

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

**GEÇİCİ KURON - KÖPRÜ MATERYALLERİNİN POLİETİLEN  
VE CAM FİBERLE GÜÇLENDİRİLMESİNİN BÜKÜLME  
DİRENCİNE ETKİSİNİN İNCELENMESİ**

Dt. Rabia KAVRUT

Tez Yöneticisi  
Prof. Dr. Lütfü İhsan ALADAĞ

Doktora Tezi  
ERZURUM 2007

## İÇİNDEKİLER

### SAYFA NO

1. TEŞEKKÜR.....	II
2. ÖZET.....	III
3. SUMMARY.....	IV
4. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
5. GENEL BİLGİLER.....	3
6. GEREÇ VE YÖNTEM.....	27
7. BULGULAR.....	38
8. TARTIŞMA.....	49
9. SONUÇ.....	64
10. KAYNAKLAR.....	66

## TEŞEKKÜR

Çalışmamın başından beri yardımını esirgemeyen tez danışmanım Prof. Dr. İ. Lütfü ALADAĞ'a, değerli fikirleri ile çalışmama ışık tutan kıymetli hocalarıma, çalışmalarımnda yardımcı olan tüm asistan arkadaşlarıma en içten saygı ve Őükranlarımı sunarım. Ayrıca bu zorlu dönemde her türlü desteği benden esirgemeyen aileme ve biricik oğlum Mert'e teşekkür ederim.

Araştırmamı 2004/222 numaralı bilimsel araştırma projesi ile maddi olarak destekleyen Atatürk Üniversitesi Rektörlüğüne de teőekkürü bir borç bilirim.

## ÖZET

Bu çalışma fiberle güçlendirilmiş ve güçlendirilmemiş geçici kuron-köprü materyallerinin bükülme dirençlerini belirlemek ve karşılaştırmak amacıyla yapılmıştır.

Çalışmada geçici kuron-köprü materyali olarak ısıyla polimerize olan polimetilmetakrilat (PMMA) (SR Ivocron), otopolimerizan PMMA (Tab 2000), otopolimerizan polietilmetakrilat (PEMA) (Dentalon Plus), Bis-akril kompozit (Protemp 3) ve ışıkla sertleşen kompozit (Charisma ve Tetric Ceram) ve güçlendirici olarak ise, polietilen fiber (Construct ve Ribbond-THM) ve E-cam fiber (Fiber Splint ML) kullanılmıştır. Çalışma ISO 10477 (1992) standardına uygun olarak 25x2x2 mm boyutlarında hazırlanan 10'ar örnekten oluşan 24 gruptan oluşturulmuştur. Çalışma guruplarını oluşturan örnekler fiber ilavesi ile güçlendirilmiştir. Kontrol grubunda ise herhangi bir güçlendirme işlemi yapılmamıştır. Elde edilen örneklere 1mm / dakika başlık hızı ile Instron Universal Test Makinesinde bükme kuvveti uygulanmıştır. Elde edilen verilerin istatistiksel analizi SPSS 10.01 paket programı ile yapılmıştır. İstatistiksel analizlerde ANOVA; ortalamaların karşılaştırılmasında Duncan çoklu karşılaştırma testi uygulanmıştır.

Çalışmanın sonucunda, en yüksek ortalama bükülme direnci, Construct (polietilen) fiberle güçlendirilmiş Tetric - Ceram kompozit (467,82 MPa) materyalinde gözlenirken, en düşük değer fiber içermeyen Dentalon Plus (65,82 MPa) kontrol grubu örneklerinden elde edilmiştir. Güçlendirme materyallerinin bükülme dirençleri karşılaştırıldığında en yüksek değeri Construct (polietilen fiber) gösterirken bunu Ribbond (polietilen fiber) ve Fiber-Splint ML (E - cam fiber) takip etmiştir.

## SUMMARY

Purpose of this study was to assess and compare the flexural strength values of provisional crown-bridge materials with and without reinforced fiber.

In the study, as provisional crown-bridge materials; heat polymerizing PMMA, autopolymerizing PEMA, autopolymerizing PMMA, Bis acryl composite resin and light cured composite resin, as reinforcement materials; polyethylene fiber and glass fiber were used. The study consisted of 24 groups each of which has 10 samples and prepared in the dimensions of 25x2x2 mm in accordance with ISO 10470 standart. The samples forming the study group are enhanced with the addition of fiber. But any attemp of enhancement wasn't applied for control group. With a Instron Universal testing machine at a crosshead speed of 1mm/min flexural force was applied to specimens. Obtained data were analyzed by a statistical softwere, SPSS 10.01 for Windows. Anowa and Duncan multiple comparison test methods were performed for statistical analyses.

As a result of study; tetric ceram composit resin reinforced with Construct showed the highest mean bending strength, the lowest values obtained from the control group of Dentalon Plus when the flexural strength values of reinforcement materials were compared whith each of other the Construct showed the highest value, followed by Riboond THM ve Fiber-Splint ML.

## GİRİŞ ve AMAÇ

Daimi sabit restorasyonların yapımı sürecinde diş kesiminden sonra geçici restorasyonlar ile dişi korumak gereklidir. Bu restorasyonlar çiğneme kuvvetlerine karşı koyabilecek dayanıklılığa sahip olmalı, marjinal uyumu ve estetiği iyi olmalı, pulpayı ve periodonsiyumu koruyabilmelidir. Ancak geçici restoratif materyaller düşük kırılma direncine sahiptirler. Bu nedenle, özellikle uzun gövdeli sabit bölümlü protez vakalarında, uzun süre tedavi gerektiren TME (Tempora Mandibular Eklem) hastalıklarının tedavisinde, oklüzyon dikey boyutunun değişmesi istenen vakalarda, bruksizm vakalarında ve aşırı oklüzal yük alan bölgelerde fiziksel özellikleri geliştirilmiş restorasyonların kullanımı önerilir.<sup>1-4</sup>

Geçici sabit bölümlü protezleri güçlendirmek için farklı uygulamalar mevcuttur. Bu uygulamalara; lingual ya da palatinal bölgenin döküm yapılması, ısıyla polimerize olan rezinlerin kullanılması, metal tel ve çeşitli fiber tiplerinin uygulanması örnek olarak verilebilir.<sup>5-11</sup>

Son yıllarda akrilik rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini geliştirmek için birçok fiber çeşitleri ve formları kullanılmaktadır. Bunlardan karbon, aramid, safir, cam ve polietilen gibi çeşitleri olan fiberler iplik, örgü, kıymık ve kumaş olmak üzere 4 farklı formda kullanılmaktadır. Bu özellikteki fiberler diş hekimliğinin birçok alanında kullanılmaktadır. Örneğin, periodontolojide cam fiberler dişleri immobilize etmek için geçici splint materyali olarak uygulanmıştır. Ortodontik uygulamalarda ise aramid fiberler geniş uygulama alanı bulmuştur.<sup>12-17</sup> Ayrıca cam ve polietilen fiberler; sabit protezlerde akrilik rezin içine katılmış ve olumlu sonuçlar vermiştir.<sup>2,18-21</sup>

Yapılan çalışmalar fiberle güçlendirmenin, restorasyonların mekanik özelliklerini arttırdığını gösterse de bu materyaller henüz diş hekimliği pratiğinde rutin

olarak kullanılmamaktadır.<sup>2,22</sup> Fiberle güçlendirilmiş materyallerin fiziksel özellikleri; fiberin tipine uzunluğuna, çapına, dağılımına, fiber - matriks oranına ve matriksin yapısına bağlıdır.<sup>10,23-28</sup>

Araştırmalar karbon fiberin bükülme direncini arttırdığını ancak siyah renginden dolayı kullanımının kısıtlı olduğunu göstermiştir. Polietilen<sup>16,29</sup> ve cam<sup>8,18,30-34</sup> fiberler, akrilik rezinlerin mekanik özelliklerini geliştirmeleri yanında doğal renk, biyouyumluluk ve iyi bir estetiğe sahip olmalarından dolayı geçici kuron köprü materyallerini güçlendirmek için tercih edilirler.

Bu çalışmanın amacı, geçici kuron-köprü materyallerini farklı fiberlerle güçlendirerek bükülme dirençlerine olan etkisini inceleyerek en uygun kombinasyonu belirlemeye çalışmaktır.

## GENEL BİLGİLER

### GEÇİCİ KURON VE KÖPRÜLER

Geçici kuron ve köprüler, daimi restorasyonlar için dişlerin hazırlanmasını takiben, geçici koruma sağlanması amacıyla kullanılırlar. Prepare edilmiş dişlerin geçici olarak restore edilmesiyle daimi protez yapılıncaya kadar dış etkenlerden korunma, pozisyonel stabilite, çiğneme, estetik ve kesin diagnostik bilgi sağlanır. Sabit parsiyel protezlerin, başarılı bir şekilde tamamlanabilmesi için gerekli işlemler arasında, geçici restorasyonların rolü genellikle ihmal edilmektedir. Ancak iyi yapılmış geçici sabit parsiyel protez, bize daimi restorasyonun başarısını önceden tahmin etme şansını verir. Hastanın yapılacak tedavinin sonuçlarını ve sınırlarını görmesi açısından psikolojik yönden rahatlamasını sağlar.<sup>35-41</sup>

#### **Geçici restorasyonların kullanılma amaçları:**

1. Pulpayı bakteriyel, kimyasal ve termal uyarılardan korumak ve prepare edilmiş destek dişlerin hassasiyetini azaltmak,
2. Kaybedilmiş dişlerin hemen yerine yerleştirilmesini sağlamak,
3. Destek dişlerin paralellliğini değerlendirmek ve migrasyonu önlemek,
4. Estetiği sağlamak ve hastanın oral bakımını değerlendirmek,
5. Periodontal sağlığı korumak ve periodontal tedaviye yardımcı olmak,
6. Periodontal tedavi sırasında ve sonrasında mobil dişleri stabilize etmek,
7. Dişleri dental çürüklerden korumak,
8. Vertikal ilişkiyi sağlayıp fonetiği ve kassal fonksiyonların devamını sağlamak,
9. Daimi sabit restorasyonun yapımından önce okluzal ilişkiyi, vertikal boyutu, fonetik ve çiğneme fonksiyonunu değerlendirmede yardımcı olmak,



10. Tedavi planlamasında sorunlu destek dişlerin prognozunun saptanmasına yardımcı olmak.<sup>35,37,42-46</sup>

Geçici bir restorasyonun temel özellikleri:

1. İyi bir marjinal adaptasyon sağlamalı,
2. Pulpayı ve diğer dokuları irrite etmemeli, ısı iletimi düşük olmalı,
3. Güçlü ve dayanıklı olmalı,
4. Pöröz olmamalı, plak retansiyonuna engel olacak polisajlı yüzeylere sahip olmalı,
5. Normal çiğneme fonksiyonu sırasında yerinden çıkmaması için gerekli tutuculuk ve dirence sahip olmalı,
6. Boyutsal olarak stabil olmalı,
7. Rahat ve estetik olmalı,
8. Fizyolojik kontur ve embraşura sahip olmalı, kolay temizlenebilmeli, yerinden kolayca çıkartılma ve simante edilebilme kolaylığına sahip olmalı
9. Ekonomik olmalı,
10. Alerjik reaksiyon göstermemeli,
11. Karıştırması ve uygulanması kolay olmalı, kısa sürede sertleşmeli, tamiri kolay olmalı.<sup>35,37,42-44,46-48</sup>

Prepare edilmiş dişler, yiyecek ve içeceklerin, nefes alıp verme esnasında oluşan hava akımının sebep olduğu termal ve kimyasal irritasyonlardan korunmak amacıyla geçici restorasyonlara ihtiyaç duyarlar.<sup>41,44,49</sup>

Periodontal sağlık, geçici kuron ve köprülerin oral hijyen kurallarına uygun olarak yapılması ile sağlanabilir. Geçici kuron ya da köprülerin preparasyon marjinlerine tam uyumu, normal aksiyal konturlara sahip olmaları, gingival

embraşur'lerin doğru şekillendirilmesi ve restorasyon yüzeyinin pürüzsüz olması bu hedefe ulaşılmasını sağlar.<sup>41,46,47</sup>

Geçici kuron ve köprüler, sert yiyeceklerin çiğnenmesi esnasında ya da karşıt dentisyondaki kontaklar sebebiyle oluşabilecek kırılma ve aşınmalardan prepare edilmiş dişleri korurlar. Bu problem özellikle bölümlü kuronlarda daha da önem kazanır ve preparasyonun yenilenmesine yol açabilir. Geçici kuronların doğru planlanması çiğneme sırasında oluşabilecek travmalardan yanakları, dudakları ve dili koruyacaktır.<sup>5,46,49,50</sup>

Geçici restorasyonlar daimi restorasyonlar tamamlanıncaya kadar yeterli çiğnemenin yapılabilmesini sağlamalıdır. Bu fonksiyonun başarıyla yapılabilmesi, geçici restorasyonların yapıldığı materyalin deformasyon direncine, köprünün uzunluğuna ve uygulanan kuvvetin büyüklüğüne bağlıdır. Restorasyon kırılmamalı, yerinden çıkmamalı, dişe gelen kuvvetlere karşı koyabilmeli, yerinden çıkarıldığında deforme olmamalı ve gerekirse tekrar kullanılabilmelidir.<sup>5,49</sup>

Ağzın dişsiz bölgesi konuşurken ya da gülerken görünmekte olduğundan, geçici restorasyonlar dişlerle uyumlu renk ve şekle sahip olmalıdır. Özellikle anterior dişlerde ve maksiller premolarlarda, geçici restorasyonların iyi kozmetik sonuç vermesi istenir.<sup>45,46,51</sup>

Geçici restorasyonlar, en iyi diş formunu gözlemlemek ve daimi restorasyonlar hakkında düzenlemeler yapmak için kullanılırlar. Ayrıca daimi restorasyon yapılmadan önce dudak desteği ve fonetik hakkında karar vermede yardımcı olurlar. Destek dişlerin periodontal prognozu ve karşıt dişlerden gelen okluzal kuvvetlere karşı dayanıklılıkları hakkında bilgi sahibi olmamızı sağlarlar. Geçici restorasyonların ağızda kaldığı süre içinde, hastanın oral hijyen alışkanlıkları

gözlenir ve daimi restorasyonlar için yapılacak planlamalar hakkında fikir verilir. Geçici restorasyonlar, yeni mandibular pozisyonun, yeni oklüzal ilişkinin ve vertikal boyutun uyumluluğunun değerlendirilmesine yardımcı olurlar.<sup>36</sup>

Fizyolojik olarak kabul edilebilir bir geçici restorasyonun yapımında, hastaya yeterli sürenin ayrılması ve gerekli özenin gösterilmesi şarttır. Periodontal tedaviye gereksinimi olan sabit protez hastalarında geçici restorasyonun kullanılma süresi önemlidir. Geçici protezin daimi restorasyonun yapımı sırasında sorunlu dişler ve destek dokuların değerlendirilmesi amacıyla uzun süre kullanılması önerilmektedir.

