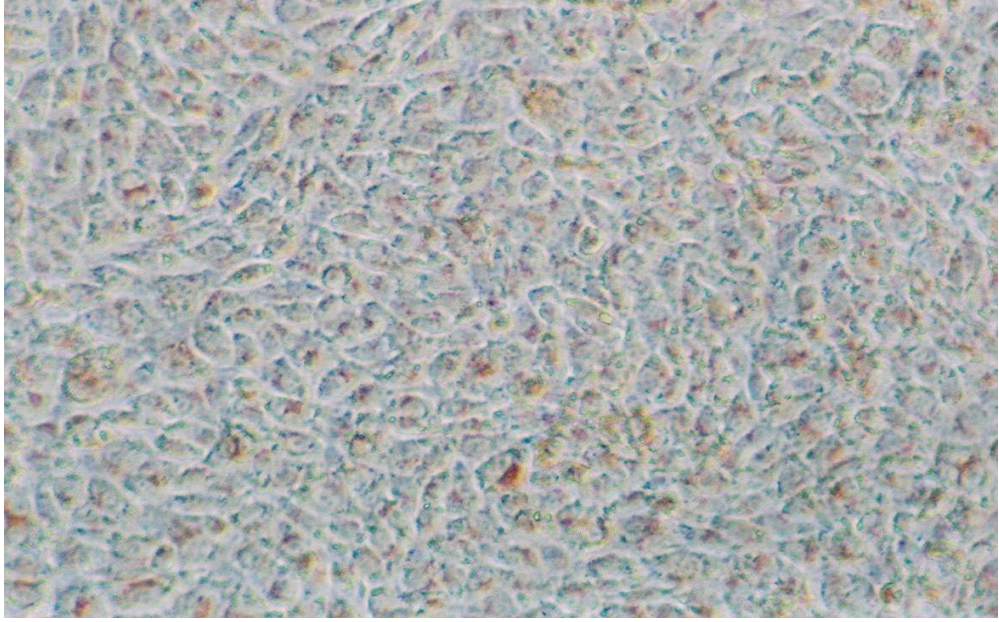
Logaritmik üreme fazının sonunda bulunan L929 hücrelerine 5ml tripsin çözeltisi (100ml % 2.5'luk tripsin ve 90ml 10 kez konsantre kalsiyum ve magnezyum içermeyen fosfat tamponlu tuzlu su konuldu ve bir dakika süreyle beklendi. Bu sürenin sonunda tripsin ortamdan uzaklaştırıldı ve kültür şişelerinin tabanında bulunan hücreler besi yeri ile yıkanarak ortama geçmeleri sağlandı. Elde edilen hücre süspansiyonu bir erlenmayer kabına aktarıldı ve hücreler neubauer lamı ile ışık mikroskopunda sayıldı. Bu hücre süspansiyonu 250.000 hücre/ml olacak şekilde besi yeri ile seyreltildi ve pipet ile 35mm genişlikteki ve 15mm derinlikteki petri kutularına 10'ar ml aktarıldı. Petri kutuları içindeki hücreler 37°

C' de ve %5 CO<sub>2</sub> içeren etüvde 24 saat bekletildi. Bekleme sırasında diğer taraftan % 3'lük agar çözeltisi hazırlandı ve 120° C' de 20 dakika otoklavda sterilize edildi. Sterilizasyondan sonra bu çözelti su banyosunda 48° C' de soğumaya bırakıldı. Bu çözelti aynı su banyosunda 48° C' de ısıtılan çift konsantre besi yeri ile 1:1 oranında karıştırıldı. 24 saat sonunda petri kutuları etüvden alındı, içerdikleri besi yeri uzaklaştırıldı ve hazırlanmış karışımdan 10'ar ml her bir petri kutusuna aktarıldı. Hücrelerin üzerini kaplayan agar tabakasının soğuması için 30 dakika beklendi (Resim 3).

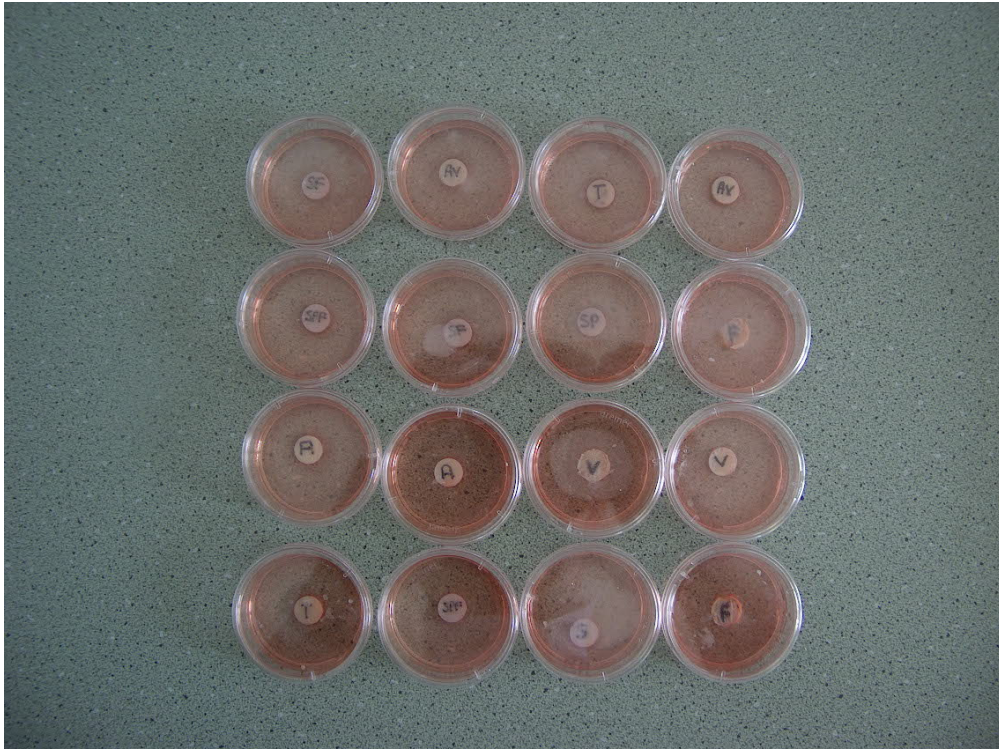
Bu süre sonunda 1:100 oranında CMF-PBS ile seyreltilen %1'lik nötral kırmızısı çözeltisinden 10'ar ml her bir petri kutusundaki agar tabakasının üzerine pipet ile aktarıldı ve petri kutuları karanlıkta 20 dakika bekletildi (Resim 4). Bu süre sonunda fazla nötral kırmızısı uzaklaştırıldı ve her bir petri kutusuna bir deney materyali yerleştirildi (Resim 5).



**Resim 3: Petrilere agar tabakası döküldükten 30dk. sonraki görünüm (x10).**



**Resim 4: Petrilere nötral kırmızı konulduktan hemen sonraki görünüm.  
(x10).**



**Resim 5: Örneklerin petri üzerine yerleştirilmiş görünümleri.**

Pozitif kontrol (toksik) olarak fenol emdirilmiş steril kurutma kağıdı diski kullanılırken, negatif kontrol (non-toksik) amacıyla DMEM emdirilmiş steril kurutma kağıdı diski kullanıldı. Petri kutuları 24 saat süreyle 37° C' de ve %5 CO<sub>2</sub> içeren etüvde bekletildi. Deneylerde kullanılan maddelerin agar difüzyon testindeki sitotoksiteleri ISO 10993-15 kriterlerine göre ışık mikroskobu altında değerlendirildi ve fotoğraflandı (Nikon, FDX-35, Japan). Bu değerlendirmede sitotoksosite derecesi Lizis-indeks (Tablo 7) yardımıyla saptandı.

**Tablo 7: Deneş materyalinin sitotoksik etkisinden zarar gören hücrelerin yüzdesi ve lizis indeks değeri.**

<b>LİZİS İNDEKS</b>	<b>ZARAR GÖREN HÜCRELERİN YÜZDESİ</b>
0	Açık renk bölge içinde zarar görmüş hücre saptanmadı.
1	Açık renk bölge içindeki hücrelerin %20'sinden azı zarar gördü.
2	Açık renk bölge içindeki hücrelerin %20-40'ı zarar gördü.
3	Açık renk bölge içindeki hücrelerin %40-60'ı zarar gördü.
4	Açık renk bölge içindeki hücrelerin %60-80'i zarar gördü.
5	Açık renk bölge içindeki hücrelerin %80'inden fazlası zarar gördü.

Çalışmamızın istatistiksel değeriendirmesi Cumhuriyet Üniversitesi İstatistik Bilim Dalı'nda yapıldı. Elde edilen veriler SPSS (ver:10.0) programına yüklenerek verilerin değeriendirilmesinde Kruskal-Wallis ve Mann-Whitney U testi kullanıldı. Değerieler tablolarda  $\pm$ SS olarak belirtildi ve yanılma düzeyi (p) 0,05 olarak alındı.

## BULGULAR

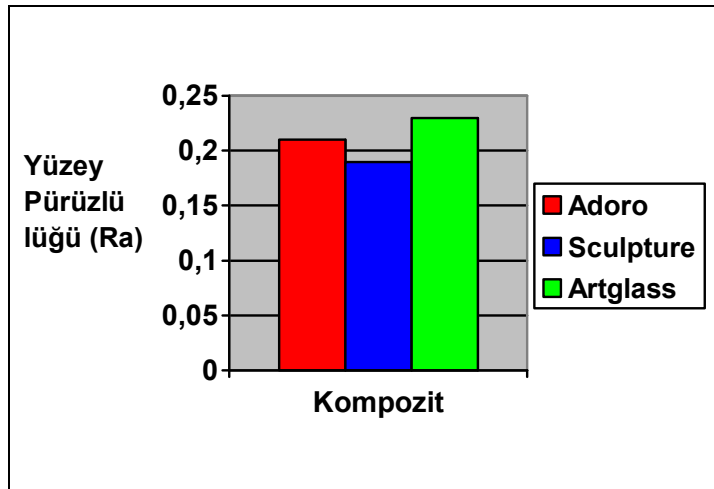
Çalışmada elde edilen bulguları yüzey pürüzlülüğü, yüzey sertliği ve sitotoksisite olmak üzere üç grupta toplandı.

### Yüzey Pürüzlülüğü Deneyine Ait Bulgular

Kompozit örneklerin ortalama yüzey pürüzlülüğü miktarları ve standart sapma değerleri Ra cinsinden Tablo 8 ve Grafik 1’de belirtilmiştir.

**Tablo 8: Kompozit örneklerin ortalama yüzey pürüzlülüğü miktarları ve standart sapma değerleri.**

Kompozit Örnek	Örnek Sayısı	Ortalama Pürüzlülük (Ra)	Standart Sapma
Adoro	24	0.21	0,06
Sculpture Plus	24	0,19	0,03
Artglass	24	0,23	0,04



**Grafik 1: Kompozit örneklerin ortalama yüzey pürüzlülüğü miktarları.**



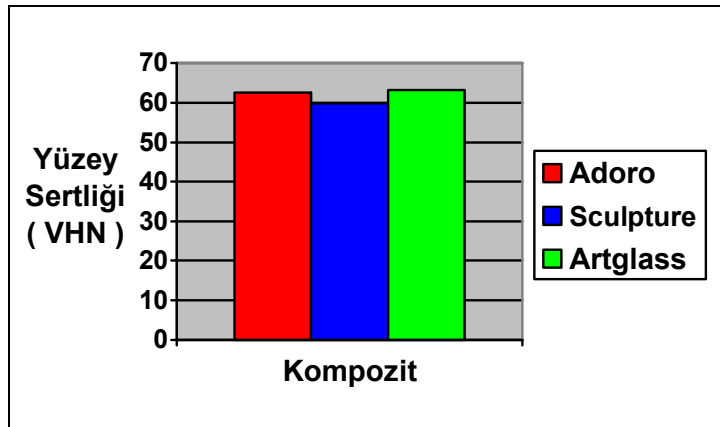
Her üç kompozit grubunun yüzey pürüzlülüğü miktarlarının arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ( $p=0,184$ ,  $p>0,05$ ). Ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri Ra cinsinden Sculpture Plus için 0,19, Adoro için 0,21 ve Artglass için 0,23 olarak ölçüldü.

### Yüzey Sertliği Deneyine Ait Bulgular

Kompozit örneklerin ortalama yüzey sertlik miktarları ve standart sapma değerleri Tablo 9 ve Grafik 2’de belirtilmiştir.

**Tablo 9: Kompozit örneklerin ortalama yüzey sertlik miktarları ve standart sapma değerleri.**

Kompozit Örnek	Örnek Sayısı	Ortalama Sertlik (VHN)	Standart Sapma
Adoro	24	62,64	6,34
Sculpture Plus	24	59,79	9,17
Artglass	24	63,23	4,58



**Grafik 2: Kompozit örneklerin ortalama yüzey sertliği miktarları.**

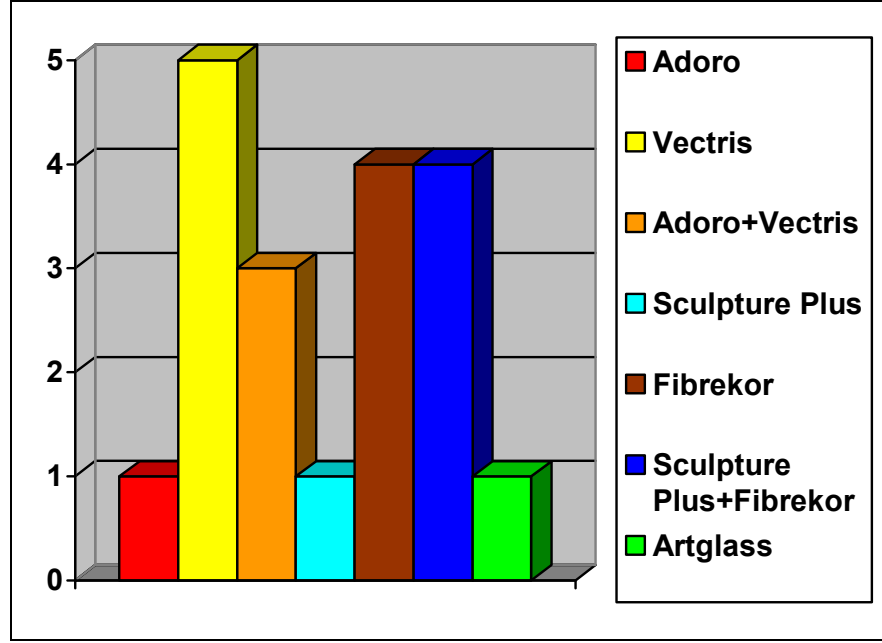
Her üç kompozit grubunun yüzey sertliği miktarlarının arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ( $p=0,228$ ,  $p>0,05$ ). Ortalama yüzey pürüzlülüğü değerleri Vickers Hardness Number (VHN) cinsinden Artglass için 63,23, Adoro için 62,64 ve Sculpture için 59,79 olarak ölçüldü.