44

Geçici restorasyon gingiva sağlığını en iyi şekilde korumak ve sürdürmek zorundadır.<sup>35,42,44,52</sup> Restorasyonun bunu başarabilmesi için konturlarının doğru, gingival adaptasyonun mükemmel ve embraşur'lerinin en uygun şekilde olması zorunludur. Geçici restorasyonların konturları doğal dişin konturuna benzer şekilde olmalıdır. Aşırı ya da düz konturlar gingival irritasyona sebep olabilirler. Geçici restorasyonların kenarlarının gingivayı irrite edecek şekilde uzun olmaması gerekir. Aksi takdirde oluşabilecek travma gingival inflamasyona, gingivanın çekilmesine, hipertrofiye ya da en azından simantasyon sırasında kanamaya sebep olur.<sup>37,41,42,52</sup> Geçici restorasyonların sınırları subgingival olarak bitirildiğinde kenar uyumu periodontal sağlığı devam ettirebilecek özellikte olmalıdır.<sup>41,42,46,52</sup>

## **GEÇİCİ KURON VE KÖPRÜLERİN YAPIMINDA KULLANILAN MATERYALLER**

Diş hekimliğinde geçici restorasyonların uygulamasına 1930'lu yıllardan sonra başlanmıştır. Ancak, o yıllarda günümüze oranla, akrilik geçici restorasyon

materyallerinin basit ve renk çeşidinden yoksun oluşu, bu restorasyonların daha geniş alanda kullanımını kısıtlamıştır.<sup>35</sup>

**Geçici kuron-köprü materyallerinden beklenen özellikler şunlardır:**

1. Elle şekillendirmeye uygun olmalı: Yeterli çalışma zamanına sahip olmalı, kolay şekillendirilebilmeli,
2. Dokuya uyumlu olmalı: Toksik, alerjik, ekzotermik olmamalı,
3. Sertleşme süresince boyutsal stabiliteye sahip olmalı, kolay şekillendirilebilmeli ve kolay cilalanmalı,
4. Yeterince dayanıklı ve aşınmaya dirençli olmalı,
5. Renk stabilitesi iyi olmalı,
6. Isı iletimi düşük olmalı,
7. Pulpa ve periodonsiyumu irrite etmemelidir.<sup>5,37,41,43,46,53-55</sup>

**Geçici materyallerin sertleşme şekillerine göre sınıflandırılması:**

1. Kimyasal olarak aktive olan otopolimerizan akrilik rezinler
2. Isı ile aktive olan akrilik rezinler
3. Işık ile aktive olan akrilik rezinler
4. Dual yani hem ışık hem de kimyasal olarak aktive olan rezinler<sup>37</sup>

**Geçici restorasyon yapımında kullanılan materyaller:**

1. Polimetilmetakrilatlar,
2. Polietilmetakrilatlar,
3. Epimin rezinler,
4. Bis-akril kompozitler,
5. Isıyla sertleşen akrilik rezinler ve
6. Işıkla sertleşen kompozit rezinler.<sup>5,37,41,43,53</sup>

### **Poli (metilmetakrilatlar) (PMMA)**

Sabit protezlerde geçici restorasyon yapımında uzun yıllardan beri kullanılmakta olan bir materyaldir.<sup>56,57</sup> Farklı hazırlama yöntemleri ile otopolimerizan ve ısı ile polimerize olan PMMA materyalleri kullanılarak geçici kuron köprü yapımı, bir çok araştırmacı tarafından tanımlanmıştır.<sup>35,37,40,43,51,52,58</sup> Polimerizasyonu, PMMA tozunun dimetil p-toluidin benzeri aktive edici bir amin içeren metilmetakrilat monomeri ve benzoilperoksitle karıştırılması sonucu oluşur.<sup>37,56</sup> Üstün fiziksel özelliklere sahiptir, dayanıklıdır, renk stabilitesi iyidir ve cilalanması kolaydır.<sup>59</sup> Bazı çalışmalarda PMMA'ların polimerizasyonunun yüksek ekzotermik reaksiyon gösterdiği ve oluşan ısı derecesinin materyalin hacmine bağlı olarak değiştiği gösterilmiştir.<sup>59-61</sup> Polimerizasyon sırasında büyük hacimsel büzülme göstermesi ve monomerin pulpa ve yumuşak dokuları irrite etmesi bir diğer dezavantajdır.<sup>41,59</sup> Bu materyalin özellikle indirekt teknikte geçici restorasyon yapımında kullanılması önerilir.<sup>35,59,62</sup>

### **Poli (etilmetakrilatlar) (PEMA)**

Poli (etilmetakrilatlar) 1960'larda kullanılmaya başlanmıştır. Poli (etilmetakril) tozu ve n-butil metakrilat monomer sistemine dayalı olarak geliştirilmiştir. PEMA'nın polimerizasyonu sırasında pulpa ve gingival dokuya verdikleri kimyasal ve ekzotermik irritasyon PMMA' lardan daha azdır.<sup>59</sup> PMMA' larla karşılaştırıldıklarında renk stabiliteyi daha düşüktür. Ayrıca sertliği ve aşınmaya olan dirençleri de yetersizdir.<sup>52,59</sup>

### **Epimin Rezin**

Etilimin türevi olan bu materyal, bileşiminde epoksi rezin bulunan bir plastiktir. Epoksi rezin ile arasındaki fark, epimin rezinlerde oksitin bir imin grubu tarafından oluşturulmasıdır. Bu materyal pat ve katalizörden ibarettir. Pat, bis - fenolün etilen imin

türevini içerir. Katalizör ise benzen sulfonik asit esteridir. Pat ve katalizör karıştırıldığında polimerizasyon işlemi çapraz bağlama sonucu gerçekleşir.<sup>41</sup> Epimin plastiğin katalizörü yumuşak dokuda hipersensitiviteye sebep olur. Epimin rezin serbest monomer içermez, bu sebeple pulpa irritasyonu düşüktür. Minimal ekzotermik ısı ile kısa sürede sertleşir.<sup>52</sup> Epimin rezin fleksibil bir materyaldir. Ancak karıştırıldıktan yaklaşık 15 dakika sonra çapraz bağlanma sonucu rijit hale gelir. Materyalin gerilme ve sıkışma direnci azdır, aşınmaya karşı az direnç gösterir. Ayrıca renk seçiminin sınırlı olması, renk stabilitesinin düşük olması ve akıcı olmaması da dezavantajları arasında sayılabilir.<sup>52,63</sup>

### **Bis-akril Kompozit Rezinler**

Aromatik di (metakrilat) esasına dayanan ve Bis - GMA ya da Bowen rezin olarak isimlendirilen bu rezinler Bis - fenol A ve glisidil metakrilatın bileşiminden oluşur. Materyalin ısı vücut ısısına yakındır, kokusu ve tadı yoktur. Radyoopaktır, öjenolden etkilenmez. Yüzey özellikleri tatmin edicidir. Eğilme direnci ve abrazyona karşı direnci yüksek olduğundan, uzun köprülerin yapımında kullanılması önerilmektedir. Materyalin büzülme miktarı azdır, renk stabilitesi ve adaptasyonu oldukça iyidir ve kolaylıkla tamir edilir.<sup>53,59,61</sup>

### **Isıyla Sertleşen Akrilik Rezinler**

Uzun süreli geçici restorasyonlar için, ısıyla sertleşen akrilik rezinlerin kullanılmasının avantajlı olduğu düşünülmektedir, materyalin dayanıklı ve estetik olması avantajlarıdır. Ancak ısı ile sertleşen akriliklerden geçici kuronlar yapılması, özel alet ve zaman alan işlemler gerektirir.<sup>37,41,43,59</sup>

## **Işıklı Sertleşen Kompozit Rezinler**

Dayanıklı ve oldukça estetik olan mikropartiküllü kompozit rezinlerdir. Bu rezinlerin kullanımında, pulpayı korumak ve komşu dişlerin oluşturduğu tutucu alanlardan kuru rahatça çıkarabilmek amacıyla; indirekt metod, direkt metoda tercih edilmektedir. Işığın uygulama süresi seçilen renge, materyalin kalınlığına ve ışık kaynağına bağlıdır. Kuru her yüzeyine 40-60 saniye ışık uygulanması yeterlidir. Mikro partiküllü kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmeleri azdır. Bu nedenle kenar uyumları diğer materyallere göre daha iyidir. Dayanıklılıkları fazladır. Marjinlere ilave yapıldığında kompozit rezinin ilave miktarı orijinal materyale bağlanır. Restorasyon yapılırken renkleri karıştırmak kolay olduğundan estetik sonuçlar çok iyidir.<sup>59</sup>

## **Geçici Kuru ve Köprülerin Sınıflandırılması**

Kullanım sürelerine göre ikiye ayrılırlar.

### **1- Kısa süreli geçici kuru ve köprüler**

Oklüzal ve proksimal kontakların devamı ile, prepare edilmiş dentinin korunmasını, görünümün düzeltilmesini ve prepare edilmiş dişin eğilmesinin ve uzamasının engellenmesini amaçlayan uygulamalardır. Basit tekniklerle hazırlanırlar ve geçici simanlarla simante edilirler.<sup>42,59,63</sup>

Preparasyon sonucunda, dişten oldukça fazla miktarda mine dokusu kaldırılmış olur. Aynı zamanda dentin dış etkenlere karşı korumasız kalır. Bu nedenle özellikle canlı dişlerde, aynı seansta, prepare edilen dişlerin geçici kuruyla restorasyonu gerekir.<sup>42,63</sup>

Daimi restorasyonlar hazırlanırken, geçici restorasyon uygulamalarının değişik şekilleri vardır. Bunlar; inley preparasyonların geçici simanlarla kapatılmasından, veneer kuron preparasyonların akrilik kuronlarla örtülmesine ve geçici akrilik köprülerin yapımına kadar değişen uygulamalardır. Bu geçici uygulamalar özel olarak hazırlanan ya da önceden hazırlanmış çeşitli kuron tiplerini içerir.<sup>42,63</sup>

Fabrikasyon alüminyum silindirler, anatomik metal kuron formları, şeffaf selüloz kuronlar ve diş rengine polikarboksilat kuron formları hazır prefabrik kuronlara verilebilecek örneklerdir.<sup>42,63</sup>

## **2- Uzun süreli geçici kuron ve köprüler**

Kısa süreli geçici kuron ve köprülerin tüm işlevlerini yerine getirmekle birlikte, daha uzun süre kullanılmak üzere yapılırlar.<sup>42,59,63</sup> Amaç; daimi restorasyonların yapımından önce, planlanan diğer tedavilerin kontrolü ve değerlendirilmesinin yapılabilmesine imkan tanımaktır. Örneğin; çekim sonrası iyileşmeyi beklediğimiz süre içinde geçici kuron ve köprüler yapılabilir. Mevcut restorasyonların iyi olmayan sınırlarından dolayı periodontal rahatsızlıklar söz konusu ise kenar uyumu iyi olan geçici restorasyonlar yapılarak periodontal tedavinin sonuçlanması beklenir ve bundan sonra daimi restorasyonlar yapılabilir. Benzer bir şekilde oklüzyonda bir değişiklik yapılacağı zaman; örneğin dikey boyut yükseltilecek ise, geçici restorasyonlar yapılır, birkaç ay hasta ağızda bırakılıp hastanın bu değişikliğe karşı toleransı değerlendirilir ve sonra daimi restorasyonun yapımına geçilir. Bu süre içinde hastanın oklüzyonunda gerekli düzeltmeler yapılabilir.<sup>1</sup> Ayrıca tempora mandibular eklem (TME) rahatsızlıklarının tedavisi ya da implant yapımı gibi uzun süren tedaviler için geçici amaçla uzun süreli kuron ve köprü protezleri yapılabilir.<sup>1,4</sup>



Bu tür uzun süreli geçici restorasyonların diğer bir endikasyonu ise apikal rezeksiyon geçiren ve protetik tedavi gerektiren dişler olabilir. Cerrahi operasyon öncesinde hazırlanan geçici kuron ve köprüler aynı seansta hastaya takılır ve dişlerin prognozu belli olduktan sonra daimi restorasyonlara geçilir.<sup>42,63</sup>

## **DIŞ HEKİMLİĞİNDE FİBERLE GÜÇLENDİRMENİN TARİHÇESİ**

Klinik diş hekimliğinde fiberle güçlendirmeye ilgili denemeler 35 yıl kadar önce başlamıştır.<sup>23,30,31</sup> 1960 ve 1970' li yıllarda araştırmacılar standart PMMA protezleri cam ya da karbon fiberlerle güçlendirmeye çalışmışlar, daha sonra 1980' li yıllarda benzer denemeler tekrarlanmıştır.<sup>2,6,12,64,65</sup> Fiberler sabit protetik restorasyonlarda, splint yapımında ve fiber ile güçlendirilmiş implant için alt yapı yapımında kullanılmıştır.<sup>1,2,12,30,66-70</sup> Bu materyaller ve teknikler laboratuvar denemelerinde artmış mekanik özellikler göstermelerine karşın, klinik kullanımda mekanik özelliklerin yetersizliği ve uygulama zorluklarından dolayı, çok fazla kabul görmemişlerdir. Bu uygulamalar sırasında serbest fiberleri el ile şekillendirmek çok zor olmakta ve bozulmalarını ya da kontamine olmalarını engellemek için ise çok büyük dikkat gerekmektedir. Bu nedenle fiberlerin eklenmesiyle mekanik özellikler artarken, bu ilerlemenin derecesi ticari ürünlerde sağlanan başarıdan uzaklaşmıştır. Beklenenden daha düşük mekanik sonuçlar alınmasının iki sebebi olabileceği düşünülmüştür. Bunlardan birincisi dental rezinlerin içine yerleştirilen fiberin etkin içeriğinin hacim olarak %15'den düşük olması, ikincisi ise fiber yığınlarının rezin ile düşük oranda ıslatılabilmesi ve buna bağlı olarak fiber ile rezin arasında boşluğa ya da uygun olmayan birleşmeye neden olmasıdır. Fiber ile güçlendirmenin teorik olarak etkili

olmaması endüstriyel ürünlerin hacimsel yönden % 50 - % 70 oranında fiber içermesi ile açıklanmıştır.<sup>30</sup>

1980' li yılların sonlarında, araştırmacılar rezin tarafından fiberlerin tam doyurulmasının başka bir deyişle fiber ile matriks arasındaki etkili birleşmenin önemine dikkat çekerek, diş hekimliği için uygun teknikler geliştirmeye başlamışlardır.<sup>30</sup>

Bu tekniklerden biri, diş hekimi ya da diş teknisyeninin fiber demetlerine düşük viskoziteli rezini elle uygulaması ve tam bir ıslatma sağlamasıdır. Bu uygulama uygun fiber ve rezin seçilmesi ve el becerisi gerektirmesi gibi dezavantajlara sahiptir. Diğer teknik ise, kontrollü üretim yöntemleri ile hazırlanmış önceden doyurulmuş fiber demetlerinin kullanılmasıdır. Birkaç farklı imal yöntemi bulunmasına karşın bunların hepsinde fiberler fabrikasyon olarak rezin içine sarılarak, rezinin fiber yığını içine girmesi sağlanmaktadır. Farklı imalat uygulamaları fiberlerin içeriğini ve son boyutunu, rezinin viskozitesini, hazırlanma hızını, fiber yığınları üzerindeki gerilmeyi kontrol eder. Bu hazırlama işlemleri yüksek fiber içeriği, tam ıslatma, minimum eksiklik ve önceden doyurulmuş fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin çapraz kesit boyutunun kontrolüne izin vermektedir.<sup>1,30</sup>

#### **Diş Hekimliğinde kullanılan fiberler:**

- Karbon - Grafit Fiberler,
- Aramid Fiberler,
- Polietilen Fiberler,
- Cam Fiberler.<sup>1,30,71</sup>

**1. Karbon - Grafit Fiberler:** Karbon fiberler ilk kez 19. yüzyılın sonlarında ince bambu filizleri ve karbon fiberlerin karbonize edilmesiyle elde edilmiştir. Karbon fiberlerin kullanımı 1971'de Schreiber tarafından denenmiş, akriliğin çarpma

dayanıklılığını %50 arttırdığı görülmüştür.<sup>65</sup> Karbon fiberlerin kütlesi, 200 - 250 °C havada ve daha sonra 1200 °C'de durağan atmosferde ısıtılarak poli (akrilonitrat)'dan yapılır. Bu işlemde karbon atom zincirleri bırakılarak hidrojen, nitrojen ve oksijen uzaklaşır ve böylece karbon fibriller oluşur.<sup>7</sup> Ayrıca zift ve rayon gibi ön hazırlayıcı materyallerden de karbon fiberler üretilmektedir. Karbon fiberler ince tabakalardan meydana gelen grafitlerin birbiri içine dağılmış fibrillerinden meydana gelmektedir.<sup>30</sup> Karbon fiberler önceleri PMMA yapısını güçlendirmede, implant destekli sabit bölümlü protezlerde, kök kanal postları olarak ortaya çıkan kırıkların önlenmesinde kullanılmış ve polimerlerin kırılma dayanıklılıklarını arttırmıştır. Ancak koyu rengi dezavantaj oluşturmaktadır.<sup>6,12,13,32,33,65,72,73</sup> Bu nedenle son yıllarda estetiğin çok önemli olmadığı, kanal postlarında kullanılmaktadır.<sup>6,8,31,65,74</sup>

Farelere yapılan karbon implantasyonu içeren bir çalışmada uzun süreli toksisite rapor edilmemesine karşın karbon fiberlerin potansiyel bir toksisitesinin olduğu düşünülmüştür.<sup>13</sup> Bununla birlikte incelenen örneklerde cilt irritasyonunun geliştiği bazı problemler yaşanmıştır.<sup>7</sup>

1980'den sonra karbon fiber kullanımı oldukça azalmıştır. Bunun nedeni; fiberin işlenmesinin zor olması, rezin içine fiberin tam olarak yerleştirilememesi, protez kaidesi ile fiber birleşim yerlerinde cilalama ile ilgili problemler, renginden dolayı kötü estetik, karbonun potansiyel toksisitesi ve güçlendirmeye alternatif metodların geliştirilmesidir.<sup>75</sup>

**2. Aramid Fiberler:** Aromatik poliamid fiberlerin jenerik ismidir. Organik polimerik yapıdaki bu fiberler poli (paraphenylene terephthalamide) likit kristalin solüsyonlarından üretilmektedir. Gerilmeye karşı yüksek kuvvet ve dayanım göstermesine karşın mikro fibril yapısından dolayı sıkıştırma ve bükülme kuvvetlerine

karşı diğer fiberlere oranla daha düşük dayanım göstermektedir.<sup>32,33,73</sup> İlk kez duPont tarafından ticari olarak Kevlar ismiyle üretilmiştir.<sup>32</sup>

Aramid fiber, karbon fibere göre daha iyi ıslanabilme özelliğine sahiptir. Sarı renginden dolayı estetik bölgelerdeki kullanımı sınırlıdır. Yapılan çalışmalarda toksisite yapmadığı bulunmuştur.<sup>76</sup>

**3. Polietilen Fiberler:** 1988'de ilk kez Braden ve arkadaşları<sup>29</sup> protez kaidesini güçlendirmek için kullanmışlardır. Organik polimer yapısında olan Ultra High Modulus Weight Polietilen (UHMWP) Fiberdir. Karbon - karbon çift bağı içeren bir hidrokarbon olan etilenin serbest radikal polimerizasyonu ile polietilen oluşmaktadır.<sup>32</sup> Polietilenin işlem görmesi ile polimerik zincirler düzenlenmekte ve yüksek oryantasyona sahip polietilen fiberler meydana gelmektedir. Doğal rengi, düşük yoğunluğu ve biyolojik uyumluluğu, kimyasal etkisinin olmaması, çözünmeye karşı dirençli olması, estetiği ve hidrofobik özellikleri gibi avantajları bulunmaktadır.<sup>29</sup> Polietilen fiberlerin en büyük dezavantajı 140°C'den sonra yapısal olarak bozulmaları nedeniyle yüksek ısı ile polimerize olan kompozitlerle kullanılamamasıdır.<sup>16,29,30</sup>

Diş hekimliğinde kullanılan polietilen fiberlerle beklenen başarının sağlanamamasının polimer kompozitle fiberin adezyonundaki problemten kaynaklandığı bildirilmekte ve bunun nedeni olarak da fiberin düşük yüzey enerjisine sahip olması ve fiberde kimyasal bağlanma yüzeylerinin eksik olması gösterilmektedir.<sup>77</sup> Bu nedenle son yıllarda polietilen fiberlerin yüzeyleri plazma ile işleme tabi tutularak polimer yapının fiberlere adezyonu arttırılmaya çalışılmaktadır.<sup>14,15,29,31,75,78</sup> Plazma dışında helyum, kromik asit, zirkonat bağlayıcı ajan, benzoil peroksit ve poli (2-hidroksietil metakrilat) kullanılmaktadır.<sup>29</sup>

**4. Cam Fiberler:** Cam fiber, camın ince filamentler haline getirilmiş şeklidir. 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 kullanılmaktadır. 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 ( $\text{BaO}$ ) ve civa oksit ( $\text{HgO}$ )'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.<sup>30</sup>

Cam fiberler 1960' ların başından itibaren diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Renksizliği ve doku uyumu gibi avantajları sayesinde tercih edilir hale gelmiştir.<sup>8,18,30-34</sup>

Cam fiberler yanmaz, inhalasyonları düşüktür, ancak solunum sisteminde irritasyona sebep olabilirler. Sindirim sisteminde toksik etkisi vardır, gözler ve deri için irritandır.<sup>16</sup>

Diş hekimliğinde kullanılan cam fiberlerin kompozisyonları birbirinden farklılıklar göstermektedir. Fiber ile güçlendirilmiş kompozitlerde (FRC) kullanılan devamlı fiberler genellikle alkalisiz camdan oluşur ve elektriksel cam yani, E-cam olarak bilinmektedirler.<sup>79</sup> E-cam  $\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-CaO-MgO}$  sistemine dayanır ve bu sistem iyi cam oluşturabilme kabiliyetine sahiptir.<sup>70,79</sup> Bükülmeye ve çarpmaya dayanıklılıkları oldukça yüksektir.<sup>24,31</sup> Yüzey kaplama işlemi uygulandığında, akrile

yapışma özellikleri de gelişmektedir.<sup>80</sup> Özellikle silan bağlayıcı ajanla kullanıldıklarında, akrile daha iyi yapıştıkları yapılan araştırmalarda ortaya konulmuştur.<sup>18</sup>

E-cam yüksek CaO içeriğinden dolayı, bu kompozisyona benzer asidik solüsyonlarda düşük direnç göstermektedir. Bu nedenle E-camın kompozisyonu B<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile karıştırılıp, CaO içeriği azaltılarak modifiye edilmiştir. Cam kompozisyon fiberlerin hidrolitik stabilite ya da korozyon direncini etkilemektedir. Korozyon, fiberin saklanması esnasında oluşabileceği gibi yapım esnasında da oluşabilmektedir. B<sub>2</sub>O<sub>3</sub> içeriği, cam fiberin yüzey enerjisini düşürebilir, çünkü B<sub>2</sub>O<sub>3</sub> suyla çok reaktiftir. Özellikle cam fiberin hazırlanması esnasında yüzeyde birikebilecek B<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, FRC'nin ara yüzünde hidrolitik bozulmaya karşı hassasiyeti arttırmaktadır.<sup>79</sup>

Cam fiberlerin birçok farklı tipi elde edilebilir. Bunlar; E-cam, S-cam, R-cam, V-cam ve Cemfil'dir. Bunların içinde alümina miktarı yüksek, alkali ve borsilikat miktarı düşük olan E-cam, bükülme direnci yönünden en iyisidir.<sup>9,30,79</sup>

### **Fiber Şekilleri**

- İplik fiberler (tek yönlü),
- Örgü fiberler (çift yönlü),
- Kumaş fiberler (çok yönlü) ve
- Kıymık fiberler.<sup>30,34,65</sup>

### **FRC'in Mekanik Kuvvetini Etkileyen Faktörler<sup>10,23-28</sup>**

**1. Fiberlerin Oryantasyonu:** Tek yönlü fiberler uzun, devamlılık gösteren ve birbirine paralel seyreden, 6-7 µm kalınlığında tek fiberlerden oluşan, sayıları 1000 ile 200.000 arasında değişen fiber demetleri halinde bulunmaktadır.

Tek yönlü fiberler kompozit yapıya anizotropik mekanik özellikler vermekte ve en yüksek gerilimin yönünün bilindiği durumlarda kullanımı uygun bulunmaktadır.<sup>19,30,32</sup> Bu tip materyaller sabit bölümlü protezlerde destek alt yapı olarak bazı hareketli bölümlü protez şekillerinde ve kavite esasına dayanan periodontal splintlerde uygulanmaktadır.<sup>19,30</sup>

İki ya da çok yönlü fiberler dokuma ve örgü tarzında yapılarıdır. Dokuma fiberler keten, saten ve çapraz dokunmuş kumaş tarzında farklı yüzey yapılar içermektedir. Dokuma ve örgü fiberler izotropik, başka bir deyişle ortotropik mekanik özelliklerine bağlı olarak kullanıldıkları kompozite her yönde dayanım sağlamaktadırlar. Bu nedenle kompozite uygulanacak en yüksek gerilimin yönünün bilinmediği durumlarda kullanımları uygun bulunmaktadır.<sup>32</sup> Çok yönlü fiberlerin endikasyonları arasında kuron, diş üstü protez ve yüzey tutuculuğu ile sağlanan periodontal splintler yer almaktadır.<sup>5,19,30</sup>

Tek yönlü fiberlerle sağlanan bir diğer güçlendirme fiber-mat olarak tanımlanmaktadır. Güçlendirme kesilmiş fiber-mat olarak adlandırılan kısa tek yönlü fiberlerin rastgele yerleştirilmesi ile sağlanmaktadır. Bu fiber yapılar da kompozite izotropik mekanik özellikler vermesine karşın tek yönlü fiberle güçlendirme ile karşılaştırıldığında daha düşük germe dayanımı ve elastisite modülü göstermektedir. Bu nedenle diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmamaktadır.<sup>32</sup>

**2. Fiberlerin Niceliği:** Fiberlerin niceliği, fiberin matriks içindeki ağırlığı ile değil, hacmi ile tanımlanmaktadır. Bu nedenle fiber içeriği fazla bile olsa, yoğunluğu düşük olan fiberlerle hazırlanan örneklerde beklenenden daha düşük dayanım kuvvetleri elde edilmektedir. Cam fiberlerin özgül ağırlığı karbon - grafit, aramid ve UHMWP fiberlerden daha yüksek olduğu için eşit miktarda kullanıldıklarında, cam fiberlerle daha üstün kuvvetlendirme sağlanmaktadır.<sup>32</sup>

Akrilik rezin polimer matriks içindeki fiberlerin niceliğindeki artış ile protez kaide polimerlerinin germe ve sertlik dayanımının arttığı bildirilmektedir.<sup>15,24,25,71</sup>

**3. Fiberlerin polimer matriks ile doyurulması:** Doyurma işlemi, rezin matriksin her bir fiberin her bir yüzeyi ile kontakt haline geçmesi anlamına gelmektedir. Fiberle güçlendirme ancak materyale gelen yükün matriksten fibere iletiildiği durumlarda başarılı sayılmaktadır.<sup>30</sup>

Endüstri alanında termoplastiklerle fiberin doyurulması farklı hazırlama yöntemleri ile başarılı olarak uygulanmaktadır. Ancak bu yöntemler klinik diş hekimliği ve laboratuvar teknolojisindeki ihtiyaçlara cevap verememektedir.<sup>30,71</sup>

Fiberlerin doyurulmaması iki farklı şekilde açıklanmaktadır. Bunlardan ilki rezinle fiberlerin yeterince ıslatılmaması, diğeri de fiberlerin arasındaki rezinin polimerizasyon sırasında oluşan büzülmesidir.<sup>30,71</sup> Bu problemlerin giderilmesi amacıyla fiberlere fabrikasyon olarak ön doyurma işlemi uygulanmaktadır.<sup>30</sup>

Ön doyurma işlemi ışıkla sertleşen monomer sistem ile ya da poröz polimer sistem ile yapılmaktadır.<sup>24,32,77,80</sup> Yüksek poroziteye sahip polimer ile ön doyurulan fiberler tamamen birbiri içine nüfuz eden bir ağ örgüsü oluşturmaktadır.<sup>24,77,80</sup> Di (metakrilat) monomer ile yapılan ön doyurulma işlemi ise fiberlerin di (metakrilat) rezinlerle kullanımını kolaylaştırmaktadır.<sup>77</sup>

Fiberlerin matriksle uygun olarak doyurulmadığı durumlarda FRC'nin mekanik özellikleri olumsuz olarak etkilenmektedir.<sup>24,81</sup> FRC'nin düşük doyurulmuş bölgelerinde su emilimi artmaktadır.<sup>23,82</sup> Ayrıca tam doyurulmamış bölgelerde oral mikroorganizmaların penetrasyonu artmakta, bu da restorasyonlarda renk değişikliğine sebep olmaktadır.<sup>23</sup>

**4. Fiberlerin matrikse adezyonu:** Fiberle güçlendirilmiş yapının mekanik özelliklerini etkileyen en önemli değişkenlerden biri de adezyondur. Polimer ve



fiberler arasındaki kimyasal bağlanma ideal olarak kovalent yapıdadır. Uygun adezyon, gerilimin matriksten fiberlere transferini kolaylaştırmaktadır.<sup>30,71</sup>

Fiberin matrikse yapışmasını daha etkili kılmak için ;

- Fiberin polimer matriks içine yerleştirilmeden önce monomerle doyurulması,
- Fiberin monomer-polimer karışımında bekletilmesi,
- Fiber yüzeyinin silan, plazma, epoksi rezin vb. farklı yöntemlerle kaplanıp, daha sonra monomer ya da polimer-monomer karışımında bekletilmesi önerilmektedir.<sup>1,9,10,17,22,25,29,65,73,78,83,84</sup>

Silan birleştirme ajanları polimer ve cam fiberler arasındaki adezyonu sağlamak için kullanılmaktadır.<sup>29,33,65,73,85</sup> Silan birleştirme ajanlarının cam yüzey üzerindeki oluşturdukları kalınlık, fiber ve polimer yapının adezyonunu etkilemektedir. Cam yüzey üzerinde biriken silanın içeriği silanın konsantrasyonu değiştirilerek düzenlenmektedir.<sup>85</sup>

Silan, polimer matriks ile fiberler arasındaki adezyonu başarıyla sağlamasına karşın, cam fiber yüzeyinde biriken polisiloksan ağ yapısı hidrolizise meyillidir. Hidrolizis, suyun polimer matrikse difüzyonu ve cam fiber-polimer matriks ara yüzeyine ulaşması ile gerçekleşmektedir. Böylece su silanın sağladığı adezyonu bozmaktadır. Hidrolizis FRC'nin fiziksel özelliklerini azaltmaktadır.<sup>79,82,85</sup>

### **Diş Hekimliğinde Kullanılan FRC Materyallerinin Kullanım Alanları:**

Fiber ile güçlendirme 1960' ların başından beri diş hekimliği literatüründe tartışılmaktadır. Buna karşın ticari ürünlerin kullanılışı son zamanlarda gündeme gelmiştir ve bundan sonra genel klinik kullanım kabul görmüştür. Önceki çalışmaların çoğu hem artmış mekanik özelliklerden hem de klinik tekniklerden bahsetmektedir.<sup>30,75,76</sup>

Diş hekimliğinde fiberler aşağıdaki alanlarda kullanım görmektedir.<sup>30,31,77,86</sup>

1. Hareketli protezlerde tam ya da bölgesel olarak protez kaidesini güçlendirmede,

2. Hareketli protezlerde kırık tamirinde,<sup>87,88</sup>
3. Sabit bölümlü protezlerde alt yapının planlanmasında ve inley yapımında,
4. Geçici sabit restorasyonların yapımında,
5. Periodontal olarak mobil dişleri splintlemede,
6. Ortodontik tutucularda,
7. Endodontik post-kor yapımında kullanılmaktadır.