### **Sitotoksisite Deneyine Ait Bulgular**

Kompozit ve fiber örneklerin Lizis İndeks değerleri ve gösterdikleri sitotoksik etkilerinin dereceleri Tablo 10 ve Grafik 3'te belirtilmiştir. Lizis indeks değeri pozitif kontrol grubunda 5, negatif kontrol grubunda 0 bulunmuştur. Gruplara göre sitotoksisite değerleri karşılaştırıldığında farklılık önemli bulunmuştur.

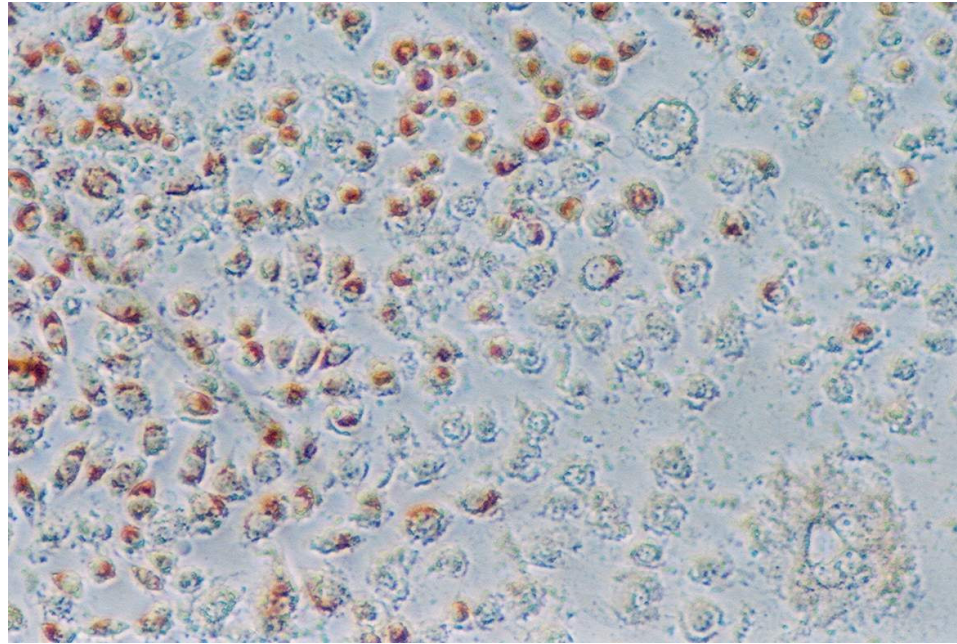
**Tablo 10: Test gruplarının Lizis İndeks değerleri ve gösterdikleri sitotoksik etkilerinin dereceleri.**

Test Grubu	Lizis İndeks	Sitotoksik Etki
Adoro	1	Hafif sitotoksik
Vectris	5	Şiddetli sitotoksik
Adoro+Vectris	3	Orta derecede sitotoksik
Sculpture Plus	2	Orta derecede sitotoksik
Fibrekor	4	Şiddetli sitotoksik
Sculpture Plus+Fibrekor	4	Şiddetli sitotoksik
Artglass	2	Orta derecede sitotoksik



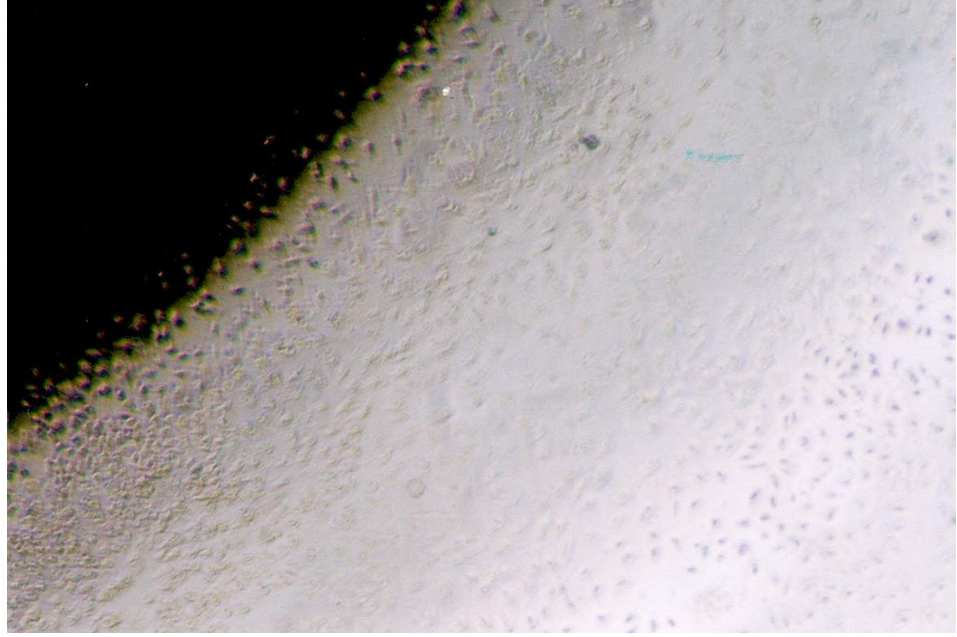
**Grafik 3: Kompozit ve fiber örneklerin Lizis İndeks değerleri**

Nötral kırmızı ile boyanan canlı hücreler kırmızı, cansız hücreler ise renksiz olarak gözlendi (Resim 6).

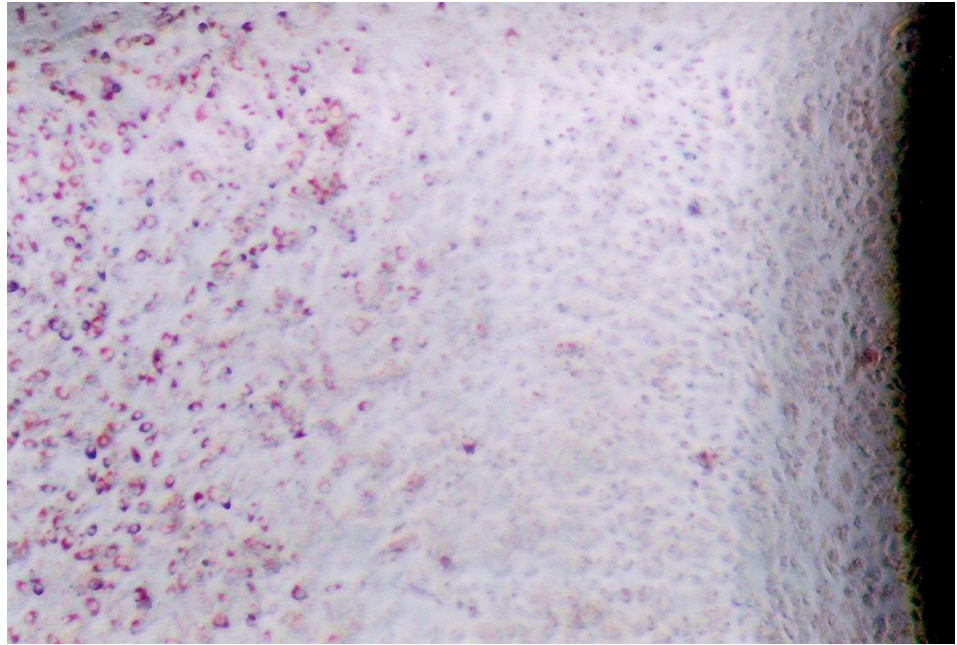


**Resim 6: Canlı – ölü hücre ayırım bölgesi (x10).**

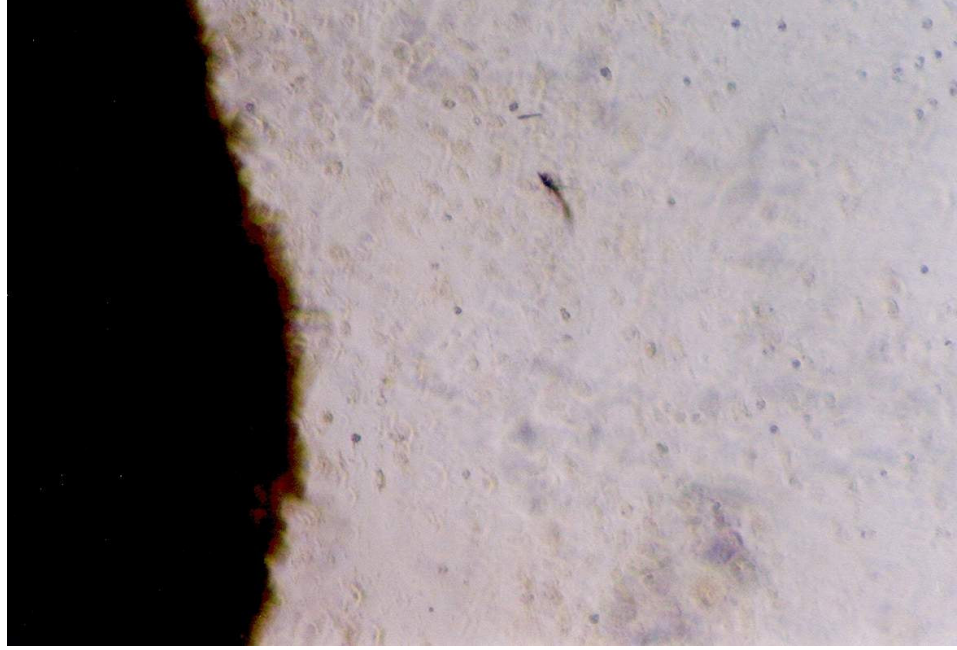




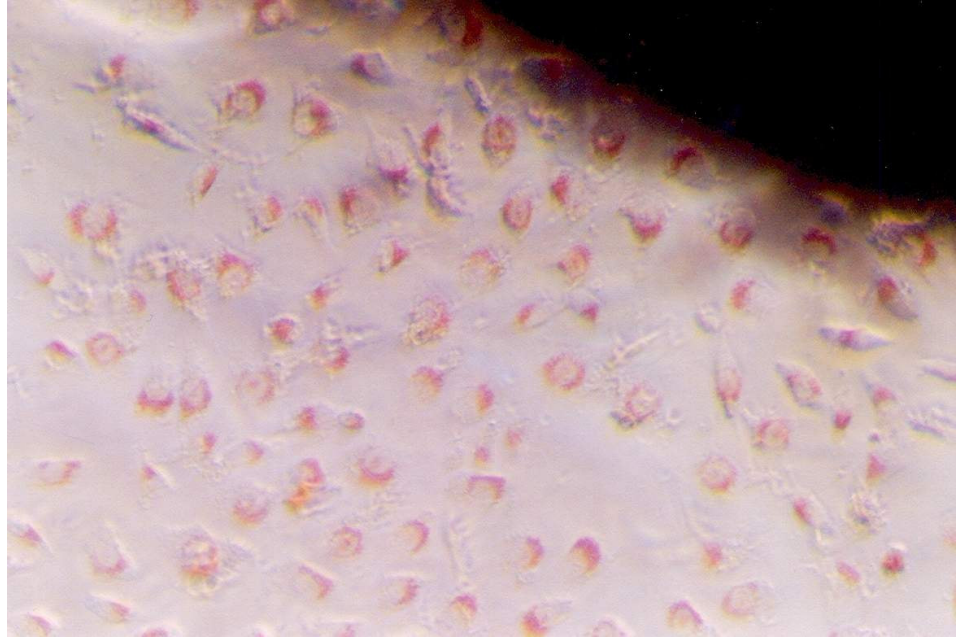
**Resim 7: Lizis indeksinin 2 olarak belirlendiği Artglass örneğinin mikroskopik görünümü (x4).**



**Resim 8: Lizis indeksinin 2 olarak belirlendiği Sculpture Plus örneğinin mikroskopik görünümü (x4).**



**Resim 9: Lizis indeksinin 5 olarak belirlendiği pozitif kontrol (toksik) fenolün mikroskobik görünümü (x4).**



**Resim 10: Lizis indeksinin 0 olarak belirlendiği negatif kontrol (non-toksik) DMEM emdirilmiş kurutma kağının mikroskobik görünümü (x4).**

Gruplara ait sitotoksosite değerleri ikişerli olarak karşılaştırıldığında ortaya çıkan farklılıklar Tablo 11’de belirtilmiştir.

**Tablo 11: Gruplara ait sitotoksosite değerleri ikişerli olarak karşılaştırıldığında ortaya çıkan farklılıklar.**

Test Grubu	Anlamlılık
Adoro ↔ Vectris	Var
Adoro ↔ Adoro+Vectris	Var
Adoro ↔ Sculpture Plus	Var
Adoro ↔ Fibrekor	Var
Adoro ↔ Sculpture Plus+Fibrekor	Var
Adoro ↔ Artglass	Var
Vectris ↔ Adoro+Vectris	Var
Vectris ↔ Sculpture Plus	Var
Vectris ↔ Fibrekor	Var
Vectris ↔ Sculpture Plus+Fibrekor	Var
Vectris ↔ Artglass	Var
Adoro+Vectris ↔ Sculpture Plus	Var
Adoro+Vectris ↔ Fibrekor	Var
Adoro+Vectris ↔ Sculpture Plus+Fibrekor	Var
Adoro+Vectris ↔ Artglass	Var
Sculpture Plus ↔ Fibrekor	Var
Sculpture Plus ↔ Sculpture Plus+Fibrekor	Var
Sculpture Plus ↔ Artglass	Yok
Fibrekor ↔ Sculpture Plus+Fibrekor	Yok
Fibrekor ↔ Artglass	Var
Sculpture Plus+Fibrekor ↔ Artglass	Var

Bu bulgulara göre test edilen Sculpture Plus ve Artglass kompozit materyalleri orta şiddette, Adoro materyali ise hafif şiddette sitotoksik etkili bulunmuştur. Fiber gruplarında ise Vectrisin Fibrekordan daha sitotoksik etkili olduğu tespit edilmiştir. Fiber grupları kompozit gruplarına göre daha fazla sitotoksik etki göstermiştir. Adoro ve Sculpture Plus gruplarına fiber eklenmesiyle sitotoksik etkinin arttığı gözlemlenmiştir. Ancak bu artış Sculpture/Fibrekor sisteminde Adoro/Vectris sistemine oranla daha fazla bulunmuştur.

## TARTIŞMA

Kompozitler üzerine yapılan çalışmalar daha açık renkteki kompozitlerin koyu renkte olanlara oranla daha fazla polimerizasyon derinliği sağladığını göstermektedir. Normal olarak koyu renkler daha yüzeysel polimerizasyona neden olurlar çünkü içerdikleri pigmentler ışığı daha çok absorbe ederek rezin materyalin alt katmanlarına penetrasyonunu azaltırlar (161). Bu nedenle çalışmamızda A3 rengindeki kompozitler kullanılmıştır.

Kompozit materyallerin sertlik ve pürüzlülük gibi fiziksel özellikleri polimerizasyon derecesinden etkilenmektedir. Polimerizasyon derecesini etkileyen diğer faktörler ışık şiddeti, ışık kaynağının yüzeyden uzaklığı, materyalin kalınlığı ve ışığın uygulanma süresidir (138,162). Kompozitlerin 2mm'den fazla olmayan kalınlıkta tabakalar halinde yerleştirilerek ışınlanması ve ışık kaynağının ucunun yüzeyden en fazla 3-4mm uzakta tutulması önerilmektedir (8).