### **Polimer Esaslı Akrilik Rezinin Güçlendirilmesi**

Polimer esaslı akrilik rezinler, geçici sabit bölümlü protez yapımında veya hareketli protez yapımında kullanılmaktadır. Bu rezinler tipik olarak toz (polimer) ve likit (monomerin) çok fazlı polimerizasyonu ile oluşturulan PMMA yapısında akrilik rezinler olarak bilinmektedir.<sup>89</sup>

Akrilik rezin ile yapılan hareketli protezler bir kaç yıllık kullanımdan sonra kırılma eğilimi göstermektedirler. Bu problemi gidermek amacıyla akrilik rezinler geleneksel olarak metal teller ya da kafesler ile güçlendirilmektedir. Bu güçlendiriciler akrilik rezin yapısının bükülme direncini artırırken, yorulma direnci üzerinde önemli bir etkide bulunamamaktadır.<sup>32,73,84</sup> Bu nedenle akrilik rezinlerin geleneksel olarak güçlendirilmesinde alternatif olarak uzun yıllardan beri çeşitli fiberler kullanılmaktadır.<sup>10,24,30,32</sup>

Karbon fiberlerle yapılan güçlendirmenin rezinin mekanik özelliklerini arttırdığını bildiren çalışmalar bulunmasına karşın oluşturdukları estetik problemler yüzünden günümüzde akrilik rezinlerin güçlendirilmesinde genellikle kullanılmamaktadırlar.<sup>72</sup>

Akrilik rezinlerin güçlendirilmesinde kullanılan bir diğer fiber de UHMWP fiberlerdir. Bu fiberler polimer yapıya düşük adezyon göstermektedir. Bu nedenle bazı

çalışmalarda UHMWP' nin akrilik rezinlerin mekanik özellikleri üzerinde önemli bir etki yapmadığı bildirilmektedir.<sup>11,17</sup> Ancak UHMWP güçlendirilmesi ile akrilik rezinlerin mekanik özelliklerinin arttırıldığını bildiren çalışmalar da bulunmaktadır.<sup>14,15,29,78</sup>

Akrilik rezinlerin güçlendirilmesinde en çok kullanılan fiber, cam fiberdir. Cam fiberle güçlendirme tam ve bölümlü fiberle güçlendirme olarak iki 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. Bu açığa çıkma sonucu allerjik reaksiyon ve yumuşak doku irritasyonu oluşabilmektedir.<sup>24,32</sup> Ayrıca bu bölgelerde mantar hücrelerinin birikimi de artmaktadır.<sup>23,24</sup> Tam fiberle güçlendirmede PMMA'nın viskozitesi yüksek olduğu için başarılı bir doyurma işlemi sağlanamamaktadır. Başarısız bir doyurma sonucu rezinin su emilimi artmakta, bu da rezinin mekanik özelliklerini olumsuz yönde etkilemektedir.<sup>81,82</sup> Bölümlü fiberle güçlendirme rezinin en zayıf olduğu bölgeye otopolimerizan rezinlerle uygulanmaktadır. Resinin viskozitesi daha düşük olduğu için başarılı bir gömülme ve doyurulma işlemi gerçekleştirilebilmektedir.<sup>24,32</sup> Ancak bu materyallerle yapılan çalışmalarda fiber ve resin arasında boşluklar oluştuğu ve bunun da rezinin mekanik özelliklerini olumsuz etkilediği bildirilmiştir.<sup>19,85</sup>

Bu problemleri gidermek amacıyla akrilik resin yapımında günümüzde fabrikasyon olarak ön doyurulmuş fiberler kullanılmaktadır. Bu tür fiberlerle yapılan çalışmaların sonucunda akrilik resinin mekanik ve fiziksel özelliklerinin arttığı saptanmıştır.<sup>24</sup>

Geçici sabit bölümlü protezlerin rijiditesi ve kuvveti polimer ve güçlendiricinin tipine bağlı olarak değişiklik göstermektedir.<sup>5,45,49,50</sup> Nohrström ve arkadaşlarının<sup>90</sup> yaptığı çalışmada cam fiberlerin geçici sabit protezlerin kırılma direncini arttırdığı gösterilmiştir. Aynı şekilde güçlendirici olarak karbon ve aramid fiberlerle de benzer sonuçlar alınmıştır.<sup>5,13,69,76</sup> Ancak Samadzadeh ve arkadaşları,<sup>22</sup> polietilen fiber ile güçlendirdikleri geçici sabit protezlerin kırılma direncine anlamlı bir etki yapmadığını, sadece kırılmanın şeklini değiştirdiğini bildirmişlerdir.

### **Splint Yapımı**

Mobilite gösteren dişlerin splintlenmesi amacıyla geleneksel olarak kompozit rezin, teller, tel örgüler, amalgama gömülmüş teller kullanılmaktadır. Bu materyallerin kullanımında düşük işlenebilir özellikleri, dental rezinlere düşük bağlanma özelliği göstermeleri, düşük estetik sonuçlar ve kalınlık gibi problemlerle karşılaşmaktadır.<sup>30</sup> Bu problemleri gidermek amacıyla fiberle güçlendirilmiş rezin splintler kullanılmaktadır.<sup>86</sup> FRC splintler günümüzde önceden doyurulmamış Ribbond, Connect, DVA, Glas Span, Fiberflex, Fiber-Splint ve ön doyurulmuş Splint-It ticari isimleriyle kullanılmaktadır.<sup>30</sup>

### **Endodontik Post ve Korlar**

FRC postlar, endodontik tedavi görmüş ve kırılmış dişleri restore etmek amacıyla kullanılan klasik sistemlere yeni katılmış bir materyaldir. FRC postlar, metal ya da döküm post ve korlara, prefabrike 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 ya da FRC krunlarla kullanıldığında daha estetik sonuçlar verdiği bildirilmektedir. FRC postlarla, kanala gelecek kuvvetler eşit miktarda dağıtıldığı, bu

nedence kök-kanal kırıklarına klasik sistemlerden daha az rastlanıldığı bildirilmektedir.<sup>91</sup> Ancak, FRC postlarla klasik sistemlerin kırılma dayanımları karşılaştırıldığında, bazı çalışmalarda postlar arasında bir fark bulunmadığı bildirilmektedir.<sup>74</sup>

FRC postlar hasta başında yapılan ve prefabrike olmak üzere 2 şekilde kullanım görmektedir. Hasta başında yapılan FRC postlar ön doyurulmamış UHMWP içeren Ribbond ve ön doyurulmamış cam fiber içeren Glas Span adıyla ticari olarak kullanıma sunulmuştur. Prefabrike FRC postlar ise epoksi rezine gömülü karbon fiberler içeren C-Post, UMC-Post, Aestheti-Post ve S-cam içeren Fibre Kor-post ticari isimleriyle kullanılmaktadır.<sup>30</sup>

### **Sabit Bölümlü Protez Yapımı**

FRC alt yapı materyalleri metallere göre daha uygun estetik ve işleme özellikleri göstermektedir. Mümlama, kaplama ve döküm işlemleri FRC alt yapılarda elimine edildiği için opak metal alt yapının estetik problemi ortadan kalkmaktadır. FRC polimerik yapıda olduğu için diş yapısına adeziv tekniklerle bağlanabilmektedir. Ayrıca FRC alt yapı materyallerinin metalsiz olması alerjik reaksiyon riskini de ortadan kaldırmaktadır.<sup>30</sup>

Fiberle güçlendirilmiş sabit bölümlü protezler ilk defa Vallittu<sup>19</sup> tarafından sınıflandırılmıştır. Buna göre FRC ile yapılan sabit bölümlü protezler 4'e ayrılır:

1. Dalgalı ya da tek yönlü cam fiber ile alt yapısı hazırlanan tam kuronlar
2. FRC alt yapı ile yüzey tutuculu rezin bağlı sabit parsiyel protezler (Maryland tarzı)
3. FRC alt yapı ile inley ya da bölümlü kuron tutuculu inley protezler

4. FRC alt yapı ile yüzey tutuculu ve tam kuron – inley - bölümlü kuron tutuculu sabit protezlerin kombine kullanıldığı hibrit sabit bölümlü protezler.

Freilich ve arkadaşları<sup>30</sup> ise FRC alt yapı ile sabit bölümlü protezleri materyalin hazırlanma şekline göre hasta başında yapılanlar ve laboratuarda yapılanlar olmak üzere iki farklı grupta sınıflandırmışlardır.

**I. Hasta Başında Yapılan Sabit Bölümlü Protezler:** FRC 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 ya da kompozit rezinden hazırlanan bir diş gövde olarak kullanılmaktadır. Bu protezler uygulanmadan önce eksik dişe komşu dişlerin oral yüzeylerine tutucu kavitelemeler açılarak, fiberler yardımıyla gövdeler, fiberler ve bunları çevreleyen kompozitlerle komşu destek dişlere bağlanmaktadır.<sup>27,92,93</sup> Bazı araştırmalarda dişlere kesim yapılmaksızın da bu tekniğin uygulanabileceği, ancak başarısının uzun dönemde şüpheli olduğu bildirilmektedir.<sup>27</sup>

Belli ve Özer,<sup>92</sup> 2000 yılında yaptıkları çalışmalarında gövde olarak hastanın kendi dişini kullanarak UHWMP fiberlerle hasta başında sabit bölümlü protez yapmışlardır.

Belvedere,<sup>93</sup> adelosanlarda daimi santral ya da 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 2 mm aşağıda ve servikal kenardan 3 mm yukarıda ve dişin mesio / distal genişliğinin 3/4 boyutlarında kavitelemeler hazırlayarak bağlamıştır.

## II. Laboratuvar Ortamında Hazırlanan Sabit Bölümlü Protezler: FRC ile

hazırlanan sabit bölümlü protezlerin başarısı materyalin bağlanma kapasitesi ve mekanik özellikleri ile yakından ilgilidir. FRC materyalinin bağlanma kapasitesi fiberler arasında kullanılan rezin matrikse bağlıdır.<sup>24,27,94,95</sup>

Laboratuvar ortamında hazırlanan FRC' nin alt yapı 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.<sup>30</sup> Ancak 1994'te Altieri ve arkadaşlarının<sup>26</sup> yaptığı in vivo çalışmada 14 hastaya alt yapı 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 işlenilebilirliğinin düşük olmasından ve diş yapılarına bağlanmalarının zayıf olmasından kaynaklanabileceği bildirilmiştir.

FRC alt yapıların yarı geçirgen özelliğinden dolayı protezler son derece doğal görünmektedirler. Ayrıca metal destekli protezlerde periodontal problemler doğurabilecek subgingival marjin sonlanması uygulamaları FRC alt yapılarında kullanılmamaktadır. Bu da FRC uygulamalarına büyük avantaj sağlamaktadır. FRC uygulamalarının porselen veneer kuronlara karşı üstünlüğü ise karşıt dişte aşınmaya sebep olmamasıdır.<sup>30,94-96</sup>

Laboratuvar ortamında yapılan sabit bölümlü protezlerin fabrikasyonunda ön doyurulmuş fiberler alt yapı materyali olarak kullanılırken, üst yapı materyali olarak da seramikle güçlendirilmiş restoratif kompozitler kullanılmaktadır.<sup>30,94,96,97</sup>

Kompozit materyallerin mekanik özelliklerinin geliştirilmesi amacıyla doldurucu içeriğinin artırılması gerekmektedir. Ayrıca doldurucu partiküllerin çeşidi de kompozit materyalin germe dayanımını doğrudan etkilemektedir.<sup>89</sup> Son yıllarda bu ihtiyaçlara cevap vermek üzere dolaylı kompozit materyali olarak seramikle optimize edilmiş kompozit materyaller üretilmiştir. Bu materyaller ince partiküllü hibrit kompozitler grubunda yer alıp, mekanik özellikleri seramiklere daha yakın bulunmaktadır.<sup>98</sup>

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.<sup>98</sup>



## GEREÇ ve YÖNTEM

Çalışmanın laboratuvar işlemleri ve bükülme direnç testleri Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında yapılmıştır. Çalışmada kullanılan örnekler, ISO 10477<sup>99</sup> (1992) (International Standardization of Organization) standartlarına uygun olarak 25x2x2 mm boyutlarında hazırlanmıştır. Test örnekleri, ISO standartlarına uygun olarak 3-nokta bükülme testine tabi tutulmuştur.

Çalışmada kimyasal yapıları farklı 6 geçici kuron - köprü materyali ve bu materyalleri güçlendirmek içinde 3 farklı fiber kullanılmıştır. Araştırmamızda kullanılan materyaller Tablo 1’de gösterilmiştir.

**Tablo 1:** Kullanılan Materyaller

	<b>Materyal İçeriği</b>	<b>Üretici Firma</b>
<b>Dentalon Plus</b>	Polietilmetakrilat (PEMA)	Heraeus Kulzer GmbH, U.S.A
<b>SR Ivocron</b>	Polimetilmetakrilat (PMMA)	Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan; Lilechtenstein
<b>Tab 2000</b>	Polimetilmetakrilat (PMMA)	Kerr, 1717 W.Collins Ave. Orange, CA 92867 U.S.A
<b>Tetric Ceram</b>	Işıkla Polimerize olan Kompozit	Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan; Lilechtenstein
<b>Charisma</b>	Işıkla Polimerize olan Kompozit	Heraeus Kulzer GmbH, U.S.A
<b>Protemp 3 Garant</b>	Bis-Akril Kompozit	3M ESPE AG D-82229 Seefeld, Germany
<b>Construct</b>	Polietilen Fiber	Kerr Lab, belle de st. Claire Orange, CA 92867, USA
<b>Fiber-Splint ML</b>	E - Cam Fiber	Polydentia, Cary, NC; Mezzovico, Switzerland
<b>Ribbond THM</b>	Polietilen Fiber	Ribbond, Inc.; Seattle, Wash. USA

## Geçici Kuron - Köprü Materyalleri:

### Dentalon Plus

Geçici kuron ve köprülerin ağız içinde hazırlanması için özel olarak geliştirilmiş otopolimerizan PEMA rezindir. Farklı renkleri mevcuttur. Toz ve likitten oluşur ve Toz / Likit oranı 2 g / 1-1,2 ml'dir. Likite toz ilave edilerek karıştırılır. Likitin miktarı içerisinde bulunan damlalıkla ayarlanır. Karışım homojen oluncaya kadar 40 saniye karıştırılır. 2 dakika sonra plastik safha başlar ve yaklaşık 5 dakika kadar sürer. Dentalon Plus 9,5 dakikada polimerizasyon işlemini tamamlar ve hemen sonra cilalama işlemine geçilebilir (Şekil 1).