Bu nedenle her üç test aşamasında kullanılabilecek şekilde örnekler yüksekliği 2mm ve çapı 8mm olan silindirik şekilde hazırlandı. Tanoue ve ark. (157) çalışmalarında en ideal mekanik ve fiziksel özelliklerin sağlanması için kompozit materyal ile aynı üreticinin sertleştirici cihazının kombinasyonunun kullanılması gerektiğini vurgulamışlardır. Çalışmamızda kullandığımız test örnekleri bu kriterlere dikkat edilerek üretici firmaların talimatları doğrultusunda Tablo 4'te belirtilen şekilde hazırlandı.

Polimerizasyon sürelerinin belirlenmesinde her materyal için firmaların önerdikleri süreler seçildi. Işık kaynaklarının test örneklerine uzaklığının standart

olarak 2mm olması sağlandı. Her örnek 1mm'lik iki tabaka halinde çelik kalıba yerleştirilerek ayrı ayrı polimerize edildi.

Klinik koşullarda kompozitlerin dış yüzeyleri, diş dokularıyla esas olarak temasta bulunan tabandaki bölgelere oranla daha iyi polimerize olur. Benzer koşulların sağlanması amacıyla, kompozitlerin toksisitelerinin belirlenmesinde sadece tek bir yönden ışık kaynağının uygulanması ve ışık uygulanmayan yüzeyin petri kabının yüzeyine gelecek şekilde yerleştirilmesi önerilmektedir (22). Bu nedenle biz de sadece kompozit örneklerin üst kısımlarından ışık kaynağını uyguladık.

Özgünaltay ve ark. (117) farklı bitirme ve polisaj işlemlerinin kompozitlerin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkilerini karşılaştırdıkları çalışmalarında en az pürüzlü yüzeylerin strip bant ile bitirilenlerde sağlanabildiğini bulmuşlardır. Benzer başka çalışmalarda da aynı sonuç elde edilmiştir (27,158,194). Strip bandın altında kalan oksijen ile reaksiyona giren radikallerin tepkimeye girmemiş monomerlerle reaksiyona girerek zamanla polimerizasyonu sağladıkları düşünülmektedir. Radikallerin yarı ömürleri göz önüne alındığında, ışıkla polimerizasyondan sonra birkaç gün daha polimerizasyon devam edebilmektedir (118). Bu nedenle çalışmada örnekler 24 saat distile suda bekletildikten sonra testler gerçekleştirildi.

Strip bant oldukça kullanışlı bir materyal olmasına rağmen her zaman gerekli konturların sağlanması mümkün olmamaktadır. Gordan ve ark. (54) farklı yüzey bitirme işlemlerinin rezin esaslı kompozitlerin sertlikleri üzerindeki etkisini inceledikleri çalışmalarında, yüzeyi strip bant ile bitirilen kompozit örneklerin yüzey sertlik değerlerini test edilen diğer polisaj işlemlerinden daha düşük

bulmuşlardır. Park ve ark. (118) strip ile bitirilmiş kompozitlerle polisajlanmış kompozitlerin yüzey sertliklerini karşılaştırmışlardır. Strip ile bitirilmiş kompozit örneklerin yüzey sertlik değerlerini polisajlanmış kompozitlere göre ilk 15 dakika ve 6 saat sonra önemli ölçüde düşük bulmuşlardır. Ancak 6 gün sonra iki test grubu arasındaki farkın ortadan kalktığını belirtmişlerdir.

Bu nedenle klinik uygulamalarda strip bant uygulamasından sonra genellikle ek kontur düzeltmeleri gerekir. Jung (76) bu aşamada elmas bitirme frezlerinin yüksek kesme etkinlikleri sayesinde kaba tesfiye ve konturlamada, düşük kesme etkinlikleri sayesinde karbit bitirme frezlerinin de ince tesfiye ve bitirmede kullanılmasının uygun olduğunu belirtmişlerdir. Özgünaltay ve ark. (117) ise karbon veya elmas frezleri takiben alüminyum oksit disklerin kullanımının en pürüzsüz yüzeyleri oluşturduğunu belirtmişlerdir. Biz de çalışmamızda kompozitlerin üst yüzeylerine strip bant yerleştirerek polimerizasyonu tamamladık. Daha sonra her kompozit örnek için firmaların önerdiği polisaj işlemlerini gerçekleştirdik.

### **Yüzey Pürüzlülüğü Testi Bulgularının Değerlendirilmesi**

Yüzey kalitesi dental restorasyonların oral kavitedeki durumunu birçok yönde etkileyen önemli bir faktördür. Pürüzlü yüzeyler düzgün yüzeylere oranla daha fazla plak ve plak içeriği toplar. İyi polisajlanmış restorasyonlar antagonistik yüzeylerde daha az abraziv etki ve daha yüksek aşınma direnci gösterirler. Restorasyonların okluzal temas bölgelerindeki pürüzlü yüzeyler ise, karşıt bölgedeki minenin aşınmasına ve bu sayede de kaybına neden olurlar (92).

Düzgün yüzeyler daha doğal görünüm sağlar ve renklenme olasılığını azaltırlar (77).

Dental kompozitlerin mekanik ve işleme özellikleri, güçlendirici doldurucunun partikül büyüklüğü ve derişiminden büyük oranda etkilenmektedir. Uygun bitirme ve polisaj işlemleri restore edilmiş dişin estetiğini ve uzun dönem klinik başarısını arttıran önemli basamaklardır. Materyalin kendi fizikokimyasal özellikleri ile birlikte restorasyonun bitirilmesi, yüzey pürüzlülüğü ve yüzey bütünlüğü plak retansiyonu, periodontal sorunlar, tekrarlayan çürükler ve rezin kompozitteki renk değişikliklerine neden olabilmektedir (131,162).

Pürüzlü yüzeyler ise restore edilen dişlerde plak akümülyasyonuna, tekrarlayan çürüklere, dişeti iltihaplarına ve periodontal ataçman kaybına yatkınlığı arttırırlar. Estetik açıdan, restorasyonlar lekelenmeler ve renk değişiklikleri nedeniyle kabul edilemez duruma gelebilirler (188).

Geleneksel ve packable rezin kompozitlerin temel farklılıkları doldurucu veya rezin bileşenlerin farklılıklarından kaynaklanmaktadır (131).

Kompozit yüzeylerin şekillendirilmesi iki aşamadan oluşturulmaktadır. Bitirme kaba çıkıntuların alınmasını, anatomik formun verilmesini ve yüzeyin ilk düzeltilmesini içerir. Polisaj aşamasında ise yüzey pürüzlülüğü mümkün olan en düşük seviyeye indirilmeye çalışılır (77).

Üretici firmalar bitirme ve polisaj işlemleri için birçok farklı sistemler geliştirmişlerdir. Bunlar elmas frezler, karpit frezler, aşındırıcı lastikler, aşındırıcı diskler ve polisaj patlarıdır. (92)

Jung ve ark. (77) üç packable ve bir hibrit kompozitin bitirme işleminden sonra yüzey geometrisini incelemişler ve iki elmas frez veya bir elmas frezi takiben bir tungsten karpit frez kullanımının bütün kompozitlerde başlangıçtaki pürüzlülük oranını yarı yarıya düşürdüğünü belirtmişlerdir.

Huan Lu ve ark. (92) üç mikrohibrid, bir mikrodoldurucu ve bir deneysel mikrohibrid kompozit üzerinde 3 farklı polisaj sisteminin yüzey pürüzlülüğü üzerine etkisini incelemişlerdir. Çalışmalarının sonucunda rezin kompozitlerin yüzey pürüzlülüğü değerlerinin değerlendirilmesinde polisaj sistemlerinin önemli bir rolü olduğunu belirtmişlerdir.

Reis ve ark. (131) üç packable ve bir klasik mikrohibrit kompozit üzerinde, farklı bitirme işlemlerinin yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkilerini karşılaştırmışlardır. Yüzey pürüzlülüğünün kompozitin içeriği ve kullanılan polisaj ajanı ile yakından ilişkili olduğunu belirtmişlerdir. Mikrohibrit kompozitlerin daha pürüzsüz, büyük partiküllü kompozitlerin daha pürüzlü yüzeye sahip olduğunu belirtmişlerdir.

Bir kompozit bitirme sisteminin etkili olabilmesi için aşındırıcı (abraziv) partiküllerin doldurucu materyalden daha sert olması gerekir. Aksi takdirde, polisaj ajanı sadece yumuşak rezin matriksi kaldıracak ve doldurucu partikülleri çıkıntı yaratacak şekilde yüzeyde bırakacaktır. Örneğin klasik kompozitlerde polisaj işlemlerinden sonra sert quartz partiküllerinin etrafında kraterler oluşur. Bunun sonucunda, restorasyonun yüzeyinde düzensizlikler oluşur (43). Alüminyum oksidin sertliği kompozit formülasyonlarında kullanılan birçok doldurucu materyalden önemli oranda daha yüksektir. Pürüzsüz bir yüzey



oluşturan Sof-Lex disklerin kullanımlarının artması, rigid matriksteki alüminyum oksit abraziv varlığı ile açıklanabilir. Bu abraziv, doldurucu partikülleri yassılaştırırken daha yumuşak olan rezin matriksi de aynı oranda aşındırmaktadır (163).

Packable materyaller yüksek doldurucu miktarı ile karakterizedirler ve hibrit kompozitlerle karşılaştırıldıklarında daha farklı bir yoğunlukları vardır. Packable rezin kompozitler stres altındaki posterior bölgede kullanım için uygundur (163).

Akışkan kompozitlerin doldurucu oranı hacimsel olarak %65 iken, packable kompozitlerde bu oran %80'dir. Bu nedenle packable kompozitlerin yüzey pürüzlülüklerinin daha fazla olması beklenebilir. Üçtaşlı ve ark. (163) packable ve akışkan kompozitlerin yüzeyinde Sof-Lex disklerle yaptıkları çalışmalarında iki grubun yüzey pürüzlülüklerinin arasında bir fark bulmamışlardır. Bunun nedeninin Ra değerlerinin farklı şekillerde değerlendirilmesinden kaynaklanabileceğini belirtmişlerdir.

Packable kompozitlerde rezin matriks minimize edilerek doldurucu içerik maksimize edilmektedir. Azaltılmış matriks hacmi bitirme ve polisaj işlemleri sırasında tercih edilen şekilde rezin fazın kaybının azalmasına ve bu nedenle de kabarık şekilde duran doldurucu bölgelerin azalmasına sebep olur (163).

Turssi ve ark. (162) yaptıkları çalışmada, pH-siklusunu takiben 10000 diş fırçası darbesinin, rezin esaslı materyallerin yüzey pürüzlülüğüne etkisini araştırmışlar ve test edilen materyallerden hemen hemen hepsinin yüzey pürüzlülüğünde kayda değer bir artış saptamışlardır.

Chimello ve ark. (25) diş fırçalamasından sonra akışkan, mikrodolduruculu ve hibrit tipteki 6 farklı kompozitin yüzey pürüzlülüklerini karşılaştırmışlardır. Diş fırçalaması sonrasında kompozitlerin yüzeylerinde oluşan değişikliklerin içeriğe ve yapısal özelliklere bağlı olduğunu vurgulamışlardır. Doldurucuların tipi, miktarı ve dağılımı ile ilgili olarak mekanik özelliklerdeki değişikliklerin belirlenebilmesi için ek çalışmaların gerektiğini belirtmişlerdir.

Ryba ve ark. (137) yaptıkları çalışmada alüminyum oksit disklerle veya bir plastik polisaj sistemiyle polisajı yapılan rezin bazlı bir hibrit kompozit ile rezin bazlı 5 farklı packable kompozit rezinin yüzey pürüzlülüklerini karşılaştırmışlar ve çalışmanın sonucu olarak bu farklı polisaj sistemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulamamışlardır. Ancak buldukları değerlerin göstergesi olarak, doldurucu partikül büyüklüğünün artmasıyla yüzey pürüzlülüğünün de arttığını vurgulamışlardır.

Tanoue ve ark. (157) mevcut protetik kompozitler üzerinde, diş fırçalamanın yüzey pürüzlülüğüne etkisini incelemişlerdir. Çalışmalarında, Artglass, Sculpture ve Targis de dahil olmak üzere 7 farklı kompozit materyal kullanmışlardır. En az yüzey pürüzlülüğü değerlerini Sculpture göstermiştir. Sonuç olarak protetik kompozitin tipinin, diş fırçalamasından sonra oluşan yüzey pürüzlülüğünü önemli ölçüde etkilediğini belirtmişlerdir. Mikrodolduruculu kompozit materyaller hibrit kompozitlerle kıyaslandıklarında polisajdan sonra daha pürüzsüz yüzeylere sahiptirler. Kompozit materyalin yüzey pürüzlülüğü monomer içeriği, partikül büyüklüğü ve doldurucu içeriğinden etkilenmektedir.

Çalışmamızın sonuçları bu araştırmaların sonuçlarıyla benzerlik, en az pürüzlülük değerlerinin Sculpture materyalinde bulunması ile de Tanoue ve ark.'nın çalışması ile paralellik göstermektedir. Ancak bu çalışmada bizim sonuçlarımızdan farklı olarak test edilen kompozit materyallerin pürüzlülükleri arasındaki fark önemli bulunmuştur.

Çalışmamızda da en yüksek yüzey pürüzlülüğü değerleri en büyük partiküllere sahip olan Artglass grubunda bulunmuştur. Ancak gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamasını pürüzlülük değerlerinin farklı şekillerde değerlendirilme şekline ve test edilen kompozitlerin hepsinin aynı gruba ait olmasına bağlanabilir.

### **Yüzey Sertliği Testi Bulgularının Değerlendirilmesi**

Rezin esaslı kompozitlerin kendi özelliklerinden sertlik, materyalin klinik başarısını etkileyen önemli mekanik özelliklerdendir. Kalıcı yüzey değişikliğine karşı direnç olarak tanımlanan sertlik, materyalin yüzey bitirme işlemlerinin kolaylaştırılması ve yüzeyin çiziklere karşı direnci ile ilişkilidir. Ayrıca sertlik, materyalin polimerizasyon derinliği derecesinin de göstergesidir.

Bitirme işlemleri restorasyonun yüzey renklenmesi, plak akümüasyonu ve aşınma direnci gibi birçok özelliğini etkilemektedir. Bununla beraber, farklı bitirme teknikleri de kompozitlerin özelliklerini etkilemektedir. Düşük yüzey sertliği olan maddeler daha kolay çizilebilmektedirler. Yüzey çizikleri materyalin yorgunluğuna ve bu sebeple de restorasyonun erken başarısızlığına neden olurlar. Ayrıca agresif bitirme teknikleri veya aşırı ısınma, rezin esaslı kompozit

materyallerin yüzeylerinin zarar görerek aşınmanın hızlanmasına neden olurlar (54).

Kompozitlerin sertlik değerleri mikrosertlik olarak ölçülür. Sertlik genellikle strip bant ile temasta olan yüzeylerden ölçülmektedir (66). Hofmann ve ark. (66) sertliğin yüzeyin hemen altında yüzeye oranla birkaç yüz kat daha fazla olduğunu bulmuşlardır. Bunun nedeni olarak, materyalin kütlesinin içerisinde serbest bir radikal üç boyutlu olarak muhtemel reaksiyon ortaklarıyla sarılmakta olmasına karşın, ara bölgede bulunan bir radikalın muhtemel reaksiyon ortağı bulabilme ihtimalinin daha az olmasına bağlamışlardır. Bu ara yüz etkisini kaldırmak için çalışmada yüzey tabakası 0,5mm oranında ıslak zımpara ile kaldırılarak sertlik ölçümleri gerçekleştirildi.

Teorik olarak bütün indirekt rezin materyaller, doldurucu içerikleri hemen hemen birbirlerine yakın olması nedeniyle benzer mekanik özellikler göstermelidir. Bu doldurucular ise genellikle oksijen, alüminyum, silikon ve baryumdur. (94)

Bir kompozitin bütün özellikleri rezin matriksin içeriği, doldurucunun tipi, büyüklüğü, hacim olarak yüzdesi, rezin matrikse bağlanma oranı ve polimerizasyonun şeklinden etkilenir (66). Bu nedenle, matriksin tipi ve polimerizasyon sırasında oluşan değişim, özellikle oral koşullarda zamanla mekanik özellikleri de etkilemektedir. (28)

Matriksin içinde bulunan doldurucu partiküller matriksin kendisinden daha iyi mekanik özellikler sağlar. Bu nedenle belli bir seviyeye kadar doldurucu miktarındaki artışın mekanik özellikleri arttırması beklenmektedir.

Packable kompozitler posterior rezin esaslı kompozitlerin işleme özelliklerini iyileştirmek amacıyla geliştirilmişlerdir. Bu kompozitler klasik olanlara kıyasla daha sert ve daha az yapışkandırlar ve bu sayede daha kolay kondanse edilebilirler. Bunlar amalgam-benzeri veya amalgam-alternatifi ürünler olarak piyasaya sürülmüşlerdir. Yüksek yoğunlukları doldurucuların tipi, miktarı, dağılımı, şekli ve büyüklüğü ile belirlenmektedir (113).

Dental malzemelerin sertliklerinin tespitinde Brinell, Knoop, Barcol, Rockwell ve Vickers test metodları tercih edilmektedir. Ancak bu testlerden Rockwell daha çok endüstride kullanılmaktadır ve Brinell testi ile beraber kırılğan malzemeler için uygun değildir. Vicker's testi kompozit materyallerin mikrosertliklerinin ölçümü için uygun olan ve dişhekimliğinde sık kullanılan bir metottur (32,94). Bu nedenle biz de çalışmamızda mikrosertlik ölçümü için Vicker's yöntemini kullandık.

Poskus ve ark. (121) yaptıkları çalışmada rezin kompozitlerdeki Knoop ve Vickers sertlik değerlerini karşılaştırmışlar ve her iki sertlik ölçümünün birbiriyile pozitif korelasyon gösterdiğini belirtmişlerdir.

Klasik sertlik testlerinde sertlik değerlerinin belirlenmesinde batıcı ucun uyguladığı yük kaldırıldıktan sonra oluşan deformasyon gözle incelenir. Kontak süresi, oluşabilecek herhangi bir vibrasyon veya oluşan iki diagonale de aynı anda odaklanabilme zorluğu nedeniyle bazı elastik geri dönüşler nedeniyle bu yöntemde hatalar oluşabilir. Klasik yönteme nazaran derinlik ölçülerek uygulanan sertlik testleri, test edilen materyaldeki deformasyonun yüzey alanını değil, derinliğini ölçmektedir. Derinlik ölçen aygıtlar yük uygulanan ve uygulanmayan

bölgelerdeki derinlik farklılıklarını belirleyebilmektedirler. Bu sayede materyalin elastisite modülünü de otomatik olarak ölçerek görsel olarak sertliğin belirlendiği klasik metotlara avantaj sağlamaktadırlar (121).

Biz de bu nedenle çalışmamızda klasik metot yerine derinlik ölçülerek uygulanan sertlik testini tercih ettik.

Kompozitlerin sertlik ölçümünde batıcı ucun matriks ya da doldurucu üzerine değmesine bağlı olarak sertlik değerlerinde anlamlı farklılıklar oluşabilmektedir. Bu sebeple yüzey sertliği ölçümleri yapılırken örneklerin üzerinden 1'den fazla sayıda ölçüm yapılması önerilmektedir (32,94). Çalışmamızda her örnekten 3'er ölçüm yapıp ortalamaları alındı. Ölçüm esnasında çok yüksek değer görüldüğünde batıcı ucun doldurucu partiküller üzerine geldiği düşünülerek bu değerler ortalamaya dahil edilmedi.

Abate ve ark. (1) farklı polimerizasyon parametrelerinin kompozitlerin sertliği üzerine etkisini araştırmışlardır. Parametre olarak ışık kaynağı ile materyalin arasındaki uzaklığı, aktivasyon zamanını ve aktivasyon şiddetini belirlemişlerdir. Bu parametrelerden de sadece aktivasyon şiddetinin sertliğe etkisi olduğunu belirtmişlerdir.

Quance ve ark. (124) kompozitlerin sertlik değerlerini inceledikleri çalışmalarında ürün, yüzey, saklama ısısı ve ışık kaynağının sertlik değerlerini etkilediğini belirtmişlerdir. Ayrıca materyalin içeriğinin de önemli olduğunu vurgulamışlardır.

Mandikos ve ark. (94) yaptıkları çalışmalarında dört farklı ikinci nesil indirekt kompozitin aşınmaya karşı dirençlerini ve sertliklerini karşılaştırmışlardır.

Örnekleri distile suda beklettikten sonra en az iki hafta süre ile de 37°C'de bekletmişlerdir. Vickers sertlik ölçme metodu ile her gruptan 12 örneğin içinden rasgele seçilen 5'er sertlik testini uygulamışlardır. Çalışmanın sonucunda materyallerin sertlikleri üretici firma ve bulunan değer olarak sırasıyla Sculpture(80–88.8), BelleGlassHP (75–90.7), Artglass (46.2–38.8) ve Targis (NA–40.5) olarak bulunmuştur. Aşınma ve sertlik arasında ters yönde ve aşınma ve yüzey pürüzlülüğü arasında doğru yönde önemli bir ilişki bulmuşlardır. Çalışmanın sonucu olarak, ikinci nesil indirekt kompozitler aşınma direnci ve sertlik açısından yeterli bulunmamışlardır.

Say ve ark. (141) farklı rezin kompozitlerin aşınma ve sertliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarının sonucunda, rezin kompozitlerin inorganik doldurucu içeriği ile sertlikleri arasında pozitif bir korelasyon bulmuşlardır. Doldurucu oranı arttıkça sertlik değerlerinin de arttığını belirtmişlerdir. Bununla beraber, doldurucu partiküllerin polimer matrikse bağlanma derecelerinin sertlik değerlerini etkilediğini vurgulamışlardır. Resin matriksin polimerizasyon derecesinin kompozitin sertliğini etkilediğini belirtmişlerdir.

Diaz-Arnold ve ark. (35) sabit protetik restorasyonlarda kullanılan 5 farklı geçici restorasyon materyalinin sertliklerini karşılaştırmışlar ve çalışmalarının sonucunda bis-akril rezin kompozitlerin mikrosertlik değerlerini metil metakrilat rezin kompozitlere oranla daha yüksek bulmuşlardır. Bis akril kompozitlerdeki baz madde çift fonksiyonlu akrilat içerir. Bu sayede çapraz bağlar oluşturularak geliştirilmiş mekanik özellikler elde edilir. Metakrilatlarda çapraz bağlanma yoktur ve basınçlı polimerizasyon olmadığında hava teması sonucunda mekanik

özelliklerde zayıflama oluşur. Bis-akril rezinler ayrıca abrazyona karşı direncin sağlanması ve polimerizasyon büzülmesinin azaltılması amacıyla inorganik doldurucu içerirler.

Kwon ve ark. (85) kompomerler üzerinde yaptıkları çalışmada doldurucu içeriğinin oranı ile mikrosertlik arasında doğru orantı bulunduğunu belirtmişlerdir.

Demirel ve ark. (32) indirekt ve direkt kompozit rezin materyallerin mekanik özelliklerini karşılaştırdıkları çalışmalarında, vicker's sertlik değerlerini büyükten küçüğe sırasıyla Belleglass HP > Artglass > Targis olarak bulmuşlardır. Her üç kompozit materyalin doldurucu içeriği ile miktarının ve partikül büyüklüklerinin benzer olmasına rağmen sertlik değerlerindeki farklılığı polimer matriks içeriklerindeki farklılığa bağlamışlardır.

Kim ve ark. (83) yaptıkları çalışmalarında kompozitleri doldurucu partiküllerine göre ayırmışlar ve partikül şeklinin sertliği etkilediğini belirlemişlerdir. Elde ettikleri sertlik değerlerini sırasıyla yuvarlak partiküllü > düzensiz şekilli, düzensiz şekilli-önceden polimerize edilmiş > önceden polimerize edilmiş olarak belirtmişlerdir.

Yapılan bu çalışmalarda kompozitlerdeki doldurucu oranının arttırılmasının aşınma direnci, sıkıştırma direnci, sertlik, su emilimi ve elastik modülünü optimize ettiği belirtilmiştir. Bu sonuçlar bizim çalışmamızın sonuçlarıyla paralellik göstermemektedir. Ancak daha sonraki çalışmalarda doldurucu oranı ile mekanik özellikler arasında bir ilişki olmadığı ileri sürülmüştür (94,157). Bu çalışmada da en yüksek doldurucu içeriği olmamasına karşın en yüksek mikrosertlik değerleri Artglas'ta bulunmuştur. Doldurucu partikül içeriği ve



kompozitin mekanik özellikleri arasındaki olası doğrusal ilişkiadaki farklılığı, üreticilerin ürünler hakkında verdikleri bilginin şüpheli olabileceği konusuna bağlanmıştır. Biz de çalışmamızda firmaların ürünleri hakkında sabit değerler vermesine karşın, araştırmacıların belli ürünler için farklı içerik değerleri verdiklerini belirledik.

### **Sitotoksosite Testi Bulgularının Değerlendirilmesi**

Çalışmamızda toksik etkileri araştırılan bütün kompozit ve fiber örneklerden hücre kültür ortamına L929 fibroblast kültür hücrelerinin canlılığını olumsuz yönde etkileyecek artık madde salınımı olduğu, agar difüzyon testinde yer alan erime indeksi verileri ile saptanmıştır. Agar difüzyon testinde kullanılan hücrelerin mikroskopik incelenmesi sonrasında bütün protetik malzemelerin hücre ölümüne neden oldukları ve bu etkinin hafif toksikten şiddetli derecede toksik etkiye kadar değişebildiği gözlemlenmiştir.

Sitotoksosite birçok metot ile belirlenebilmektedir. Bunlar hücre sayımı, proliferasyon oranlarının belirlenmesi, farklı hücre ürünlerinin sentezi veya enzim aktivitelerinin saptanması ve membran bütünlüğünün belirlenmesi şeklinde olabilmektedir (145).

In vitro testlerde seçilen test yönteminin uygunluğu, hücrelerin tipi, hücrelerin maruz bırakıldığı ortam ve beklenen/alınan cevabın tipi önem taşımaktadır (189).

Test örneklerinin hazırlanmasında araştırmacıya esneklik sağlaması ve bütün dünya tarafından kabul gören bir standart olması bakımından ISO standartları

tercih edilmiştir. Çalışmamızda International Organization For Standardization (ISO) tarafından hazırlanan 10993 – 5 no'lu protokolün “sitotoksisite testleri - invitro yöntemler” bölümü rehber alınmıştır (70).

Agar difüzyon testi dişhekimliğinde sıklıkla kullanılan bir test metodudur (78,88,142,145,150). Pek çok araştırmacının tercih etmesi verilerin tartışılabilirdiği bir yöntem olmasını sağlamaktadır. İndirekt metodun kompozit ve fiber malzemeler için uygun olması nedeniyle, çalışmamızda ISO protokolünde belirtilen agar difüzyon testi seçilmiştir. Bu yöntemde toksisite, malzemelerin hücre zarı geçirgenliği üzerine yaptıkları etki ile değerlendirilmektedir. Hücreler ile malzeme arasında, malzemedan ayrışabilen maddelerin içerisine diffuze olabildiği geçirgen bir agar tabakası vardır. Canlı hücrelerin vital boya ile boyanması yoluyla toksik etki belirlenebilmektedir.

Agar difüzyon testi materyaller arasındaki, erken dönem sitotoksik aktiviteyi ayırt etmek için kabul edilmiş bir metottur. Bununla beraber, gözlenen sitotoksik etkinin ne kadar süreyle devam edeceği konusunda bir bilgi vermez. Elde edilen veriler ancak örneklerin karşılaştırılmasında kullanılabilir (78).

Çalışmamızda klinik koşullara benzer şartları oluşturmak için bariyer olarak agar tabakası kullanılmıştır. Mukozal membran ve epitelin fonksiyonu agar tabakası ile sağlanmıştır. Bariyer tabakanın kalınlığına bağlı olarak kompozit malzemedan sızan maddelerin hücre tabakasına difüzyonu farklılık gösterebilmektedir. Bariyer tabaka miktarının malzemenin potansiyel toksik etkisini maskeleyişini önlemek ve difüzyon aralığının eşit olmasını sağlamak amacıyla agar tabakasının miktarı 10ml olarak belirlenmiştir.

Laboratuar koşullarında kompozitlerdeki monomer salınımı büyük oranda ilk 24 saatte tamamlanır, bu yüzden rezin kompozitlerin toksik etkileri daha çok bu safhada meydana gelmektedir. Başlangıçtaki salınımın hemen oluşmasına rağmen madde salınımı daha sonra azalarak da olsa devam etmektedir (73). Bu nedenle sitotoksisite testinden önce kompozit örnekler ilk 24 saat distile su içerisinde bekletilerek oluşması olası monomer salınımının etkisi elimine edilmeye çalışıldı.

L929 devamlı hücre kültür hatları; dental malzemelerin sitotoksisite testlerinde standart olarak kullanılan fibroblast hücre kültürleridir (154,190).

Taira ve ark. (154) metil metakrilatın sitotoksik etkisini dört farklı fibroblast kültürü üzerinde inceledikleri çalışmalarında MMA monomerinin sitotoksik etkisinin dört hücre grubu arasında belirgin olarak farklılık gösterdiğini saptamışlar, kullanılan hücre kültürlerini hassasiyet derecelerine göre C3H10T1/2 > L929 > Balb3T3 > MC3T3 olarak sıralamışlardır.

Wataha ve ark. (192) 14 farklı metal iyonunun üzerinde, sitotoksisitesinin belirlenmesinde kullanılan 4 farklı hücre tabakasını karşılaştırmışlardır. Çalışmalarında Balb/c 3T3, L929, ROS 17/2.8 ve WI-38 hücrelerini kullanmışlar ve en duyarlı hücre grubu olarak Balb/c 3T3 hücre grubunu, en az duyarlı olarak da WI-38 hücre grubunu bulmuşlardır.