### SR Ivocron

PMMA esaslı geçici kuron-köprü materyalidir. Oldukça fazla renk seçeneğine sahiptir. Hem otopolimerizan hem de ısıyla polimerize olan şekli mevcuttur. Toz ve likitten oluşur ve ısıyla polimerize olan rezinin toz / likit oranı 1-1,5g / 1,25g'dır. Toz ve likit karışımı homojen ve yumuşak bir kıvama gelinceye kadar karıştırılır. Hamurlaşma süresi 2-3 dakikadır. En az 100 °C'de 2-6 bar basınç altında 25-30 dakika kaynatılarak polimerize edilir (Şekil 2).



Şekil 1: Dentalon Plus



Şekil 2: SR Ivocron

### **Tab 2000**

Geçici kuron ve köprülerin yapımında ya da tamirinde kullanılan PMMA esaslı otopolimerizan akrilik materyalidir. Toz ve likitten oluşan materyalin hacim olarak toz / likit oranı yaklaşık 3/1'dir. 20-30 saniye karıştırılan materyal direkt ölçü içine aşırı doldurulmadan yerleştirilir, izole edilmiş diş üzerine uygulanır. Materyal sertleşene kadar yaklaşık 2 dakika ağızda tutularak ölçü ağızdan çıkarılır, aşırı materyal kesilir ve tekrar ağza yerleştirilir. Bir müddet sonra ağızdan çıkarılır ve cilalama işlemine geçilir (Şekil 3).

### **Tetric Ceram**

Işınla sertleşen, flor salan, seramik esaslı ve yüksek yayımlı mikro hibrit yapıda BIS-GMA esaslı bir kompozittir. Şırınga ya da cavifil şeklinde kullanılabilir. Uygulama kolaylığı, reolojik modifiyer katkısı ile şekillendirmede kolaylık ve yüksek stabiliteye sahiptir. Yeni katalizör sistemi ile gün ışığına düşük duyarlılık gösterir. Fark edilir bir radyopaklığa (% 400 Al) sahiptir. Pürüzsüz yüzey ve aşınmaya karşı yüksek direnç gösterir. Sunum kitindeki tüm renklerin 20 saniye süreyle ışınlanması önerilir (Şekil 4).



**Şekil 3:** Tab 2000



**Şekil 4:** Tetric Ceram

## Charisma

Işıklıla polimerize olan, flor salan ve radyoopak mikrocam kompozit rezindir. BIS-GMA rezin tipine sahiptir. % 64 dolgu maddesi içeren bir malzemedir. Baryum, alüminyum, flor, cam ve silisyum dioksit gibi doldurucular içermektedir. Sunum kitindeki A1, A2, A3, A3.5, B1, B2, B3, C2, C3, D3, insizal, SL, SLO, SLT renklerinin 20 saniye süreyle diğer renklerin ise 40 saniye süreyle ışınlanması önerilir (Şekil 5).

## Protemp 3 Garant

Hasta koltuğunda geçici kuron-köprü, inley ve onley yapımında kullanılan, çok fonksiyonlu metakrilat esterleri içeren ve dolgu materyallerine benzer özelliklere sahip bir kompozit rezindir. Çeşitli renkleri mevcuttur. 3M Espe tarafından üretilen Garant Dispenser ile malzemeyi, kartuştan direkt olarak, hava kabarcığı oluşturmaksızın kullanmak mümkündür. Macunların Garant Dispenser’de dozları ayarlanır ve statik olarak karıştırılır Restore edilmemiş dişlerden ölçü alınır, ölçü sertleştikten sonra çıkarılır, restorasyonun sağlam olabilmesi için interproksimal aralıklar kaldırılır. Ölçü içine materyal yerleştirilir, ölçü ağza yerleştirilir. Materyal karıştırıldıktan yaklaşık 1.35 dakika sonra sert-elastik bir yapı kazanır. Materyal ve ölçü karıştırıldıktan sonraki 2.30 dakika içerisinde ağızdan çıkarılmalıdır. Geçici restorasyon tamamıyla donduktan sonra cilalama işlemine geçilir (Şekil 6).



Şekil 5: Charisma



Şekil 6: Protemp 3 Garant

## Güçlendirici Materyaller

### Ribbon THM

Dokuma tarzında gözenekli, geçirgen şerit şeklinde yüksek molekül ağırlıklı polietilen fiberdir. Biyouyumludur, inerttir, renksizdir katlanabilir ve yumuşaktır. Kompozit yapıya daha iyi yapışabilmesi için soğuk plazma uygulanmıştır. Bu özellikleri sayesinde direkt ve indirekt restorasyonlarda kullanımı uygundur (Şekil 7).

### Fiber Splint ML

Saç örgüsü şeklinde herhangi bir yüzey işlemi görmemiş E-cam fiberdir. Dental rezinleri güçlendirmek ve splintlemek için kullanılır (Şekil 8).

### Construct

Saç örgüsü şeklinde kompozit yapıya daha iyi yapışabilmesi için rezin ile doyurulmuş, silan ve soğuk gaz plazma uygulanmış polietilen fiberdir (Şekil 9).



Şekil 7: Ribbon THM



Şekil 8: Fiber Splint ML



Şekil 9: Construct

**Tablo2:** Araştırmada kullanılan örneklerin gruplandırılması

<b>Materyal Tipi</b>	<b>Güçlendirici Tipi</b>	<b>Örnek Sayısı</b>
<b>Dentalon Plus</b>	Construct Polietilen Fiber	10
	Ribbon THM Polietilen Fiber	10
	Fiber-Splint LM Cam Fiber	10
	Kontrol (Fiber İçermeyen)	10
<b>SR İvocron</b>	Construct Polietilen Fiber	10
	Ribbon THM Polietilen Fiber	10
	Fiber-Splint LM Cam Fiber	10
	Kontrol (Fiber İçermeyen)	10
<b>Tab 2000</b>	Construct Polietilen Fiber	10
	Ribbon THM Polietilen Fiber	10
	Fiber-Splint LM Cam Fiber	10
	Kontrol (Fiber İçermeyen)	10
<b>Tetric Ceram</b>	Construct Polietilen Fiber	10
	Ribbon THM Polietilen Fiber	10
	Fiber-Splint LM Cam Fiber	10
	Kontrol (Fiber İçermeyen)	10
<b>Charisma</b>	Construct Polietilen Fiber	10
	Ribbon THM Polietilen Fiber	10
	Fiber-Splint LM Cam Fiber	10
	Kontrol (Fiber İçermeyen)	10
<b>Protemp 3 Garant</b>	Construct Polietilen Fiber	10
	Ribbon THM Polietilen Fiber	10
	Fiber-Splint LM Cam Fiber	10
	Kontrol (Fiber İçermeyen)	10

### **Tetric Ceram, Charisma ve Protemp 3 Garant Örneklerinin Hazırlanması**

Bükülme direnç testi için 5 adet 25x2x2 mm boyutlarında paslanmaz metal çubuklar hazırlanmıştır (Şekil 10). Örneklerin hazırlanmaları için 12x6x3 cm boyutlarında cam kalıp içerisine üretici firmanın önerilerine göre hazırlanan silikon esaslı (Speedex putty ve Speedex light body, Coltene AG Feldwiesenstrasse 20 9450 Altstatten/Switzerland) ölçü materyali yerleştirilmiştir. Silikon esaslı ölçü materyali sertleşmeden metal çubuklar birbirine paralel olacak şekilde kalıba gömülmüştür.



**Şekil 10:** Paslanmaz metal çubuklar

Sertleştikten sonra, metal çubuklar dikkatli bir şekilde kalıptan çıkarılmıştır. Elde edilen negatif boşluğun tabanına 23 mm uzunluğunda kesilen ve bonding ajanı (Gluma Comfort Bond) ile ıslatılan fiberler (Ribbond THM, Fiber-Splint ML ve Construct) dikkatli bir şekilde yerleştirilmiştir. Yerleştirilme öncesinde fiberlerin fazla sıvısı kurutma kâğıdıyla alınmıştır. Fiberlerin üzerine, hava kabarcığı kalmayacak şekilde üretici firmanın önerileri doğrultusunda temiz bir spatül yardımı ile kompozit ve bis-akril yavaşça yerleştirilmiştir. Artık materyaller kaldırılmıştır. Bis-akrilin tam polimerizasyonunu sağlamak amacıyla 2,5 dakika oda sıcaklığında kalıbın üzerine

temiz cam yerleştirilerek çalışmacı tarafından baskı uygulanmıştır. Kompozit rneklerle aynı işlem uygulanarak üretici firmanın nerileri doğrultusunda 40 saniye süre ile görünür işıkla polimerize edilmiştir. Polimerizasyon tamamlandıktan sonra fiberle güçlendirilmiş örnekler dikkatli bir şekilde kalıptan çıkarılmıştır. Kompozit ve bis-akril örnekler için kontrol grubuna herhangi bir fiber ilave edilmeden aynı işlemler uygulanmıştır.

### **Dentalon Plus (PEMA), SR Ivocron ve Tab 2000 (PMMA) rneklerinin**

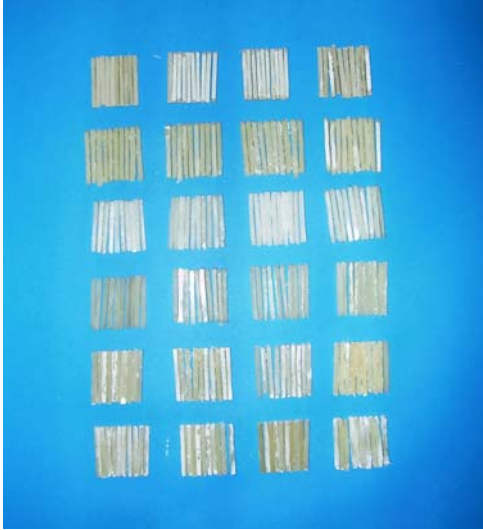
#### **Hazırlanması**

PMMA ve PEMA rneklerinin hazırlanması için üretici firmanın nerileri doğrultusunda hazırlanan sert alçı (Bego,Bremer-Germany) muflanın alt parçasına konulmuştur. Sert alçı sertleşmeden önce 25x2x2 mm boyutlarında hazırlanan paslanmaz metal çubuklar alçı içerisine gömülmüştür. Sertleşme tamamlandıktan sonra alçı ve metal yüzeyine izolasyon maddesi (Isolant, De Trey Dentsply, Colombes, France) sürülmüştür. Daha sonra muflanın st parçası kapatılarak hazırlanan sert alçı yerleştirilmiştir. Alçı sertleştikten sonra muflalar açılarak metal kalıplar mufladan çıkarılmıştır. Oluşturulan negatif boşluklar kontrol edilmiştir. Boşluğun en alt kısmına fiber yerleştirilmiştir. Fiberler yerleştirilmeden önce bir makas yardımı ile 23 mm uzunluğunda kesilerek, cam petri kabındaki akışkan toz / likit karışımında 15 dakika bekletilmiştir. Fiberler sıvıdan çıkarıldıktan sonra kurutma kâğıdı ile fazla sıvı uzaklaştırılmıştır. Akrilik hamuru üretici firmaların önerilerine göre hazırlanarak, fiberin st kısmına, hiç hava kabarcığı kalmayacak şekilde bir spatül yardımıyla yerleştirilmiştir. Polietilen prova naylonu iki mufla arasına yerleştirilerek prova için prese konulmuştur (Carlo de giorgi, Milano-Italy). Presleme işleminden sonra, taşan

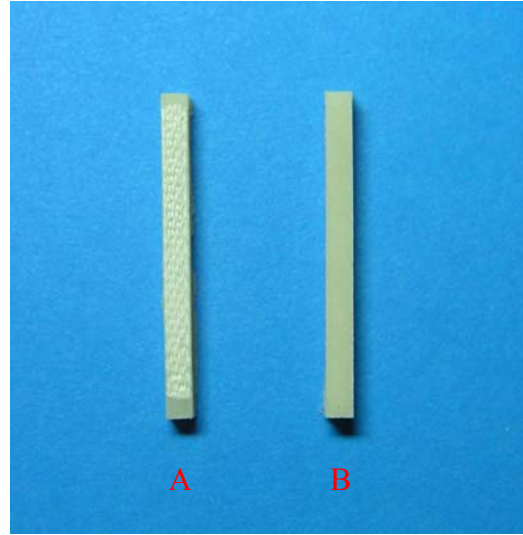


fazlalıklar bistüri yardımıyla uzaklaştırılmıştır. Muflanın üst parçasındaki alçı yüzeyine izolasyon maddesi sürüldükten sonra mufla kapatılarak 15 dakika preste bekletilmiştir. Otopolimerizan akrilik (Dentalon Plus ve Tab 2000) örneklerin polimerizasyonu tamamlandıktan sonra örnekler dikkatli bir şekilde spatül yardımıyla çıkarılmıştır. Isıyla polimerize olan akrilik rezin (SR Ivocron) örnekler için ise mufla brite alınmıştır. Üretici firmanın önerilerine göre ılık suya konulan mufla, su kaynamaya başladıktan sonra 25-30 dakika kadar daha kaynatılmıştır. Daha sonra mufla soğumaya bırakılmıştır. Muflalar soğuduktan sonra açılarak, örnekler alçı içerisinden dikkatli bir şekilde çıkarılmıştır.

Bir grup rezin ise güçlendirilmeden kontrol grubu olarak kullanılmıştır. Her bir grup 10'ar örnekten oluşmak üzere toplam 240 test örneği hazırlanmıştır (Şekil 11 - 12).



**Şekil 11:** Test örneklerinin toplu görünümü



**Şekil 12:** A- Fiber yerleştirilmiş örnek  
B- Fiber yerleştirilmemiş örnek (Kontrol)

Elde edilen tüm örnekler su zımparasıyla düzeltilmiştir. Örneklerin boyutları dijital kumpasla (Digital Caliper) kontrol edilerek kapaklı şişelere konulmuş ve 37 °C saf suda 30 gün bekletilmiştir.

Test örneklerine 1mm / dakika başlık hızı ile Instron Universal test makinesinde (Instron; M12-13667-EN) bükme kuvveti uygulanmıştır. Teste tabi tutulacak örneklerin yerleştirilmesi amacı ile paslanmaz çelikten hazırlanan, destekler arası uzaklığı 20 mm olan alt yapı Instron Universal test makinesinin alt çenesine yerleştirilmiştir. Cihazın aşağı doğru hareket edebilen üst çenesine ise kırmayı gerçekleştirecek 2mm çapında kırıcı uç bağlanmıştır. Instron Universal test makinesinin kendi yazılımında bulunan 3-nokta bükme test metodu seçilerek örnek boyutları girilmiştir. Örneklerde bozulma ya da kırılma oluncaya kadar dikey bükme kuvveti uygulanmıştır. Kuvvet, bozulma ya da kırılma olduğu anda otomatik olarak MPa (1 MPa = 10,2 kgf / cm<sup>2</sup>) cinsinden kaydedilmiştir (Şekil 13-14).



**Şekil 13:** Kuvvet Uygulanmadan



**Şekil 14:** Kuvvet Uygulanırken

### **Verilerin İstatistiksel Analizi:**

Elde edilen verilerin istatistik analizi SPSS 10.01 paket programı ile yapılmıştır. İstatistiksel analizlerde ANOVA; ortalamaların karşılaştırılmasında Duncan çoklu karşılaştırma testi uygulanmıştır.

## BULGULAR

Çalışmamızda kullanılan çeşitli geçici kuron-köprü materyalleri ile güçlendirici olarak kullanılan fiberlerin bükülme direnç değerlerine ait varyans analiz sonuçları Tablo 3’de gösterilmiştir.