Schedle ve ark. (143) test ettikleri toksik maddelerin L929 fibroblastları ile gingival fibroblastlarda benzer sonuçlar gösterdiğini belirtmişlerdir. L929 hücrelerinin primer hücelere kıyaslandıklarında gelişmiş yeniden üretilebilme avantajları da bulunmaktadır.

Saw ve ark. (140) yaptıkları sitotoksosite çalışmalarında geçerliliği, popülerliği ve in vitro koşullarda üreyebilmesi nedeniyle L929 hücrelerini tercih etmişlerdir.

Biz de bu nedenlerden dolayı çalışmamızda hücre grubu olarak L929 hücrelerini kullandık.

Farklı canlılık testlerinden elde edilen sonuçlar her zaman birbirleri ile ilişkili olmamaktadır. Bunun nedeni, kullanılan canlılık testlerinin farklı hedef noktalarının olmasıdır. Örneğin, nötral kırmızı testi hücrelerin membran bütünlüğünü hedef alırken MTT testi mitokondriyal aktiviteyi hedef alır (22). Nötral kırmızı plazmadan ve organel membranlarından kolaylıkla geçip lizozomlarda biriken hafif katyonik bir boyadır. Test ajanlarının neden olduğu membran bütünlüğünün bozulması nötral kırmızının retansiyonunda azalmaya neden olur. Hasarlı veya ölü hücreler sağlıklı kontrol hücrelerine göre renksiz görülürler. Renksiz bölge inhibisyon bölgesi (İB) olarak adlandırılır ve bölgenin genişliği de materyalin toksisitesinin şiddetini belirler (22,150). Bir çok araştırmacı duyarlı ve sayısal bir test metodu olan nötral kırmızı kullanımını tercih etmişlerdir (22,140,150,151).

Biz de bu nedenlerden dolayı canlı-ölü hücre ayırımının tespitinde nötral kırmızı kullandık.

Cao ve ark. (22) yaptıkları çalışmada direkt ve indirekt testlerin arasında bir korelasyon olduğunu belirtmişleridir. Ancak aynı çalışmada bu testlerle ekstre testi arasında iyi bir korelasyon olmadığını vurgulamışlardır. Saw ve ark. (140) yaptıkları çalışmada aynı sonuca ulaşmışlardır.

Bouillaguet ve ark. (17) rezin esaslı dental restoratif materyallerin uzun dönem sitotoksisitelerini karşılaştırdıkları çalışmalarında örneklerden salınan maddeleri kullanarak indirekt yöntemi tercih etmişlerdir.

Bir diğer test yöntemi kompozit örneklerin hücreler ile direkt teması ile yürütülen sitotoksosite değerlendirmesidir. Wataha ve ark. (190) metal alaşımların sitotoksisiteleri üzerinde yaptıkları çalışmalarında direkt ve indirekt yöntemin sonuçları arasında farklılıklar bulmuşlardır.

Polimerize edilmiş rezin esaslı dental materyallerden artık monomerler ve aktive ediciler gibi diğer bileşenler salınma uğrar. HEMA ve TEGDMA birçok rezin esaslı materyalden salınan ana monomerlerdir. Ayrıca Bis-GMA da yine birçok rezin esaslı kompozitten salınmaktadır (128). Salınan bu monomerler rezin esaslı materyallerin uygulanmasından sonra tükrük, dentin ve pulpada bulunmaktadır (73).

Hücre kültüründeki sitotoksik etkiler salınan monomerler nedeniyle oluşmaktadır. Salınan maddelerin uzaklaştırılmasıyla toksisite %90 oranında azalmaktadır. Hücreler üzerindeki sitotoksosite sertleşmiş materyaldeki reaksiyona girmemiş maddelerin artmasıyla birlikte aynı oranda artmakta ve ışık kaynağının verdiği ışığın uygulama süresinin artmasıyla da azalmaktadır (67,107). Ancak yapılan bir çalışmada polimerize olmuş ve olmamış kompozit materyallerin sitotoksisitelerinde herhangi bir farklılık bulunmadığı belirtilmiştir (143).

Hücre kültür çalışmaları, rezin kompozitlerin bileşenlerinin tehlikeli olduğunu göstermektedir, çünkü hepsi fibroblastlarla direkt temasta olmaları dolayısıyla önemli miktarda toksisiteye neden olurlar. Bununla beraber, bu

komponentler farklı etkilere sahiptir ve dental pulpa üzerinde yarattıkları riskler, dentinden geçerek pulpada biriken miktarlarına bağlıdır (192).

Monomerler deri, mukoz membranlar ve gözlerin irritasyonu gibi sağlığa elverişsiz birçok etkiye yol açabilmektedirler. Oral mukozadaki likenoid reaksiyonların kompozit rezin restorasyonlarla ilişkili olabildiği gözlemlenmiştir. (73).

Issa ve ark. (73) rezin kompozit monomerlerinin insan dişeti fibroblast hücrelerindeki sitotoksik konsantrasyonlarını araştırdıkları çalışmalarında, monomerlerin dişeti fibroblast hücrelerinde farklı toksik etkiler gösterdiklerini belirtmişlerdir.

Saygılı ve ark. (142) farklı kompozit rezinlerin sitotoksik etkilerini agar difüzyon yöntemi ile değerlendirdikleri çalışmalarında kimyasal ve ışınla sertleşen kompozit materyallerin sitotoksitesitelerini eş değerde bulmuşlardır. Ayrıca ışınla sertleşen kompozitlerde ışınlama süresinin sitotoksitesitede etkili olduğunu vurgulamışlardır. Doldurucu içeriği düşük olan kompozit rezinlerde (mikrofil rezinler) tamamlanmamış polimerizasyonun etkisi daha fazla iken, doldurucu yüzdesi daha yüksek olan kompozit rezinlerde (hibrit rezin) tamamlanmamış polimerizasyonun etkisi daha az bulunmuştur.

Franz ve ark. (44) inceledikleri packable ve nonpackable kompozitlerin hepsinde sitotoksik etki saptamışlardır. Metilmetakrilat sinirsel elektriksel aktiviteyi etkileyen bir monomerdir. İletici değişiklikleriyle birlikte, lokomotor aktivite ve öğrenme gibi davranışlarda değişikliklere ve agresif davranışların önemli ölçüde artmasına neden olabilmektedir. Bu çalışmanın sonuçları dental

kompozitlerden salınan bazı maddelerin sinirsel dopaminerjik hücre sayısını düşürdüğünü göstermiştir. Ayrıca 5mm'lik tabakalar halinde polimerize edilen kompozitlerin toksisitelerinin 2,5mm'liklerden daha fazla olduğu belirtilmiştir.

Bu çalışmanın sonuçları altında biz de örneklerimizi 2mm kalınlığında hazırladık.

Çalışmamızda literatürle uyumlu olarak, en az toksik madde UDMA yapısındaki Adoro materyali olarak bulunmuştur. Bu maddeyi aynı sitotoksik etkiye sahip olacak şekilde Sculpture, Sculpture Plus ve Artglass materyalleri izlemiştir. Bis-GMA yapısındaki Artglass materyalinin daha toksik olarak bulunması önceki çalışmaların sonuçlarıyla paralellik göstermektedir.

2-hidroksietil metakrilat (HEMA), tetraetilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) ve kamforokinon gibi bazı rezin bileşenlerinin immün hücreleri direkt olarak aktive ettikleri bildirilmektedir (189).

Kehe ve ark. (81) iki farklı hücre grubuyla yürüttükleri çalışmalarında TEGDMA'yı HEMA ile karşılaştırıldığında daha sitotoksik bulmuşlardır. Bunun nedeni olarak TEGDMA'nın hücre membranlarındaki çift tabakalı yağ katmanı ile olan etkileşimini ve/veya TEGDMA'nın yağ peroksidasyonuna yol açmasını göstermişlerdir. Moleküler ağırlığının düşük olması nedeniyle HEMA TEGDMA'ya oranla dentine daha hızlı bir şekilde nüfuz etmektedir.

Hidrofilik yapısı nedeniyle TEGDMA'nın önemli bir miktarı oral kavite gibi nemli ortamlara sızar. Bu nedenle oral ve/veya sistemik dokulara sıkça karışmaktadır (3). TEGDMA mikrozomal peroksidasyona neden olabilmektedir ve

membranların çift katmanlı yağ tabakasını çözecek şekilde yağların üzerinde yüzey ajanı gibi davranmaktadır (50).

Yoshii (195) 39 akrilat ve metakrilat üzerinde yaptığı sitotoksikite çalışmasının sonucunda akrilatların metakrilatlardan daha toksik olduğunu belirtmiştir. 14 veya daha az oksietilen zincirine sahip dimetakrilatların benzer toksik cevap verirken, 23 oksietilen zincirine sahip dimetakrilatların daha az toksik cevap verdiklerini vurgulamıştır. Dental uygulamalarda sıkça kullanılan monomerleri sitotoksikitelerine göre BisGMA > UDMA > HEMA > MMA olarak derecelendirmiştir. Çalışmamızda da Adoro materyali Artglass materyaline oranla daha az sitotoksik etkili bulunmuştur ve yapısal farklılıkları açısından bu sonuç Yoshii ve ark.'nın bulgularıyla paralellik göstermektedir.

Walther ve ark. (186) yaptıkları çalışmalarında HEMA'nın toksisitesini TEGDMA'ya oranla daha yüksek bulmuşlardır.

Mohsen ve ark. (107) UDMA kompozitlerden salınan maddeler üzerinde yaptıkları çalışmalarında, bu maddeleri UDMA monomer, düşük miktarlarda 1,6 hekzan diol metakrilat, kamforokinon ve 2,4,6-tritertiaributil fenol olarak belirlemişlerdir. Ayrıca polisajlama işlemlerinin kompozitlerin biyouyumluluğunu arttırdığını gözlemlemişlerdir.

Geurtsen ve ark. (50) fibroblast hücreleri üzerinde 35 farklı dental rezin kompozit monomer/katkı maddesinin sitotoksikitelerini incelemişleridir. En toksik madde olarak baz monomerlerden UDMA, Bis-GMA ve BisMA'yı, komonomerlerden DEGDMA ve TEGDMA'yı bulmuşlardır. En önemli



fotokimyasal aktivatörlerden olan kamforokinonu ise biyoyumlu olarak tespit etmişlerdir.

TEGDMA, National Institute of Occupational Safety and Health 1995 yılı raporunda; pek çok dokuda iritan etki oluşturan maddeler arasında gösterilmiştir (125).

Tanaka ve ark. (156) yaptıkları bir çalışmada Bis-GMA-TEGDMA esaslı kompozitlerde reaksiyona katılmadan kalan monomerlerin çoğunlukla TEGDMA molekülleri olduğunu belirtmişlerdir. Al-Hiyasat ve ark. (3) kompozitlerden salınan maddelerin miktarlarının zamanla azaldığını belirtmişlerdir. Çalışmalarının sonucunda, bisfenol A'nın dişi fare üreme sistemi üzerinde olumsuz bir etkisi olduğunu bulmuşlardır. Bunun nedeni olarak, bisfenolik bileşiklerin hipotalamik hipofiz sisteminin dengesini ciddi oranda bozabilmesini göstermişlerdir.

Theilig ve ark. (159) BisGMA'yı TEGDMA'dan daha fazla olmak üzere her iki monomeri de toksik etkili olarak bulmuşlardır. Bunun nedeni olarak ta BisGMA'nın lipofilik ve TEGDMA'nın da hidrofilik karakterde olmasını göstermişlerdir.

Bouillaguet ve ark. (18) ilk 24 saatteki TC<sub>50</sub> konsantrasyonlarına göre BisGMA'nın toksik etkisini HEMA'dan 1000 kat daha fazla bulmuşlardır.

Ratanasathien ve ark. (127) yeni geliştirilmiş dentin bonding sistemlerinin sitotoksik etkilerini ilk 24–72 saatteki TC<sub>50</sub> değerlerine göre sıralama yapmışlardır. En fazla toksikten en az toksik olanına göre sıralamayı BisGMA > UDMA > TEGDMA >>> HEMA şeklinde bulmuşlardır.

Rezin içeriklerinin toksik etkileri birbirleri arasında 100 kat farklılık gösterebilmektedir (60). Hanks ve ark. (60) 11 farklı rezin içeriğinin Balb/c ve 3T3 fare fibroblastları üzerindeki etkilerini incelemişlerdir. Aynı çalışmada ayrıca, hücre kültürüne eklenen rezinler 24 saat sonra ortamdan çıkarılmış ve oluşan toksik etkinin geri dönüp dönmediğine bakılmıştır. Bis-GMA'nın oluşturduğu toksik etki ortadan kalkmıştır ancak yüksek dozlarda bu etki geri dönüşümsüz olarak belirlenmiştir.

Çalışmamızın bulguları Geurtsen, Theilig ve Yoshii'nin sonuçları ile paralellik ancak, UDMA'nın sitotoksikite derecesi açısından Ratanasathien ve ark.'nın çalışmalarıyla farklılık göstermektedir. Çalışmamızda UDMA polimer matriks yapısında olan Adoro materyali en az sitotoksik etkili materyal olarak bulunmuştur. Benzer matriks yapısına sahip Sculpture Plus ve Fibrekor materyalleri yapısal olarak TEGDMA-Bis-GMA varlığı açısından birbirlerinden farklıdır. Bu yapısal farklılık Sculpture Plus materyalinin hafif sitotoksik, Fibrekor materyalinin ise şiddetli sitotoksik olmasına yol açmaktadır.

Lizis indeks skorları Vektris için 5 Fibrekor için ise 4 olarak bulunmuştur. Bu farklılık Vektris yapısındaki UDMA'nın Fibrekorun yapısındaki EDMA ve PCDMA'a oranla daha yüksek sitotoksik etkisinin olmasına bağlanabilir.

Çalışmamızda kompozitlere fiber ilavesinin sitotoksik etkiyi arttırdığı belirlenmiştir. Ancak bu etki Adoro/Vektris grubunda ilave etki şeklinde görülürken Sculpture/Fibrekor grubunda sinerjistik bir etki yaratmıştır. Bunun

nedenini, Bis-GMA'nın UDMA ile ilave etki, TEGDMA ile sinerjistik bir etki yaratmasına bağlamaktayız.

Vallittu ve Ekstrand (181) tam protezlerde kullanılan PMMA ile onun güçlendirilmesinde kullanılan E-cam tipi fiberlerin sitotoksitesini inceledikleri çalışmalarında her iki maddeyi de non-sitotoksik olarak bulduklarını belirtmişlerdir. Bu sonuç, PMMA ile E-cam fiberleri arasındaki olası antagonistik sitotoksik etkiye bağlanabilir. Çalışmamızda test edilen iki fiberin de şiddetli sitotoksik etkisini yapılarındaki Bis-GMA'a bağlamaktayız.

Literatürde Sculpture Plus ve yapısını oluşturan EDMA ve PCDMA monomerlerinin sitotoksik etkilerini gösteren bir çalışma bulunmadığından bu madde ile ilgili sonuçların karşılaştırılması yapılamamıştır.

Agar difüzyon testi ile tüm kompozit gruplarında 'hafif şiddetli olarak belirlenen sitotoksik etki, artık monomer varlığını veya ortama sızan yeni oluşmuş reaksiyon ürünlerinin varlığını işaret etmektedir. Çalışmamızda, hücrelerde gelişen toksik etki elimine edilip proliferasyon sağlanması için diskler hücre kültürü petriyelerinden uzaklaştırılıp 24 saat sonra tekrar kontrol edildiğinde L929 hücrelerinde proliferasyon olmadığı görülmüştür. Bu sonuç, hücre kültür ortamına sızan monomer miktarının hücre tamir mekanizmasının karşılayabileceğinden daha fazla olduğunu göstermektedir.

Agar difüzyon testi yönteminde kullanılan hücrelerin mikroskopik incelenmesi sonrasında test edilen bütün protetik malzemelerin hücre ölümüne neden oldukları ve bu etkinin hafif toksikten şiddetli derecede toksik etkiye kadar değişebildiği gözlemlenmiştir.

Bu bulguların ışığında;

- Günümüzde kullanılan FGK sistemlerinin yüzey özelliklerinin birbirlerine benzediği ve klinik kullanım için uygun oldukları belirlenmiştir.

- Ancak özellikle yüksek sitotoksiteleri nedeniyle, içeriklerinde bulunan fiber yapıların intraoral dokularla temaslarının kesilmesine özen gösterilmesi gerekmektedir.

Beş farklı protetik kompozit malzemenin sitotoksik etkisinin hücre kültüründe araştırıldığı bu invitro çalışmanın sonuçları klinik kullanım testleri ile desteklenmelidir.

## SONUÇLAR

Sabit protetik restorasyonlarda kullanılan farklı fiberle güçlendirilmiş kompozit yapıların yüzey sertliği, yüzey pürüzlülüğü ve sitotoksisiteyi karşılaştırmalı olarak incelenmiş ve sonuçları aşağıdaki şekilde sıralanmıştır:

1. Her üç kompozit grubunun yüzey pürüzlülüğü miktarlarının arasında önemli bir fark bulunmadı.
2. Her üç kompozit grubunun yüzey sertliği miktarlarının arasında önemli bir fark bulunmadı.
3. İncelenen kompozit örneklerden Adoro, aynı değerlerde toksik bulunan Sculpture Plus ve Artglass materyallerinden daha az toksik bulundu.
4. İncelenen fiber örnekler kompozit örneklerden daha toksik bulundu.
5. Vectrisin Fibrekordan daha fazla toksik etkiye neden olduğu saptandı.
6. Kompozit örneklerin fiberlerle birleşmeleri sonucunda toksik etkinin arttığı gözlemlendi. Bu artış Adoro/Vectris grubunda ilave etki, SculpturePlus/Fibrekor grubunda sinerjistik etki olarak gözlemlendi.

## ÖZET

Protetik dişhekimliğinde, köprü yapımında genellikle altyapı materyali olarak değersiz metal alaşımları kullanılmaktadır. Ancak değersiz metal alaşımlarının düşük biyolojik uyumu, yüksek korozyon özellikleri, destek dişte renk değişikliği ve retansiyon problemi gibi dezavantajlarının bulunması araştırmacıları alternatif materyal arayışına yöneltmiştir. Son yıllarda bu alternatifler arasında fiberle güçlendirilmiş kompozitler (FGK'ler) üstün estetik ve mekanik özellikleri ile öne çıkmaktadırlar. Bu materyallerin avantaj ve limitlerinin bilinmesi klinisyene her farklı klinik durumda en dayanıklı ve biyouyumlu fiberle güçlendirilmiş kompoziti seçebilmesini sağlar.

Bu araştırmada fiberle güçlendirilmiş farklı kompozit materyallerin yüzey sertliği, yüzey pürüzlülüğü ve sitotoksiteleri karşılaştırmalı olarak incelendi. Çalışmada incelenmek üzere Adoro/Vectris, SculpturePlus/Fibrekor ve Artglass materyalleri seçildi. Çalışmada kullanılan kompozit disklerin hazırlanmasında ISO 10993 standardına uygun olarak 8mm x 2mm boyutlarında silindirik olarak hazırlandı. Adoro/Vectris ve SculpturePlus/Fibrekor grupları kendi içlerinde kompozit, fiber ve kompozit+fiber olacak şekilde gruplandırıldı.

Yüzey pürüzlülüğü değerleri Ra (Roughness average) ve yüzey sertliği değerleri VHN (Vickers hardness number) cinsinden ölçüldü. Bu testlerde örnek sayısı her kompozit grubu için 24 olarak belirlendi.

Daha sonra aynı örnekler üzerinde ISO 10993-5 standardına uygun olarak sitotoksite testleri gerçekleştirildi. Bu testte agar difüzyon yöntemi kullanıldı. 5 adet kompozit, 5 adet fiber ve 5 adet kompozit+fiber örnek ile test gerçekleştirildi.

Maddelerin agar difüzyon testindeki sitotoksik etkileri ISO 10993–15 kriterlerine göre ışık mikroskobu altında değerlendirildi ve fotoğraflandı. Bu değerlendirmede sitotoksosite derecesi Lizis-indeks yardımıyla saptandı.

Çalışmamızın istatistiksel değerlendirilmesinde Kruskal-Wallis ve Mann-Whitney U testi kullanıldı.

Her üç kompozit grubunun yüzey pürüzlülüğü ve yüzey sertliği miktarlarının arasında önemli bir fark bulunmadı. İncelenen kompozit örneklerden Adoro, aynı değerde toksik bulunan Sculpture Plus ve Artglass materyallerinden daha az toksik bulundu. İncelenen fiber örnekler kompozit örneklerden daha toksik bulundu. Vectrisin Fibrekordan daha fazla toksik etkiye neden olduğu saptandı. Kompozit örneklerin fiberlerle birleşmeleri sonucunda toksik etkinin arttığı gözlemlendi. Bu artış Adoro/Vectris grubunda ilave etki, SculpturePlus/Fibrekor grubunda sinerjistik etki olarak gözlemlendi.

Bu bulgulara göre, günümüzde kullanılan FGK sistemlerinin yüzey özelliklerinin birbirlerine benzediği ve klinik kullanım için uygun oldukları belirlenmiştir. Ancak özellikle yüksek sitotoksiteleri nedeniyle, içeriklerinde bulunan fiber yapıların intraoral dokularla temaslarının kesilmesine özen gösterilmesi gerekmektedir.

**Anahtar Kelimeler:** fiberle güçlendirilmiş kompozitler, yüzey pürüzlülüğü, yüzey sertliği, sitotoksosite.

## SUMMARY

In prosthetic dentistry, base metal alloys have been used widely in partial fixed denture construction. However, disadvantages like poor biocompatibility, high corrosion, colour change on abutment tooth and retention of these materials directed the researchers to search alternative materials. In these days, fiber reinforced composites (FRC's) have been come into prominence with their excellent aesthetic and mechanical characteristics in these alternatives. Knowing the advantages and the limitations of these materials provide the clinician to choose most durable and biocompatible fiber reinforced composite in all varied clinic situations.

In this study, surface hardness, surface roughness, and cytotoxicity of different fiber reinforced composites have been investigated in comparison. For the investigation, Adoro/Vectris, SculpturePlus/Fibrekor and Artglass materials were selected. Composite disks used in the study were prepared as 8mmx2mm cylindrical shapes according to the ISO 10993 standards. Adoro/Vectris and SculpturePlus/Fibrekor groups were divided into composite, fiber, and composite+fiber groups in them.

Surface roughness values were recorded as Ra (Roughness average) and surface hardness values were recorded as VHN (Vickers hardness number). In these tests, specimen number was determined as 24 for each composite groups.

Afterwards, cytotoxicity tests achieved on the same specimens according to ISO 10993-5 standards. In this test agar diffusion method was used. The test was conducted with 5 composite, 5 fiber, and 5 composite+fiber specimens. The



cytotoxic effects of the materials were evaluated under light microscope according to ISO 10993-15 standard and photographed. In this evaluation, the cytotoxicity rankings were determined with Lyzis Index.

In the statistical evaluations of our study, Kruskal-Wallis and Mann-Whitney U tests were used.

No statistical difference was found between the surface roughness and surface hardness measurements of 3 composite groups. In investigated composite materials, Adoro was found to be less cytotoxic than Sculpture Plus and Artglass materials, which have the same cytotoxic rankings. The evaluated fiber materials were found to be more cytotoxic than composite materials. Vectris was found more cytotoxic than Fibrekor. It was observed that, the cytotoxic effects of composites increased after combined with fibers. This enhancement was observed as additional effect in Adoro/Vectris group and as synergistic effect in SculpturePlus/Fibrekor group.

In respect of these findings, it was determined that, fiber reinforced composite systems used today have similiar surface characteristics and they are suitable for clinic usage. However, especially because of their high cytotoxicity, the contact of fiber textures with intraoral tissues must be avoided.

**Keywords:** fiber-reinforced composites, surface roughness, surface hardness, cytotoxicity.

## KAYNAKLAR

1. Abate PF, Zahra VN, Macchi RL. Effect of photopolymerization variables on composite hardness. *J Prosthet Dent* 2001;86:632-635.
2. Adoro® Instructions for use. Ivoclar/Vivadent Technical.
3. Al-Hiyasat AS, Darmani H, Elbetieha AM. Leached components from dental composites and their effects on fertility of female mice. *Eur J Oral Sci* 2004;112:267-272.
4. Altieri JV, Burstone CJ, Goldberg AJ, Patel AP. Longitudinal clinical evaluation of fiber-reinforced composite fixed partial dentures: a pilot study. *J Prosthet Dent* 1994;71:16-22.
5. Anseth KS, Goodner MD, Reil MA, Kannurpatti AR, Newman SM, Bowman CN. The influence of comonomer composition on dimethacrylate resin properties for dental composites. *J Dent Res* 1996;75:1607-1612.
6. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitman T, Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent* 1999;27:275-278.
7. Bae JM, Kim KN, Hattori M, Hasegawa K, Yoshinari M, Kawada E, Oda Y. The flexural properties of fiber-reinforced composite with light-polymerized polymer matrix. *Int J Prosthodont* 2001;14:33-39.
8. Bağış HB, Kasar B, Ulusoy N. Işıkla polimerize olan iki hibrid reçinenin yüzey sertliklerinin in-vitro olarak incelenmesi. *AÜ Diş Hek Fak Der* 1996;23:153-160.
9. Baratieri LN: *Esthetics*. Quintessence Editora Ltda, First edition, Santiago, Chile, 1998.

10. Bean TA, Zhuang WC, Tong PY, Eick JD, Yourtee DM. Effects of esterase on methacrylates and methacrylate polymers in an enzyme simulator for biocompatibility testing. *J Biomed Mater Res* 1994;28:59-63.
11. Behr M, Rosentritt M, Lang R, Handel G. Flexural properties of fiber reinforced composite using a vacuum/pressure or a manual adaptation manufacturing process. *J Dent* 2000;28:509-514.
12. Behr M, Rosentritt M, Leibrock A, Schneider-Feyrer S, Handel G. Finishing and polishing of the ceromer material Targis. Lab-side and chair-side methods. *J Oral Rehabil* 1999;26:1-6.
13. Belli S, Özer F. A simple method for single anterior tooth replacement. *J Adhes Dent* 2000;2:67-70.
14. Belvedere PC. Single-sitting, fiber-reinforced fixed bridges for the missing lateral or central incisors in adolescent patients. *Dent Clin North Am* 1998;42:665-682.
15. Bergendal T, Ekstrand K, Karlsson U. Evaluation of implant-supported carbon/graphite fiber-reinforced poly(methyl methacrylate) prostheses. *Clin Oral Implants Res* 1995;6:246-253.
16. Bjork N, Ekstrand K, Ruyter IE. Implant-fixed dental bridges from carbon/graphite reinforced poly(methyl methacrylate). *Biomaterials* 1986;7:73-75.
17. Bouillaguet S, Shaw L, Gonzalez L, Wataha JC. Long term cytotoxicity of resin based dental restorative materials. *J Oral Rehabil* 2002;29:7-13.
18. Bouillaguet S, Wataha JC, Hnaks CT, Ciucchi B, Holz J. In vitro cytotoxicity and permeability of HEMA. *J Endod* 1996;22:244-248.

19. Bowen RL. Compatibility of various materials with oral tissues. I: The components in composite restorations. *J Dent Res* 1979;58:1493-1503.
20. Bowman AJ, Menley TR. The elimination of breakages in upper dentures by reinforcement with carbon fibre. *Br Dent J* 1984;156:87-89.
21. Braden M, Davy KWM, Parker S, Ladizesky H, Ward IM. Denture base poly(methyl methacrylate) reinforced with ultra-high modulus polyethylene fibers. *Br Dent J* 1998;164:109-113.
22. Cao T, Saw TY, Heng BC, Liu H, Yap AUJ, Ng ML. Comparison of different test models for the assessment of cytotoxicity of composite resins. *J Appl Toxicol* 2005;25:101-108.
23. Carroll CE, von Fraunhofer JA. Wire reinforcement of acrylic resin prostheses. *J Prosthet Dent* 1984;52:639-641.
24. Caughman W, Caughman GB, Shiflett R. Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites. *Biomaterials* 1991;12:737-740.
25. Chimello DT, Dibb RGP, Corona SAM, Lara EHG. Assessing wear and surface roughness of different composite resins after toothbrushing. *J Mater Res* 2001;4:285-289.
26. Chow TW, Cheng YY, Ladizesky NH. Polyethylene fiber-reinforced poly(methyl methacrylate) water sorption and dimensional changes during immersions. *J Dent* 1993;21:367-372.
27. Chung KH. Effects of finishing and polishing procedures on the surface texture of resin composites. *Dent Mater* 1994;10:325-330.

28. Condon JR, Ferracane JL. In vitro wear of composite with varied cure, filler level, and filler treatment. *J Dent Res* 1997;76:1405-1411.
29. Dayangaç BG: Kompozit Rezin Restorasyonlar, Güneş Kitabevi, Birinci Baskı, Ankara, 2000.
30. Dean JP, Jeansonne BJ, Sorker N. In vitro evaluation of a carbon fiber post. *J Endod* 1998;24:807-810.
31. Deliağa N. Farklı Estetik Materyallerle Hazırlanan Protetik Restorasyonların Hücre Kültüründe Sitotoksik Etkilerinin İncelenmesi, Doktora Tezi, EÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir, 2002.
32. Demirel F, Saygılı G, Şahmalı S. Comparative mechanical property characterization of three indirect composite resin materials compared with two direct composites. *Polym Adv Technol* 2003;14:380-386.
33. Deng M, Shalaby SW. Properties of self-reinforced ultr-high-molecular-weights polyethylene composites. *Biomaterials* 1997;18:645-655.
34. Diamond M. Resin fiberglass bonded retainer. *J Clin Orthod* 1987;21:182-183.
35. Diaz-Arnold AM, Dunne JT, Jones AH. Microhardness of provisional fixed prosthodontic materials. *J Prosthet Dent* 1999;82:525-528.
36. Dixon DL, Breeding LC. The transvers strengths of three denture base resins reinforced with polyethylene fibers. *J Prosthet Dent* 1992;67:417-419.
37. Doğan C. Erken Kaybedilmiş Daimi Kesici Diş Eksikliğinde Kullanılan Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Materyalinin Bazı Fiziksel Özelliklerinin Araştırılması, Doktora Tezi, GÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 2001.