**Tablo 3:** Fiberle güçlendirilmiş geçici kuron köprü materyallerinin bükülme direnç değerlerine ait varyans analiz tablosu

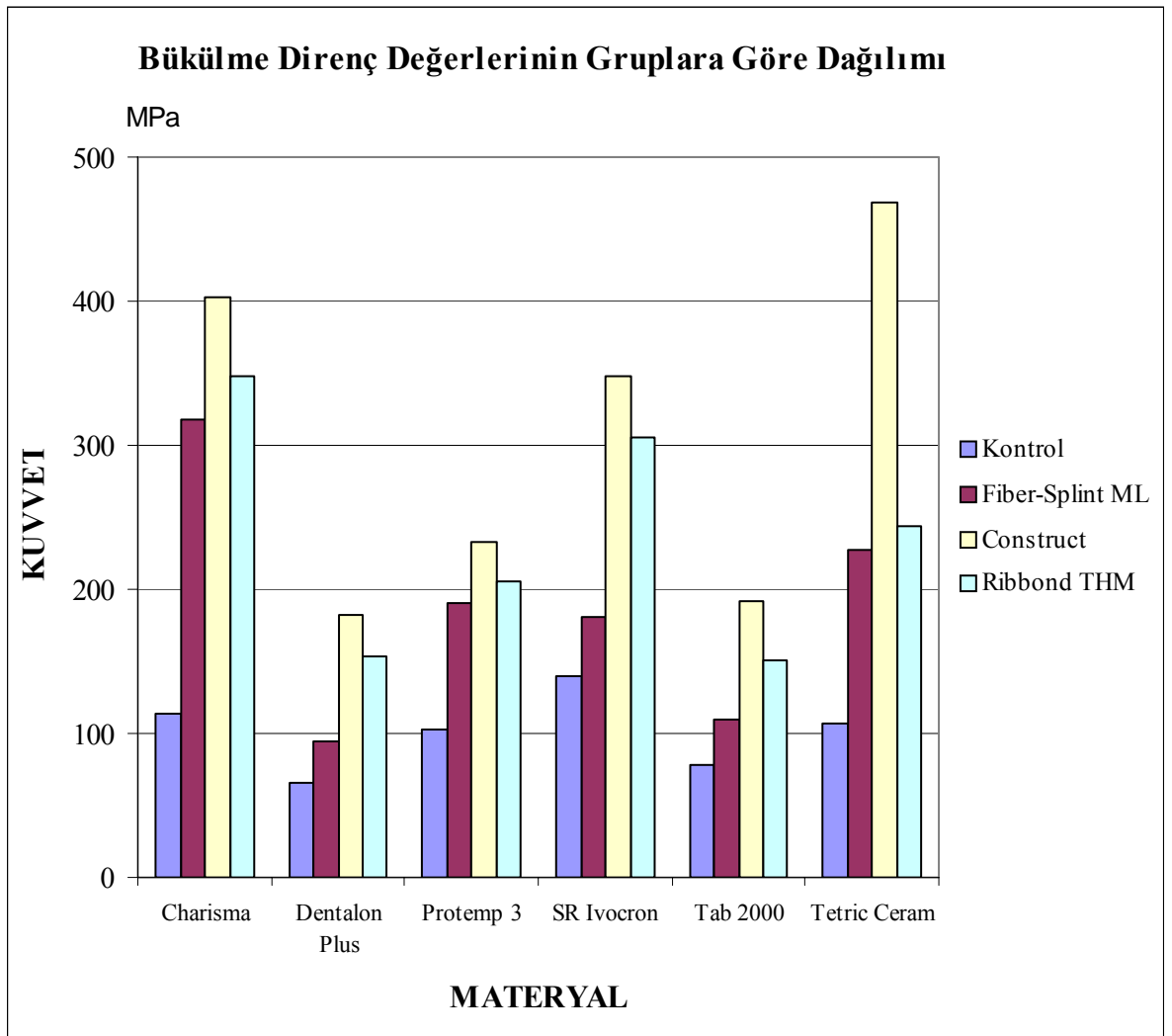
	SD	KT	KO	F	P
Materyal	5	1003329,818	200665,964	162,712	0.000 ***
Güçlendirici	3	1311411,264	437137,088	354,456	0.000 ***
Mat×Güç	15	395443,192	26362,897	21,377	0.000 ***
Hata	216	266384,456	1233,261		
Genel	240	13219243,1			

\*\*\*  $p < 0.001$

Yapılan varyans analiz sonuçlarına göre geçici kuron köprü yapımında, seçilen materyalin, kullanılan fiber tipinin ve materyal - güçlendirici interaksiyonunun istatistiksel seviyede ( $P < 0.001$ ) çok önemli olduğu görülmüştür.

Fiberlerle güçlendirilen farklı geçici kuron-köprü materyalleri ile hazırlanmış olan örneklerin ortalama bükülme direnç testi sonucu elde edilen verilerin ortalama, standart sapma, minimum ve maksimum değerler Tablo 4’de gösterilmiştir. Tablo 4’de

ve Şekil 15’de görüldüğü gibi en yüksek ortalama bükülme direnci, Construct (polietilen) fiberle güçlendirilmiş Tetric-Ceram kompozit (467,82 MPa) materyalinde gözlenirken, en düşük değer fiber içermeyen Dentalon Plus (65,82 MPa) kontrol grubu örneklerinden elde edilmiştir.



**Şekil 15:** Bükülme Direnç Değerlerinin Gruplara Göre Dağılımı

**Tablo 4:** Bükülme direnç testi sonucunda elde edilen verilerin ortalama, standart sapma, minimum, maksimum değerleri ve Duncan çoklu karşılaştırma testi sonuçları (n=10)

Materyal	Güçlendirici	Ortalama	Standart Sapma	Min. Değer	Max. Değer
<b>Dentalon Plus</b> (Otopolimerizan PEMA)	<b>Kontrol</b>	65,82 <sup>m</sup>	11,80	43,93	87,71
	<b>Construct</b>	182,06 <sup>gh</sup>	50,44	160,17	203,95
	<b>Fiber-Splint ML</b>	95,14 <sup>klm</sup>	17,44	73,25	117,03
	<b>Ribbon THM</b>	152,76 <sup>hi</sup>	25,55	130,87	174,65
<b>SR Ivocron</b> (Isıyla polimerize olan PMMA)	<b>Kontrol</b>	140,12 <sup>ij</sup>	33,91	118,23	162,01
	<b>Construct</b>	347,35 <sup>c</sup>	43,99	325,46	369,24
	<b>Fiber-Splint ML</b>	180,38 <sup>gh</sup>	35,45	158,49	202,27
	<b>Ribbon THM</b>	304,89 <sup>d</sup>	62,46	283,00	326,78
<b>Tab 2000</b> (Otopolimerizan PMMA)	<b>Kontrol</b>	77,76 <sup>lm</sup>	19,39	55,87	99,64
	<b>Construct</b>	192,46 <sup>g</sup>	19,50	170,57	214,35
	<b>Fiber-Splint ML</b>	110,13 <sup>jkl</sup>	24,80	88,25	132,02
	<b>Ribbon THM</b>	150,06 <sup>hi</sup>	27,88	128,17	171,95
<b>Tetric Ceram</b> (Işıklı polimerize olan kompozit)	<b>Kontrol</b>	106,91 <sup>jkl</sup>	23,72	85,02	128,79
	<b>Construct</b>	467,82 <sup>a</sup>	20,54	445,93	489,71
	<b>Fiber-Splint ML</b>	227,41 <sup>ef</sup>	39,31	205,52	249,30
	<b>Ribbon THM</b>	243,62 <sup>e</sup>	23,36	221,73	265,51
<b>Charisma</b> (Işıklı polimerize olan kompozit)	<b>Kontrol</b>	113,05 <sup>jk</sup>	23,30	91,16	134,94
	<b>Construct</b>	402,72 <sup>b</sup>	31,92	380,83	424,61
	<b>Fiber-Splint ML</b>	317,57 <sup>cd</sup>	57,42	295,68	339,46
	<b>Ribbon THM</b>	347,99 <sup>c</sup>	50,63	326,10	369,88
<b>Protemp 3</b> (Bis akril kompozit)	<b>Kontrol</b>	102,09 <sup>kl</sup>	14,94	80,20	123,98
	<b>Construct</b>	233,35 <sup>ef</sup>	23,83	211,46	255,24
	<b>Fiber-Splint ML</b>	190,58 <sup>g</sup>	52,80	168,69	212,47
	<b>Ribbon THM</b>	206,03 <sup>fg</sup>	38,61	184,14	227,92

Aynı harfle gösterilen ortalamalar arasındaki fark istatistiksel olarak önemsizdir (P > 0,05)

Güçlendirme materyallerinin bükülme dirençlerine ait Standart sapma ve Duncan çoklu karşılaştırma test sonuçları Tablo 5’de gösterilmiştir. Buna göre, en yüksek değer Construct (polietilen) fiberde (304,29 MPa) gözlenmiştir. Bunu Ribbond THM (polietilen) fiber (234,23 MPa) ve Fiber-Splint ML (E - cam fiber) (186,87 MPa) takip etmektedir. Bu üç fiberin bükülme dirençleri arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir ( $P < 0,05$ ).

**Tablo 5:** Güçlendiricilere ait ortalama, standart sapma ve Duncan çoklu karşılaştırma testi sonuçları

	<b>Örnek Sayısı</b>	<b>Ortalama</b>	<b>Standart Sapma</b>
<b>Kontrol</b>	10	100,96 <sup>d</sup>	32,37
<b>Construct</b>	10	304,29 <sup>a</sup>	114,20
<b>Fiber-Splint ML</b>	10	186,87 <sup>c</sup>	84,28
<b>Ribbond THM</b>	10	234,23 <sup>b</sup>	83,85

Aynı harfle gösterilen ortalamalar arasındaki fark istatistiksel olarak önemsizdir ( $P > 0,05$ )

Geçici kuron köprü materyallerinin bükülme dirençlerine ait standart sapma ve Duncan çoklu karşılaştırma testi sonuçları tablo 6’da gösterilmiştir. Buna göre, en yüksek değerden en düşük değere doğru sıralama şu şekilde olmuştur; Charisma (295,33 MPa), Tetric-Ceram (261,44 MPa), SR Ivocron (243,19 MPa), Protemp 3 (183,01 MPa), Tab 2000 (132,60 MPa) ve Dentalon Plus (123,95 MPa). Tab 2000 ile Dentalon Plus’ın bükülme dirençleri arasındaki fark istatistiksel olarak önemli değildir ( $P > 0,05$ ).

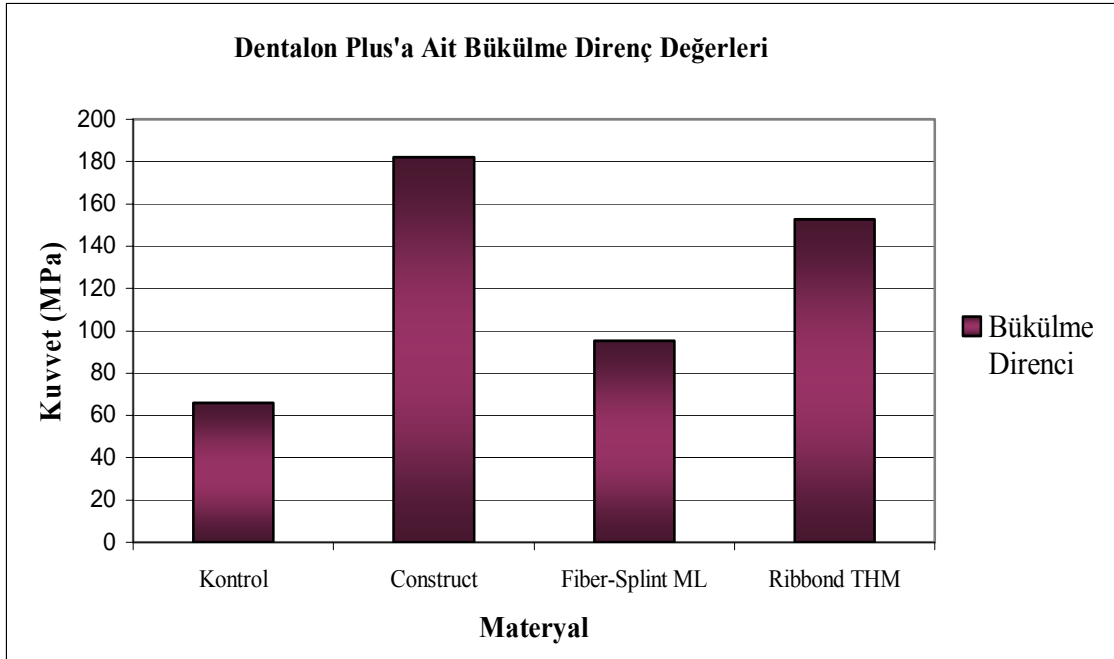
**Tablo 6:** Geçici kuron köprü materyallerine ait ortalama, standart sapma ve Duncan çoklu karşılaştırma testi sonuçları

	Örnek Sayısı	Ortalama	Standart Sapma
<b>Dentalon Plus</b>	10	123,95 <sup>e</sup>	54,75
<b>SR Ivocron</b>	10	243,19 <sup>c</sup>	96,93
<b>Tab 2000</b>	10	132,60 <sup>e</sup>	48,92
<b>Tetric-Ceram</b>	10	261,44 <sup>b</sup>	134,66
<b>Charisma</b>	10	295,33 <sup>a</sup>	118,44
<b>Protemp 3</b>	10	183,01 <sup>d</sup>	60,41

Aynı harfle gösterilen ortalamalar arasındaki fark istatistiksel olarak önemsizdir ( $P > 0,05$ ).

### Dentalon Plus'a (Otopolimerizan PEMA) Ait Bulgular

Dentalon Plus kullanılarak hazırlanan örneklerde en yüksek bükülme direnç değeri Construct fiber (182,06 MPa) ile güçlendirme vermiştir. Bunu Ribbond THM fiber (152,76 MPa), Fiber-Splint ML fiber (95,14 MPa) ve fiber ile güçlendirilmemiş kontrol grubu (65,82 MPa) takip etmektedir. Tüm gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir ( $p < 0,01$ ) (Şekil 16).