38. Edelhoff D, Spiekermann H, Yıldırım M. Metal free inlay retained fixed partial dentures. *Quintessence Int* 2001;32:269-281.
39. Edgerton M, Levine JM. Biocompatibility: It's future in prosthodontic research. *J Prosthet Dent* 1993;69:406-415.
40. Ekstrand K, Ruyter I, Wallendorf H. Carbon/graphite fiber reinforced poly(methyl methacrylate). *J Biomed Mater Res* 1987;21:1065-1080.
41. Ergün G. Farklı yöntemlerle polimerize edilen bazı akrilik rezinlerin biyolojik uyumlarının incelenmesi. Doktora tezi, GÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 1998.
42. Ferracane JL, Elution of leachable components from composites. *J Oral Rehabil* 1994;21:441-452.
43. Filho HN, D'azevedo MTFS, Nagem HD, Marsola FP. Surface roughness of composite resins after finishing and polishing. *Braz Dent J* 2003;14:37-41.
44. Franz A, König F, Anglmayer M, Rausch-Fan X, Gille G et al. Cytotoxic effects of packable and nonpackable dental composites. *Dent Mater* 2003;19:382-392.
45. Freilich MA, Duncan JP, Meiers JC, Goldberg AJ. Preimpregnated fiber reinforced prostheses. Part I. Basic rationale and complete coverage and intracoronal fixed partial denture designs. *Quintessence Int* 1998;29:689-696.
46. Freilich MA, Meiers JC, Duncan JP, Eckrote KA, Goldberg AJ. Clinical evaluation of fiber-reinforced fixed bridges. *J Am Dent Assoc* 2002;133:1524-1534.

47. Freilich MA, Meiers JC, Duncan JP, Goldberg AJ: Fiber-Reinforced Composites In Clinical Dentistry. First Edition, Quintessence Publishing Co Inc, Hong Kong, 2000.
48. Freilich MA, Karmaker AC, Burstone CJ, Goldberg AJ.: Development and clinical applications of a light-polymerized fiber-reinforced composite. J Prosthet Dent 1998;80:311-318.
49. Gaynour B, Sletten BG, Dahl JE. Cytotoxic effects of extracts of compomers. Acta Odontol Scand 1999;57:316-322.
50. Geurtsen W, Lehmann F, Spahl W, Leyhausen G. Cytotoxicity of 35 dental resin composite monomers in permanent 3T3 and three human primary fibroblast cultures. J Biomed Mater Res 1998;41:474-480.
51. Goldberg AJ, Burstone CJ. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. Dent Mater 1992;8:197-202.
52. Goldberg AJ, Burstone CJ, Hadjinikolau I, Jancar J. Screening of matrices and fibers for reinforced thermoplastics intended for dental applications. J Biomed Mater Res 1994;28:167-173.
53. Goldberg AJ, Freilich MA. An innovative pre-impregnated glass fiber for reinforcing composites. Dent Clin North Am 1999;43:127-33.
54. Gordan VV, Patel SB, Barrett AA, Shen C. Effect of surface finishing and storage media on bi-axial flexure strength and microhardness of resin-based composite. Oper Dent 2003;28:560-567.

55. Göhring TN, Gallo L, Lüthy H. Effect of water storage, thermocycling, the incorporation and site of placement of glass-fibers on the flexural strength of veneering composite. *Dent Mater* In press.
56. Greefield DS, Nathanson D. Periodontal splinting with wire and composite resin. A revised approach. *J Periodontol* 1980;51:465-468.
57. Gutteridge DL. Reinforcement of poly (methyl methacrylate) with ultra-high-modulus polyethylene fiber. *J Dent* 1992;20:50-54.
58. Gutteridge DL. The effect of including ultra-high-modulus polyethylene fibre on the impact strength of acrylic resin. *Br Dent J* 1988;164:177-180.
59. Hamid A, Okamoto A, Iwaku M, Hume WR. Compomer release from light activated glass ionomer and compomer cement. *J Oral Rehabil* 1998;25:94-99.
60. Hanks CT, Strawn SE, Wataha JC, Craig RG. Cytotoxic effects of resin components on cultured mammalian fibroblasts. *J Dent Res* 1991;70:1450-1455.
61. Hanks CT, Wataha JC, Sun Z. In vitro models of biocompatibility: a review. *Dent Mater* 1996;12:186-193.
62. Harrison A, Constantinidis VI, Vowles R. The effect of surface treated UHMWPE beads on some properties of acrylic resin denture base material. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1997;5:39-42.
63. HazeltonLR, Brudvik JS. A new procedure to reinforce fixed provisional restorations. *J Prosthet Dent* 1995;74:110-113.
64. HazeltonLR, Nicholls J, Brudvik JS, Daly CH. Influence of reinforcement design on the loss of marginal seal of provisional fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 1995;8:572-579.



65. Hensten-Pettersen A. Skin and mucosal reactions associated with dental materials. *Eur J Oral Sci* 1998;106:707-712.
66. Hofmann N, Papsthart G, Hugo B, Klaiber B. Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. *J Oral Rehabil* 2001;28:1022-1028.
67. Inoue K, Arikawa H, Fujii K et al. Composite restorative resins: Part3: Cytotoxicity test to mouse fibroblasts in culture of UV and visible light activated composite resins. *Dent Mater* 1988;7:55-61.
68. Isadorf F, Odmann P, Brondum K. Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. *Int J Prosthodont* 1996;9:131-136.
69. ISO 10477, 1992. International Standard 10477. "Dentistry-Polymer based crown and bridge materials." International Organization for Standardization, Geneva, Switzerland, 1992.
70. ISO 10993 part 5, 1999. International Standard 10993 "Biological evaluation of medical devices Part 5: Tests for cytotoxicity: In-vitro methods." International Organization for Standardization, Geneva, Switzerland, 1999.
71. ISO 10993 part 12, 1996. International Standard 10993 "Biological evaluation of medical devices Part 12: "Sample preparation and reference materials." International Organization for Standardization, Geneva, Switzerland, 1997.
72. ISO 7405, 1997. International Standard 7405. "Dentistry- preclinical evaluation of biocompatibility of medical devices used in dentistry – test methods for dental materials." International Organization for Standardization, Geneva, Switzerland, 1997.

73. Issa Y, Watts DC, Brunton PA, Waters CM, Duxbury AJ. Resin composite monomers alter MTT and LDH activity of human gingival fibroblasts in vitro. *Dent Mater* 2004;20:12-20.
74. Jancar J, DiBenedetto AT. Fiber reinforced thermoplastic composites for dentistry. Part 1. Hydrolytic stability of the interface. *J Mater Sci Mater Med* 1993;4:555-561.
75. Jancar J, Di Benedetto AT, Goldberg AJ. Thermo plastic fiber reinforced composites for dentistry. Part II. Effect of moisture on flexural properties of unidirectional composites. *J Mater Sci Mater Med* 1993;4:562-568.
76. Jung M. Surface roughness and cutting efficiency of composite finishing instruments. *Oper Dent* 1997;22:98-104.
77. Jung M, Voit S, Klimek J. Surface geometry of three packable and one hybrid composite after finishing. *Oper Dent* 2003;28:53-59.
78. Karanika-Kouma A, Dionysopoulos P, Koliniotou-Koubia E, Kolokotronis A. Antibacterial properties of dentin bonding systems, polyacid-modified composite resins and composite resins. *J Oral Rehabil* 2001;28:157-160.
79. Karmaker AC, Di Bendetto AT, Goldberg AJ. Extent of conversion and its effect on the mechanical performance of Bis-GMA/PEGDMA-based resins and their composites with continuous glass fibers. *J Mater Sci Mater Med* 1997;8:369-374.
80. Kawahara H, Yamagami A, Nakamura M Jr. Biological testing of dental materials by means of tissue culture. *Int Dent J* 1968;18:443-467.

81. Kehe K, Reichl FX, Durner J, Walther U, Hickel R, Forth W. Cytotoxicity of dental composite components and mercury compounds in pulmonary cells. *Biomaterials* 2001;22:317-322.
82. Kildal KK, Ruyter Ie. How different curing methods affect the degree of conversion of resin based inlay/onlay materials. *Acta Odontol Scand* 1994;52:315-322.
83. Kim KY, Ong JL, Okuno O. The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *J Prosthet Dent* 2002;87:642-649.
84. Koumjian JH, Nimmo A. Evaluation of fracture resistance of resin used for provisional restorations. *J Prosthet Dent* 1990;64:654-657.
85. Kwon YH, Kwon TY, Ong JL, Kim KH. Light-polymerized compomers: Coefficient of thermal expansion and microhardness. *J Prosthet Dent* 2002;88:396-341.
86. Ladizesky NH, Cheng YY, Chow TW, Ward IM. Acrylic resin reinforced with chopped high performance polyethylene fiber properties and denture construction. *Dent Mater* 1993;9:128-135.
87. Larson WR, Dixon DL, Aquilino SA, Cloncy JM. 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.
88. Larsson KS. Screening tests for systemic effects of dental materials. *J Dent* 1994;22:12-15.

89. Latsumaki TM, Lassila LV, Vallittu PK. Flexural properties of the bulk fiber reinforced composite DC-Tell used in fixed partial denture. *Int J Prosthodont* 2001;14:22-26.
90. Levenson MF. The use of a clear, piable film to form a fiberglass-reinforced splint. *J Am Dent Assoc* 1986;112:79-80.
91. Loose M, Rosentrit M, Leibrock A, Behr M, Handel G. In vitro study of fracture strength and marginal adaptation of fibre-reinforced-composite versus all ceramic fixed partial dentures. *Eur J Prosthet Rest Dent* 1998;6:55-62.
92. Lu H, Roeder LB, Powers JM. Effect of polishing systems on the surface roughness of microhybrid composites. *J Esthet Restor Dent*. 2003;15:297-303.
93. Malquarti G, Berruet RG, Bois D. Prosthetic use of carbon fiber-reinforced epoxy resin for esthetic crowns and fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1990;146:251-257.
94. Mandikos MN, McGivney GP, Davis E, Bush PJ, Cartes JM. A comparison of the wear resistance and hardness of indirect composite resins. *J Prosthet Dent* 2001;85:386-395.
95. Manley TR, Bowman AJ, Cook M. Denture bases reinforced with carbon fibers. *Br Dent J* 1979;146:25-25.
96. Mannocci F, Innocenti M, Ferrari M, Watson TF. Confocal and scanning electron microscopic study of teeth restored with fiber posts, metal posts, and composite resins. *J Endod* 1999;25:789-794.

97. Mannocci F, Ferrari M, Watson TF. Microleakage of endodontically treated teeth restored with fiber posts and composite cores after cyclic loading: A confocal microscopic study. *J Prosthet Dent* 2001;85:284-291.
98. Martinez-Insua A, Dasilva L, Riko B, Santana U. Comparison of fracture resistance of pulpless teeth restored with a cast post-and-core or carbon-fiber post with a composite core. *J Prosthet Dent* 1998;80:527-532.
99. McCabe JF: *Applied Dental Materials*, Seventh Edition, Mass Publishing Co, Egypt, 1994.
100. Meiers JC, Duncan JP, Freilich MA, Goldberg AJ. Preimpregnated, fiber-reinforced prostheses. Part II. Direct applications: Splints and fixed partial dentures. *Quintessence Int* 1998;29:761-768.
101. Meiers JC, Freilich Ma. Chairside prefabricated fiber-reinforced resin composite fixed partial dentures. *Quintessence Int* 2001;32:99-104.
102. Meiers JC, Freilich MA. Conservative Anterior Tooth Replacement Using Fiber-Reinforced Composite. *Oper Dent* 2000;25:239-243.
103. Meiers JC, Freilich MA. Fabricating a natural tooth pontic bridge using a pre-impregnated fiber-reinforced composite technique. *Oper Dent* 2001;26:208-213.
104. Miettinen VM, Vallittu PK. Release of residual methyl methacrylate in to water from glass fibre-poly (methyl methacrylate) composite used in dentures. *Biomaterials* 1997;18:181-185.
105. Miettinen VM, Vallittu PK. Water sorption and solubility of glass fiber-reinforced denture polymethyl methacrylate resin. *J Prosthet Dent* 1996;76:531-534.

106. Mjör JA. Current views on biological testing of restorative materials. *J Oral Rehabil* 1990;17:530-507.
107. Mohsen NM, Craig RG, Hanks CT. Cytotoxicity of urethane dimethacrylate components before and after aging and leaching *J Biomed Mater Res* 1998;39:252-260.
108. Monaco C, Baldissara P, dall'Orologio GD, Scotti R. Short-term clinical evaluation of inlay and onlay restorations made with a ceromer. *Int J Prosthodont* 2001;14:81-86.
109. Mullarky RH. Aramid fiber reinforcement for acrylic appliances. *J Clin Orthod* 1985;19:665-658.
110. Nagai E, Otani K, Satch Y, Suzuki S. Repair of denture base resin using woven metal and glass fiber: effect of methylene chloride pretreatment. *J Prosthet Dent* 2001;85:496-500.
111. 111 – Nilsson E, Alaeddin S, Karlsson S, Milleding P, Wennerberg A. Factors affecting the shear bond strength of bonded composite inlays. *Int J Prosthodont* 2000;13:52-58.
112. Nohrström TJ, Vallittu PK, Yli-Urpo A. The effect of placement and quantity of glass fibers on the fracture resistance of interim fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2000;13:72-78.
113. O'Brien JV. *Dental Materials and their selection*. Second Edition, Quintessence Publishing Co, Chicago, 1997.
114. Oikarinen K. Tooth splinting. A review of the literature and consideration of the versatility of a wire-composite splint. *Endod Dent Traumatol* 1990;6:237-250.

115. Okita N, Hensten-Pettersen A. In vitro cytotoxicity of tissue conditioners. *J Prosthet Dent* 1991;66:656-659.
116. Osman YI, Owen CP. Flexural strength of provisional restorative materials. *J Prosthet Dent* 1993;70:94-96.
117. Özgünaltay G, Yazıcı AR, Görücü J. Effect of finishing and polishing procedures on the surface roughness of new tooth-coloured restoratives. *J Oral Rehabil* 2003;30:218-224.
118. Park S, Krejci I, Lutz F. Hardness of celluloid strip-finished or polished composite surfaces with time. *J Prosthet Dent* 2000;83:660-663.
119. Pelka M, Danzl C, Distler W, Petschelt A. A new screening test for toxicity testing of dental materials. *J Dent* 2000;28:341-345.
120. Polyzois GL, Andreopoulos AG, Lagouvardos PE. Acrylic resin denture repair with adhesive resin and metal wires: effects on strength parameters. *J Prosthet Dent* 1996;75:381-387.
121. 121 – Poskus LT, Placido E, Cardoso PEC. Influence of placement techniques on vickers and knoop hardness of class II composite resin restorations. *Dent Mater* 2004;20:726-732.
122. Powell DB, Nicholls J, Yodelis RA, Strygler H. A comparison of wire-and kevlar-reinforced provisional restorations. *Int J Prosthodont* 1994;7:81-89.
123. Purton DG, Love RM. Rigidity and retention of carbon fiber versus stainless steel root canal posts. *Int Endod J* 1996;29:262-265.