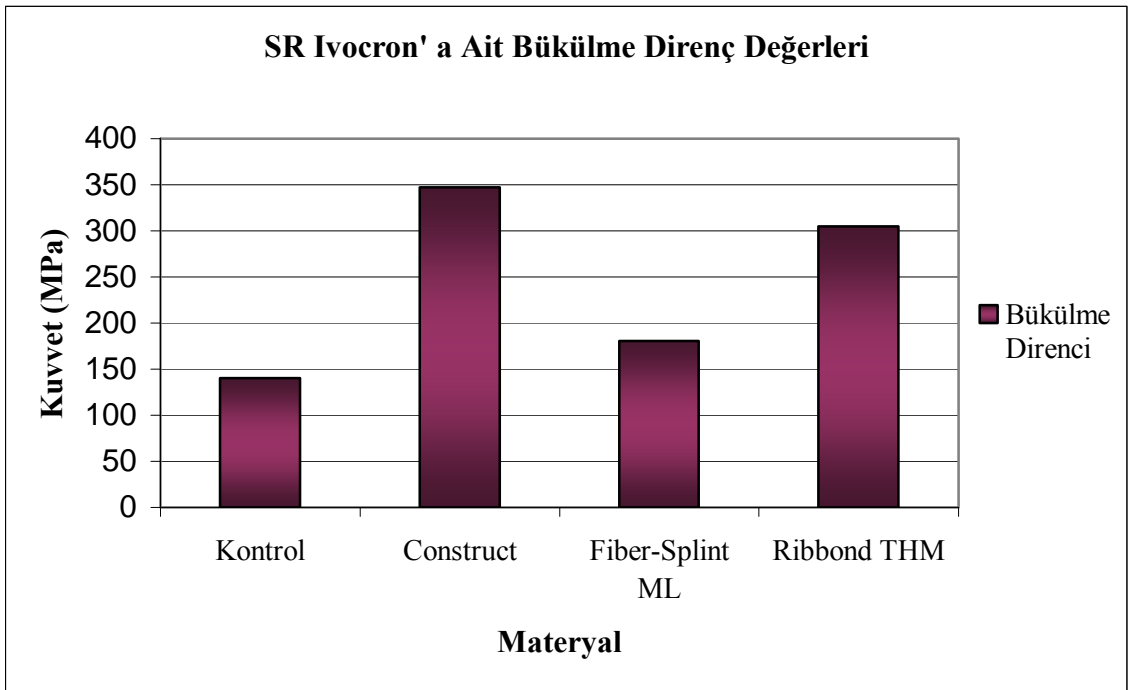


**Şekil 16:** Dentalon Plus'a ait bükülme direnç değerleri



### SR Ivocron'a (Isıyla polimerize olan PMMA) Ait Bulgular

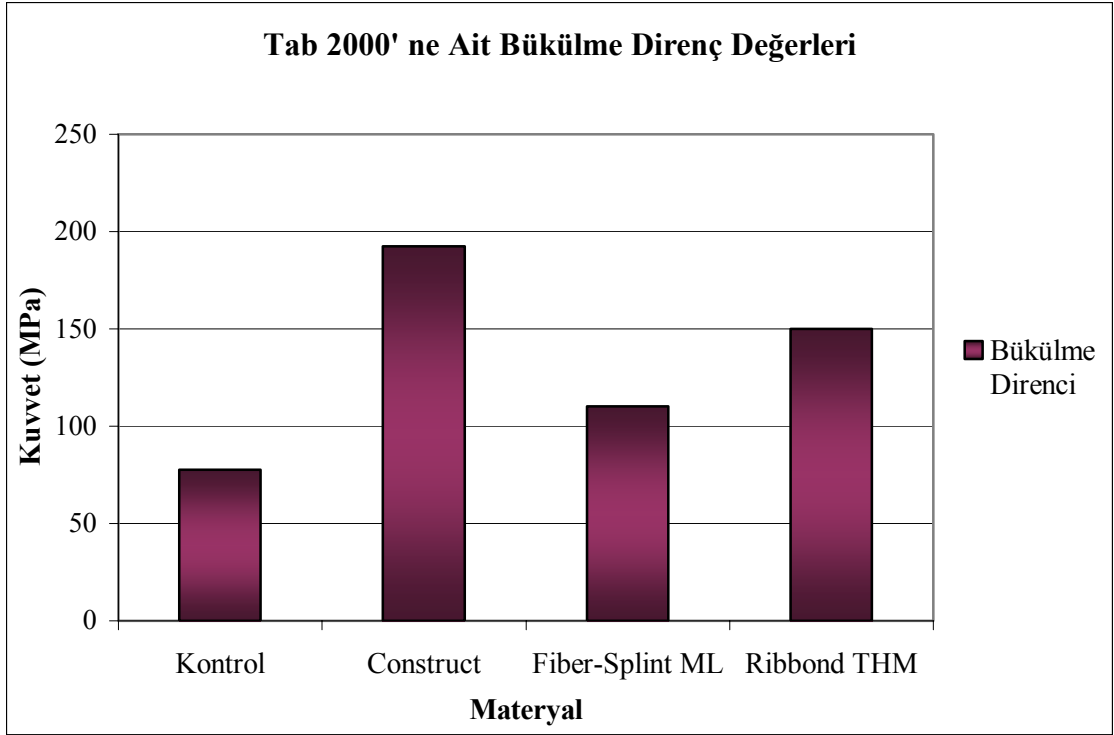
En yüksek bükülme direnç değeri (347,35 MPa) SR Ivocron'un Construct fiber ile güçlendirilmesi sonucu bulunmuştur. Sırasıyla Ribbond THM (304,89 MPa), Fiber-Splint ML (180,38 MPa) ve Kontrol (140,12 MPa) grubu takip etmektedir. Bu gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir ( $p<0,01$ ) (Şekil 17).



Şekil 17: SR Ivocron'a ait bükülme direnç değerleri

### Tab 2000'e (Otopolimerizan PMMA) Ait Bulgular

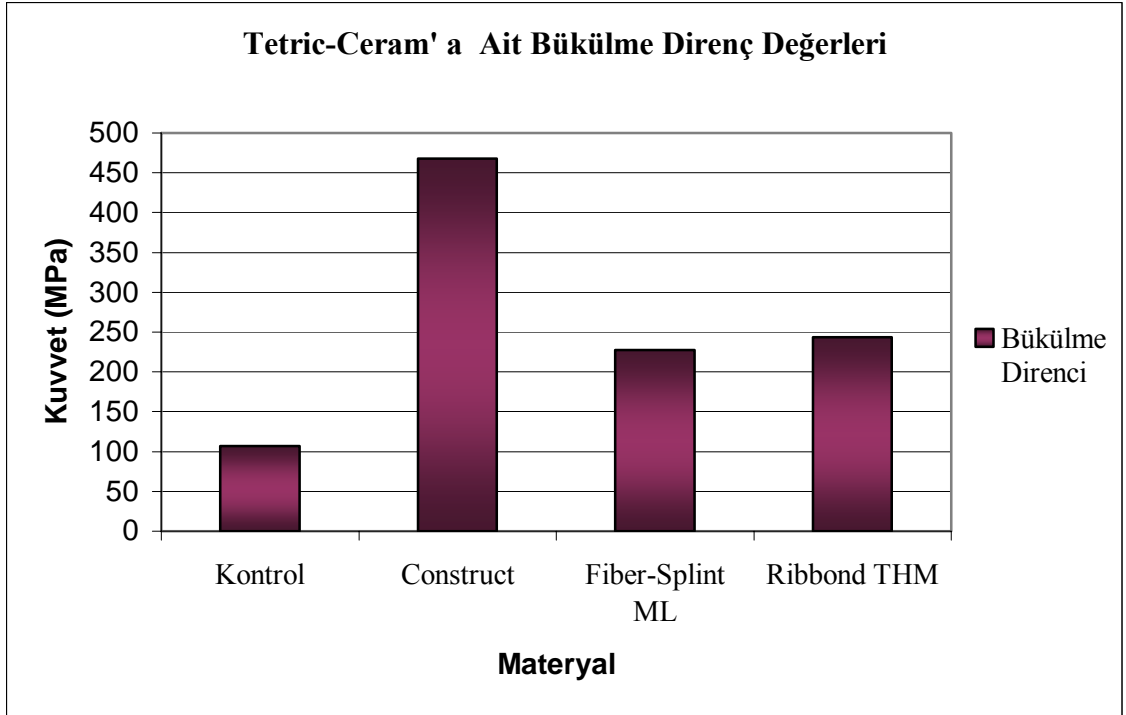
Güçlendirilmiş ya da güçlendirilmemiş Tab 2000 ile hazırlanan örneklerde bükülme direnci sırasıyla büyükten küçüğe doğru şu şekilde bulunmuştur; Construct (192,46 MPa), Ribbond THM (150,06 MPa), Fiber-Splint ML (110,13 MPa) ve kontrol grubu (77,76 MPa). Tab 2000'e ait gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir ( $p < 0,01$ ) (Şekil 18).



Şekil 18: Tab 2000'e ait bükülme direnç değerleri

### Tetric Ceram'a (Işıklı polimerize olan kompozit) Ait Bulgular

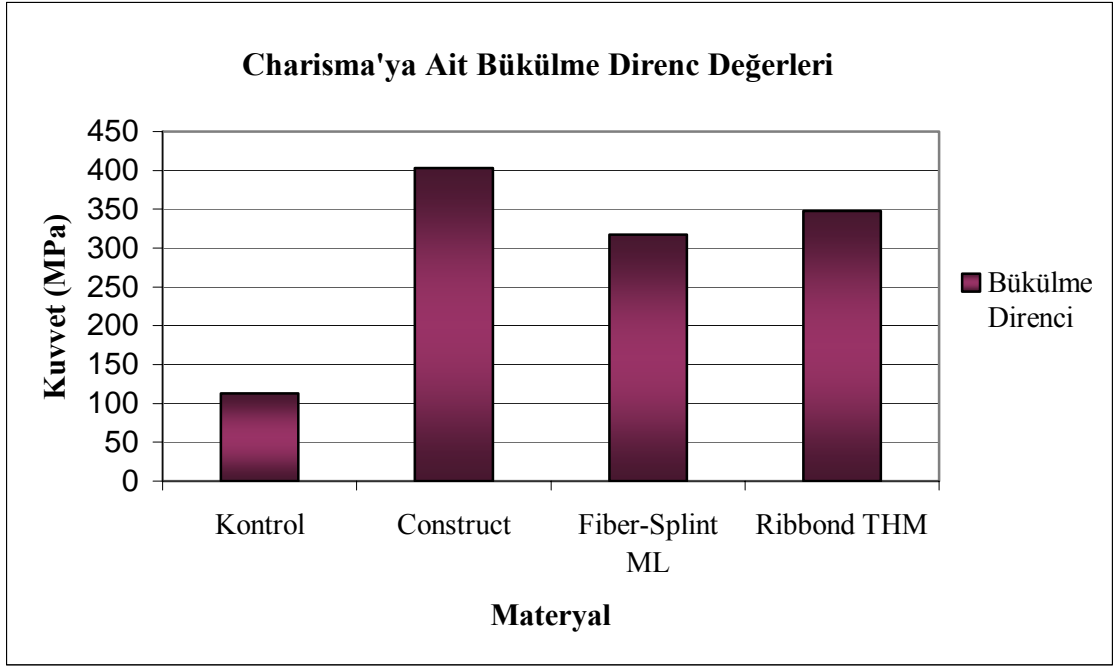
Tetric Ceram kullanılarak hazırlanan örneklerde en yüksek bükülme direnci Construct fiber (467,82 MPa) ile güçlendirme vermiştir. Bunu sırasıyla Ribbond THM (243,62 MPa), Fiber-Splint ML (227,41 MPa) ve fiber ile güçlendirilmeyen kontrol grubu (106,91 MPa) takip etmektedir. Bu dört grubun bükülme direnç değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak önemlidir ( $p<0,01$ ) (Şekil 19).



Şekil 19: Tetric-Ceram'ait bükülme direnç değerleri

### Charisma'ya (Işıklı polimerize olan kompozit) Ait Bulgular

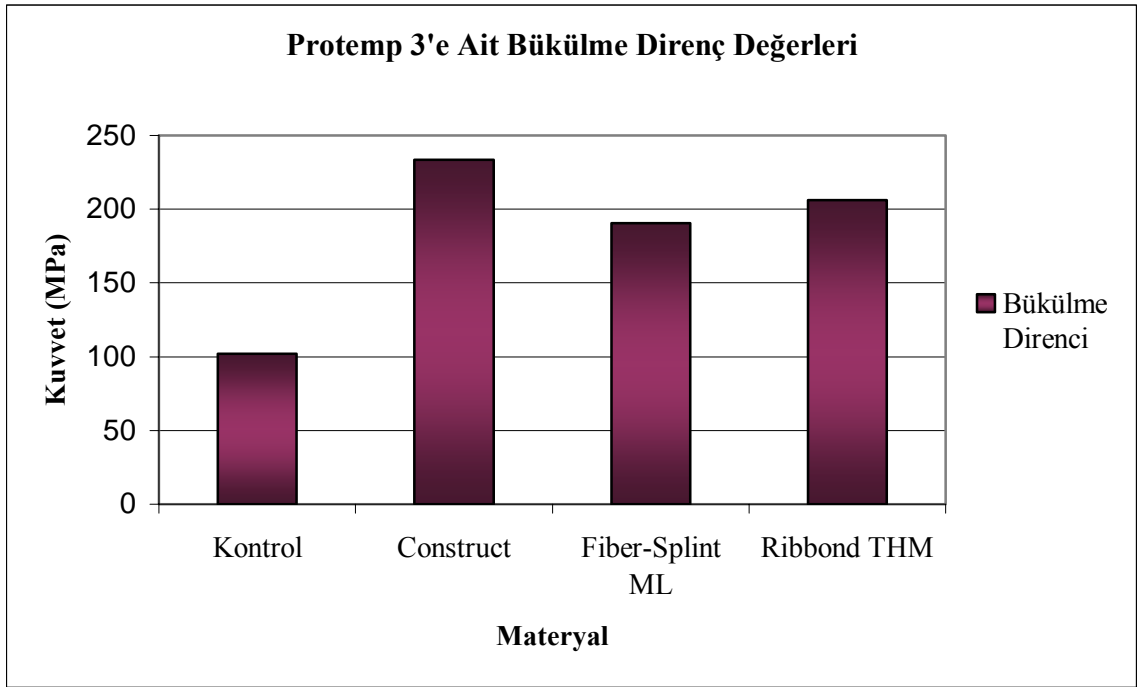
Charisma kullanılarak hazırlanan örneklerde en yüksek bükülme direnci (402,72 MPa) Construct fiber ile güçlendirme vermiştir. Bunu sırasıyla Ribbond THM (347,99 MPa), Fiber-Splint ML (317,57 MPa) ve fiber ile güçlendirilmeyen kontrol grubu (113,05 MPa) takip etmektedir. Charisma'ya ait bu dört grubun bükülme direnç değerleri istatistiksel seviyede önemlidir ( $p<0,01$ ) (Şekil 20).



Şekil 20: Charisma'ya ait bükülme direnç değerleri

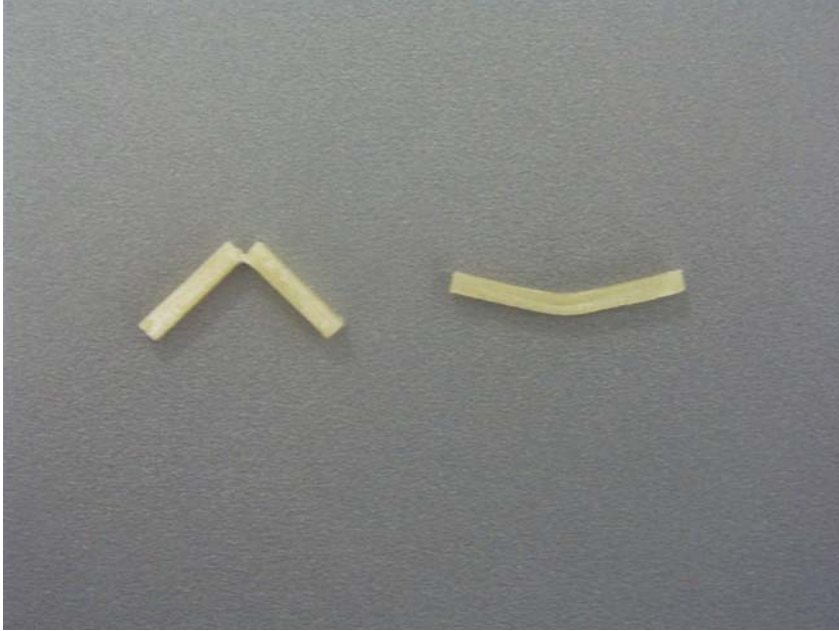
### Protemp 3'e (Bis-Akril Kompozit) Ait Bulgular

Protemp 3'ün güçlendirilmesi sonucu elde edilen bükülme direnç değerleri büyükten küçüğe doğru; Construct fiber (233,35 MPa), Ribbond THM fiber (206,03 MPa) ve Fiber-Splint ML fiber (190,58 MPa) şeklinde sıralanmıştır. Fiber ile güçlendirilmeyen kontrol grubu ise (102,09 MPa) en düşük bükülme direnç değerini vermiştir. Bu dört grubun bükülme direnç değerleri istatistiksel olarak önemlidir ( $p<0,01$ ) (Şekil 21).