124. Quance SC, Shortall AC, Harrington E, Lumley PJ. Effect of exposure intensity and post-cure temperature storage on hardness of contemporary photo-activated composites. *J Dent* 2001;29:533-560.
125. Quinlan CA, Zistere DM, Tipton KF, O'Sullivan MI. In vitro cytotoxicity of a composite resin and compomer. *Int Endod J* 2002;35:47-55.
126. Ramos VJr, Runyan DA, Christensen L. The effect of plasma-treated polyethylene fiber on the fracture strength of polymethyl methacrylate. *J Prosthet Dent* 1996;76:94-96.
127. Ratanasathien S, Wataha JC, Hnaks CT, Dennison JB. Cytotoxic interactive effects of dentin bonding components on mouse fibroblasts. *J Dent Res* 1995;74:1602-1606.
128. Rathbun MA, Craig RG, Hanks CT, Filisko FE. Cytotoxicity of a Bis-GMA dental composite before and after leaching in organic solvents. *J Biomed Mater Res* 1991;25:443-457.
129. Raygot CG, Chai J, Janeson L. Fracture resistance and primary failure mode of endodontically treated teeth restored with a carbon fiber-reinforced resin post system. *Int J Prosthodont* 2001;14:141-145.
130. Razak AA, Harrison A. The optimum curing cycle for a light-and head cured composite inlay material. *J Oral Rehabil* 1997;24:297-302.
131. Reis AF, Gianni M, Lovadino JR, Ambrosano GM. Effects of various finishing systems on the surface roughness and staining susceptibility of packable composite resins. *Dent Mater* 2003;19:12-18.



132. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J: Contemporary Fixed Prosthodontics, Third Edition, Mosby Inc, St. Louis, 2001.
133. Rosentritt M, Behr M, Leibrock A, Handel G, Karl-Heinz F. Intraoral repair of fiber-reinforced composite fixed partial dentures. J Prosthet Dent 1998;79:393-398.
134. Rudo DN, Karbhari VM. Physical behaviors of fiber reinforcement as applied to tooth stabilization. Dent Clin North Am 1999;43:7-35.
135. Ruffino AR. Effect of steel strengtheners on fracture resistance of acrylic resin complete denture base. J Prosthet Dent 1985;54:75-78.
136. Ruyter IE, Ekstrand K, Bjork N. Development of carbon/graphite fiber reinforced poly(methyl methacrylate) suitable for implant-fixed dental bridges. Dent Mater 1986;2:6-9.
137. Ryba TM, Dunn WJ, Murchison DF. Surface roughness of various packable composites. Oper Dent 2002;27:243-247.
138. Sakaguchi RL, Douglas WH, Peters MCRB. Curing light performance and polymerization of composite materials. J Dent 1992;20:183-188.
139. Samadzadeh A, Kugel G, Hurley E, Aboushala A. Fracture strengths of provisional restorations reinforced with plasma-treated woven polyethylene fiber. J Prosthet Dent 1997;78:447-450.
140. Saw TY, Cao T, Yap AUJ, Ng MML. Tooth slice organ culture and established cell line culture models for cytotoxicity assessment of dental materials. Toxicol In Vitro 2005;19:145-154.

141. Say EC, Civelek A, Nobecourt A, Ersoy M, Guleryuz C. Wear and microhardness of different resin composite materials. *Oper Dent* 2003;28:628-634.
142. Saygılı G, Şahmalı SM, Güney Ç. Yapıştırma ajanı olarak kullanılan kompozit resinlerin sitotoksik etkilerinin agar-kat yöntemi ile gingiva hücre kültüründe incelenmesi. *Mikrobiyol Bült* 1992;26:61-69.
143. Schedle A, Franz A, Rausch-Fan X, Splitter A, Lucas T, Samorapoompichit P, Sperr W, Boltz-Nitulescu G. Cytotoxic effects of dental composites, adhesive substances, compomers and cements. *Dent Mater* 1998;14:429-440.
144. Schmalz G. Concepts in biocompatibility testing of dental restorative materials. *Clin Oral Investig* 1997;1:154-162.
145. Schmalz G. Use of cell cultures for toxicity testing of dental materials-advantages and limitations. *J Dent* 1994;22:6-11.
146. Schreiber CK. The clinical application of carbon fiber/polymer denture resin. *Br Dent J* 1974;137:21-22.
147. Seymen F, Gülhan A. Arka grup dişlerde kullanılan çeşitli dolgu materyallerinin yüzey sertliklerinin incelenmesi. *İÜ Diş Hek Fak Der* 1998;30:145-152.
148. Sidoli GE, King PA, Setchell DJ. An in vitro evaluation of a carbon fiber based post and core system. *J Prosthet Dent* 1997;78:5-9.
149. Sirimai S, Riis DN, Margeno SM. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture resistance of pulpless teeth restored with six post-and-core systems. *J Prosthet Dent* 1999;81:262-269.

150. Sjögren G, Sletten G, Dahl JE. Cytotoxicity of dental alloys, metals, and ceramics assessed by Milipore filter, agar diffusion, and MTT tests. *J Prosthet Dent* 2000;84:229-236.
151. Sletten GBG, Dahl JE. Cytotoxic effects of extracts of composites. *Acta Odontol Scand* 1999;57:316-322.
152. Strassler HE. Aesthetic management of traumatized anterior teeth. *Dent Clin North Am* 1995;78:447-450.
153. Strassler HE, Haeri A, Gultz JP. New-generation bonded reinforcing materials for anterior periodontal tooth stabilization and splinting. *Dent Clin North Am* 1999;43:105-125.
154. Taira M, Nakao H, Matsumoto T, Takahashi J. Cytotoxic effect of methyl methacrylate on 4 cultured fibroblasts. *Int J Prosthodont* 2000;13:311-315.
155. Tam LE, McComb D. Shear bond strength of resin luting cements to laboratory made composite resin veneers. *J Prosthet Dent* 1991;66:314-321.
156. Tanaka K, Taira M, Shintani H, Wasaka K, Tamaki M. Residual monomers (TEGDMA and BisGMA) of a set visible light cured dental composite resin when immersed in water. *J Oral Rehabil* 1991;18:353-362.
157. Tanoue N, Matsumura H, Atsuta M. Wear and surface roughness of current prosthetic composites after toothbrush/dentifrice abrasion. *J Prosthet Dent* 2000;84:93-97.
158. Tate WH, Powers JM. Surface roughness of composites and hybrid ionomers. *Oper Dent* 1996;21:53-58.

159. Theilig C, Tegtmeier Y, Leyhaussen G, Geurtsen W. Effects of BisGMA and TEGDMA on proliferation, migration and tenascin expression of human fibroblasts and keratinocytes. *J Biomed Mater Res* 2000;53:632-639.
160. Törmela P, Vainionpaa S, Kilpikari J, Rokkanen P. The effects of fiber reinforcement and gold plating on the flexural strength of PGA/PLA copolymer materials in vitro. *Biomaterials* 1987;85:42-45.
161. Tsai PCL, Meyers IA, Walsh LJ. Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. *Dent Mater* 2004;20:364-369.
162. Turssi CP, Magalhaes CS, Serra MC, Rodrigues AL. Surface roughness assessment of resin-based materials during brushing preceded by pH-cycling simulations. *Oper Dent* 2001;26:576-584.
163. Üçtaşlı MB, Bala O, Güllü A. Surface roughness of flowable and packable composite resin materials after finishing with abrasive discs. *J Oral Rehabil* 2004;31:1197-1202.
164. Ulusoy N, Bağış YH, Kasar B. Isı ve ışık fırınında polimerizasyonları tamamlanan iki hibrit kompozit rezinin yüzey sertliklerinin incelenmesi. *AÜ Dişhek Fak Der* 1998;25:221-228.
165. Ulusoy N, Gökay O, Kasar B, Müjdecı A. Çeşitli restoratif materyallerin değişik sertleşme ve polimerizasyon şartlarındaki yüzey sertlik değerlerinin zamana bağlı olarak karşılaştırılması. *AÜ Dişhek Fak Der* 1999;26:9-19.
166. Vallittu PK. A review of fiber-reinforced denture base resins. *J Prosthodont* 1996;5:270-276.

167. Vallittu PK. A review of methods used to reinforce polymethyl methacrylate resin. *J Prosthodont* 1995;4:183-187.
168. Vallittu PK. Acrylic resin-fiber composite part II: The effect of polymerization shrinkage of polymethyl methacrylate applied to fiber roving on transverse strength. *J Prosthet Dent* 1994;71:613-617.
169. Vallittu PK. Comparison of two different silane compounds used for improving adhesion between fibers and acrylic denture base material. *J Oral Rehabil* 1993;20:533-539.
170. Vallittu PK. Compositional and weave pattern analyses of glass fibers in dental polymer fiber composites. *J Prosthodont* 1998;7:170-176.
171. Vallittu PK. Curing of silane coupling agent and its effect on the transverse strength of autopolymerizing polymethyl methacrylate-glass fiber composite. *J Oral Rehabil* 1997;24:124-130.
172. Vallittu PK. Dimensional accuracy and stability of polymethyl methacrylate reinforced with metal wire or with continuous glass fiber. *J Prosthet Dent* 1996;75:617-621.
173. Vallittu PK. Effect of some properties of metal strengtheners on the fracture resistance of acrylic resin denture base material. *J Oral Rehabil* 1993;20:241-248.
174. Vallittu PK. Flexural properties of acrylic resin polymers reinforced with unidirectional and woven fibers. *J Prosthet Dent* 1999;81:318-326.
175. Vallittu PK. Glass fiber reinforcement in repaired acrylic resin removable dentures: preliminary results of a clinical study. *Quintessence Int* 1997;28:39-44.

176. Vallittu PK. Oxygen inhibition of autopolymerization of polymethylmethacrylate-glass fibre composite. *J Mater Sci Mater Med* 1997;8:489-492.
177. Vallittu PK. Prosthodontic treatment with a glass fiber reinforced resin bonded fixed partial denture: a clinical report. *J Prosthet Dent* 1999;82:132-135.
178. Vallittu PK. The effect of glass fiber reinforcement on the fracture resistance of a provisional fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1998;79:125-130.
179. Vallittu PK. The effect of void space and polymerization time on transverse strength of acrylic glass fiber composite. *J Oral Rehabil* 1995;22:257-261.
180. Vallittu PK. Ultra-high-modulus polyethylene ribbon as reinforcement for denture polymethyl methacrylate. *Dent Mater* 1997;13:381-382.
181. Vallittu PK, Ekstrand K. In vitro cytotoxicity of fibre-polymethyl methacrylate composite used in dentures. *J Oral Rehabil* 1999;26:666-671.
182. Vallittu PK, Lassila VP. Reinforcement of acrylic resin denture base material with metal of fibre strengtheners. *J Oral Rehabil* 1992;20:225-230.
183. Vallittu PK, Narva K. Impact strength of a modified continuous glass fiber poly(methyl methacrylate). *Int J Prosthodont* 1997;10:142-148.
184. Vallittu PK, Ruyter IE, Ekstrand K. Effect of water storage on the flexural properties E-Glass and silica fiber acrylic resin composite. *Int J Prosthodont* 1998;11:340-350.
185. Vallittu PK, Sevelius C. Resin-bonded, glass fiber-resin-forced composite fixed partial dentures: a clinical study. *J Prosthet Dent* 2000;84:413-418.

186. Walther UI, Walt Her SC, Liebl B, Reichl FX, Kehe K, Nilius M, Hickel R. Cytotoxicity of ingredients of various dental materials and related compounds in L2- and A549 cells. *J Biomed Mater Res* 2002;63:643-649.
187. Waltimo T, Tanner J, Vallittu PK, Haapsalo M. Adherence of candida albicans to the surface of polymethyl methacrylate-E Glass fiber composite used in dentures. *Int J Prosthodont* 1999;12:83-86.
188. Warren DP, Colescott TD, Henson HA, Powers JM. Effects of four prophylaxis pastes on surface roughness of a composite, a hybrid ionomer, and a compomer restorative material. *J Esthet Restor Dent* 2002;14:245-251.
189. Wataha JC. Principles of biocompatibility for dental practitioners. *J Prosthet Dent* 2001;86:203-209.
190. Wataha JC, Craig RG, Hanks CT. Precision of and new methods for testing in vitro alloy cytotoxicity. *Dent Mater* 1992;8:65-71.
191. Wataha JC, HanksCT, Craig RG. In vitro synergistic, antagonistic, and duration of exposure effects of metal cations on eukaryotic cells. *J Biomed Mater Res* 1992;26:1297-1309.
192. Wataha JC, Hanks CT, Strawn SE, Fat JC. Cytotoxicity of components of resins and other dental restorative materials. *J Oral Rehabil* 1994;21:453-462.
193. Yang JM, Huang PY, Yang MC, Lo SK. Effect of MMA-g-UHMWPE grafted fiber on mechanical properties of acrylic bone cements. *J Biomed Mater Res* 1997;38:361-369.
194. Yap AU, Lye KW, Sau CW. Surface characteristics of tooth-colored restoratives polished utilizing different polishing systems. *Oper Dent* 1997;22:260-265.

195. Yoshii E. Cytotoxic effects of acrylates and methacrylates: Relationships of monomer structures and cytotoxicity. *J Biomed Mater Res* 1997;37:517-524.
196. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L. Dişhekimliğinde maddeler bilgisi, Ankara Üniversitesi Basımevi, Yayın No:17, Ankara, 1993.
197. Zaimoğlu L. Görünür ışınla polimerize olan bir kompozit reçinede yüzey sertliğinin tesbiti. *AÜ Dişhek Fak Derg* 1985;12:427-437.
198. Zaimoğlu L, Dalat D, şaklar F. Işınlama süresinin görünür ışınla sertleşen kompozit dolguların sertlikleri üzerine etkisi. *AÜ Dişhek Fak Derg* 1989;16:147-153.
199. Zhang G, Latour RA, Kennedy JM, Schutte HD, Friedman RJ. Long-term compressive property durability of carbon reinforced polyetheretherketone composite in physiological saline. *Biomaterials* 1996;17:781-789.



## **ÖZGEÇMİŞ**

1974 yılında İstanbul'da doğdum. İlk, Orta ve Lise eğitimimi Bolu'da tamamladıktan sonra Hacettepe Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi'ne girerek 1999 yılında mezun oldum. Aynı yıl Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda araştırma görevlisi olarak çalışmaya başladım ve doktora programına kayıt oldum. Halen aynı bölümde araştırma görevlisi olarak çalışmaktayım.

## **TEŞEKKÜR**

Doktora eğitimim boyunca benden desteğini esirgemeyen aileme, doktora danıőmanım Doç. Dr. Ali Kemal ÖZDEMİR'e, testlerin geręekleőtirilmesindeki katkılarından dolayı Doç. Dr. Zeynep SÜMER'e, istatistiksel değerlendirmelerin yapılmasında yardımcı olan Yrd. Doç. Dr. Ziyet ÇINAR'a ve burada isimlerini sayamadığım emeği geğen herkese teşekkür ederim.