Şekil 21: Protemp 3'e ait bükülme direnç değerleri

Protemp 3 ve Tab 2000 materyalleri ile hazırlanan fiber ile güçlendirilen ve güçlendirilmeyen tüm gruplarda ve Dentalon Plus , Tetric Ceram, Charisma ve SR Ivocron materyallerinin fiber ile güçlendirilmeyen kontrol gruplarında kırılma meydana gelmiştir. Fakat kırılan örneklerde katastrofik bir başarısızlık olmamıştır. Diğer gruplarda ise kırılma meydana gelmemiştir (Şekil 22).



**Şekil 22:** Kırılan ve kırılmayan test örnekleri

## TARTIŞMA

Geçici kuron ve köprüler daimi restorasyonun hazırlanmasına kadar geçen sürede kesilmiş dişi ve destek dokularını korumak için hazırlanırlar. Geçici sabit restorasyonların; hasta rahatlığı ve fonksiyon, periodontal sağlığın korunması, pozisyon stabilizasyonu, estetik ve fonasyonun düzeltilmesi, okluzyonun sağlanması gibi faydaları olduğu belirtilmiştir.<sup>37</sup>

Geçici kuron ve köprüler için materyal seçiminde materyalin mekanik özellikleri önemlidir. Geçici kuron-köprü protezlerin kullanımı sırasındaki en büyük sıkıntı, bu materyallerin çeşitli nedenlere bağlı olarak kırılabilmesidir. Bu kırılma probleminin üstesinden gelmek amacıyla geçici kuron-köprü materyallerini güçlendirme çalışmaları yapılmaktadır. Son dönemlerde cam, polietilen ve karbon gibi farklı fiberlerin kullanımı önerilmektedir.<sup>5,7-10,65,78</sup>

İlk yapılan çalışmalarda; Manley ve arkadaşları<sup>13</sup> karbon fiberlerin akrilik rezinin dayanıklılığını arttırdığını belirtmiştir. Larson ve arkadaşları<sup>5</sup> karbon grafit fiberi kuronlarda ve sabit bölümlü protezlerde kullanmışlar, akriliğin direncini ve elastiklik modülünü arttırdığını belirtmişlerdir. Berrong ve arkadaşları<sup>76</sup> ise, akrilik rezini güçlendirmek amacıyla aramid fiberi kullanmışlar ve akrilik rezinin kırılma direncinin arttığını rapor etmişlerdir. Bir başka çalışmada ise karbon ve aramid fiberlerle güçlendirilen akrilik rezinlerin mekanik özelliklerinin arttığı bunun yanında önemli estetik problemler görüldüğü ifade edilmiştir<sup>100</sup>

Restoratif materyallerin mekanik özellikleri elastisite, dayanım, plastisite ve sertlik ile tanımlanmaktadır.<sup>89</sup> Günümüzde bükülme dirençlerinin test edildiği çalışmalara sıklıkla rastlanmaktadır. Materyalin bu özelliklerini belirlemek amacıyla statik ve dinamik yüklemelerin uygulandığı tek eksenel ve çift eksenel gerilme testleri gibi mekanik testler

kullanılmaktadır.<sup>69,77,95</sup> American Dental Association Council of Dental materials, Instruments and Equipment (ANSI/ADA), Deutsches Institut für Normung (DIN), ve International Organization for Standardization (ISO) gibi standartlar, materyalin fiziksel özelliklerinin test edildiği bir çok çalışmada rehber olarak kullanılmaktadır.<sup>24,69,77</sup> Çift eksenel bükülme testi ile maksimum bükülme dirençlerinin merkezi yükleme bölgesinde oluşacağını, böylece materyalin kenar ve köşelerinden kaynaklanabilecek hataların elimine edilebileceğini, bunun da tek eksenel gerilme testlerine göre daha güvenilir sonuçlar verebileceğini ifade etmişlerdir.<sup>27</sup> Ancak günümüzde tek eksenel 3-nokta bükülme testi, uygulama kolaylığı ve tekrarlanabilirliği nedeni ile ISO tarafından standart test olarak kabul edilmiştir.<sup>99</sup>

Fiberlerin mekanik özelliklerinin tanımlanmasında örnek boyutlarının, ortamın standardizasyonunun ve seçilen yükleme hızının öneminin çok büyük olduğu bilinmektedir.<sup>30,77,96</sup> Bu yüzden çalışmamızda örnekler; geçici kuron-köprü materyalleri için tanımlanan ISO 10477 (1992)<sup>99</sup> sayılı standarda uygun olarak 25x2x2 mm boyutlarında hazırlanmış ve bükülme direnç testi için 1mm / dakika olan başlık hızı tercih edilmiştir.

Fiberle güçlendirmenin başarısı; fiber materyalinin cinsine, doyurulmasına, adezyonuna ve içeriğine bağlıdır.<sup>10,23,25,27,77,101</sup>

Fiberle güçlendirme, dental uygulamalarda oldukça popüler hale gelmiştir. Dental kompozitleri güçlendirmek için kullanılan iki tür fiber sistemi vardır. Bunlar; önceden doyurulmamış fiberler (Connect, Construct fiberler) ve önceden doyurulmuş fiberler (Stick Tech fiber)'dir. Önceden doyurulmamış sistemler splintleme ya da direkt adhesive köprü gibi direkt uygulamalarda önceden doyurulmuş sistemler ise genellikle laboratuvar ortamında hazırlanan sabit bölümlü protezlerde tercih edilir.<sup>30</sup>

Bir çok araştırmacı, matriks ile fiberin doyurulmasını araştırmışlar ve tam olarak doyurulmamış fiber ile güçlendirilmiş kompozit (FRC) sisteminde mekanik problemlerin ortaya çıkabileceğini,<sup>24,79,81,102</sup> çok iyi bir şekilde doyurulan FRC



sisteminde ise bükülme direncinin önemli bir şekilde arttırdığını rapor etmişlerdir.<sup>71,101,103,104</sup>

Fiberle güçlendirilmiş materyallerin mekanik özelliklerinin test edildiği çalışmalarda fiberlerin rezin matriks içinde uygun şekilde doyurulmadığı ve bu yüzden yeterli miktarda fiber içeriği sağlanamadığı ve arada mikroskobik düzeyde boşlukların kalmasına neden olduğu bildirilmiştir.<sup>24,81</sup> Bu boşlukların oluşması FRC'nin su emmesine ve mekanik özelliklerinin azalmasına neden olacaktır.<sup>84</sup> Fiberlerin doyurulmadığı durumlarda yapıyı güçlendirmek yerine zayıflatabilirler.<sup>73</sup> Fiber iyi doyurulmaz ise fiber matriks arasındaki yapışmada az olacak ve bu bölgelere, mikroorganizmaların penetre olması nedeni ile de akrilde renk değişimine ve buna ilave olarak bu bölgelerde oksijen rezervlerinin oluşmasına, artık monomer miktarının artmasına yol açacaktır.<sup>23,24,57</sup> Fiber ve matriks arasındaki yapışma ne kadar iyi olursa, direnci de o nispette iyi olur ve böylece matrikse gelen yük, fibere daha iyi bir şekilde aktarılmış olur.<sup>9,105</sup>

Fiberin doyurulması iki şekilde olur. Dış hekim ya da laboratuvar teknisyeni, fiber demetlerini düşük akışkanlıkta bir rezinle ya da monomerle doyurabilir. Diğer bir yöntem ise fiberin üretimi sırasında fiber demetleri, bir makara etrafında çekilip gerilirken, kat edilen yol boyunca rezin ya da ışıkla sertleşen monomer banyosuna daldırılır. Böylece çok miktarda fiber rezinle doyurulmuş ve tam bir ıslanma sağlanmış olur.<sup>3,30,31,101</sup> Yetersiz doyurulma, yoğun viskoziteli hamur kıvamında ısıyla polimerize olan protez kaide polimerlerinde meydana gelir.<sup>81</sup> Otopolimerizan akrilik rezinler düşük viskoziteli akışkan safhada fiber demetlerine uygulanır. Bu şekilde fiberin doyurulma işlemi çok iyi olur. Polimer karışımının toz / likit oranında değişiklikler yapılarak karışımın viskozitesi değiştirilebilir. Azalmış viskozite teorik olarak fiberin

doyurulmasını arttırabilir. Bununla birlikte fazla monomer, polimerizasyon büzülmesine neden olur.<sup>10,24,106</sup> Bizim alışmamızda, polimer matrikse yapışmayı arttıracağı düşüncesiyle fiber, akril hamuruna yerleştirilmeden önce, monomer yerine polimer-monomer akıcı karışımında bekletilmiştir.

Kompozitlerde, doyurulma işlemi bonding ajanları ile olmaktadır. Kompozit materyallerini güçlendirmeden fiberlerin önce mine ve dentin bonding ajanlarıyla ıslatılması önerilir. Bonding ajanları genellikle fiber ile güçlendirilmiş dental kompozitlerin bükülme dirençlerini arttırmaktadırlar. Bu artışın derecesi bonding ajanın formülasyonuna bağlıdır.<sup>103</sup> Ellakwa ve arkadaşları<sup>103</sup> 7 farklı formülasyona sahip bonding ajanı ile doydurdıkları polietilen fiber (Connect) ile güçlendirilmiş kompozit (Solidex) neklerinin bükülme dirençlerini karşılaştırmak için yaptıkları çalışmada, kontrol gruplarından birini herhangi bir bonding ajanıyla doyurulmamış fiber ile güçlendirilmiş kompozit neklerden (negatif kontrol), diğerini ise herhangi bir fiber ile güçlendirilmemiş kompozit neklerden (pozitif kontrol) oluşturmuşlardır. Bonding ajanı ile doyurulmuş fiber ile güçlendirilen kompozit neklerin bükülme direnç ortalamalarının (166-266 MPa), negatif (75 MPa) ve pozitif (66 MPa) kontrol grubundan istatistiksel olarak yüksek olduğunu, negatif ve pozitif kontrol grupları arasında ise istatistiksel olarak bir farklılık olmadığını bildirmişlerdir. Çalışmamızda tüm kompozit nekler bonding ajanı ile doyurulmuştur. Bu çalışmada kullanılan kompozit ve polietilen fibere benzerlik gösteren Ribbond THM ile güçlendirilen Tetric Ceram'ın bükülme direnci Ellakwa ve arkadaşlarının<sup>103</sup> bulgularıyla benzerlik göstermektedir.

Ellakwa ve arkadaşları<sup>104</sup> yaptıkları çalışmada, kompozit (Artglass) nekleri polietilen fiber (Connect) ve önceden doyurulmuş cam fiberlerle (Stick Tech)

güçlendirmişler ve bu fiberleri doldurucusuz bonding ajanı ile doydurmuşlardır. Oluşturdukları kontrol grubunda ise herhangi bir fiber kullanmamışlardır. Doldurucusuz bonding ajanı ile ıslatılan polietilen fiberin bükülme direnci (185,6 MPa), cam fiberin bükülme direncinden (383,6 MPa) daha düşük bulduklarını ifade etmişlerdir. En düşük bükülme direnci, fiber ile güçlendirilmeyen kompozit (82,7 MPa ) örnekler göstermiştir.

Çalışmamızda ise iki kompozit (Charisma, Tetric Ceram) materyali kullanılmıştır. Charisma için polietilen fiber (Ribbond THM) ile hazırlanan örneklerin bükülme direnci 347,99 MPa, cam fiber (Fiber Splint ML) ile hazırlanan örneklerin bükülme direnci 317,57 MPa, fiber ile güçlendirilmeyen örneklerin bükülme direnci ise 113,05 MPa olarak bulunmuştur. Tetric Ceram kompozit materyali için ise elde edilen bükülme dirençleri sırasıyla; 243,62 MPa, 227,41 MPa ve 106,91 MPa olarak bulunmuştur. Ellakwa ve arkadaşları<sup>104</sup> buldukları polietilen fiberin bükülme direnç değerlerinin çalışmamızda bulunan değerlerden daha düşük olması, kullanılan kompozitin, fiberin ve bonding ajanının farklı olmasından ve cam fiberin bükülme direnç değerlerinin daha yüksek olması ise kullandıkları fiberin önceden doyurulmuş olmasından kaynaklanmış olabileceğini düşünmekteyiz.

FRC'nin mekanik özelliklerini etkileyen en önemli değişkenlerden biri de adezyondur.<sup>30</sup> Adezyonun etkili ve güçlü olması kompozit yapı ve fiber ara yüzeyinde stres birikimine engel olmakta ve bu bölgelerden başlayacak çatlamların önüne geçilmektedir.<sup>24,25,30,78,83</sup>

Güçlendirmede kullanılan polietilen fiberler polimer yapıya düşük adezyon göstermektedir. Bu yüzden bazı çalışmalarda polietilen fiberin akrilik rezinlerin ya da kompozitlerin mekanik özellikleri üzerinde önemli bir etki yapmadığı bildirilmektedir.<sup>11,17,75,107</sup> Ancak polietilen fiberler ile güçlendirme ile akrilik

rezinlerin mekanik özelliklerinin arttırıldığını bildiren çalışmalarda bulunmaktadır.<sup>14-16,22,29,78,103,106</sup> Bu durum yaptığımız çalışmada da gözlenmiştir.

Fiberin polimer matrikse yapışma miktarı, fiberin tipine göre değişir. Cam fiberle güçlendirmenin, polietilen fiberle güçlendirmeden daha etkili olduğu vurgulanmıştır.<sup>3</sup> Diş hekimliğinde kullanılan polietilen fiberlerle beklenen başarının sağlanamamasının, polimer-kompozitle fiberin adezyonundaki problemten kaynaklandığı bildirilmekte ve bunun nedeni olarak da fiberin düşük yüzey enerjisine sahip olması ve fiberde kimyasal bağlanma yüzeylerinin eksik olması gösterilmektedir. Bu yüzden son yıllarda polietilen fiberlerin yüzeyleri plazma, radyasyon tedavisi, ateş, kimyasal uygulama ve silan ile işleme tabi tutularak polimer yapının fiberlere adezyonu arttırılmaya çalışılmaktadır.<sup>3,14,15,29,31,75,77,78,106</sup> Bununla beraber; önceden doyurulmuş Fiber Stick (E-cam fiber) ile Construct (polietilen) fiberin güçlendirme etkisi arasında, önemli bir farklılık olmadığı gösterilmiştir. Construct (polietilen fiber), diğer polietilen fiberler ile karşılaştırıldığında polimer matrikse yapışmasının daha iyi olduğu ve bunun yanında mekanik özelliklerinin daha yüksek olduğu gösterilmiştir. Bunun sebebi, Construct (polietilen) fibere plazma uygulanmasının yanı sıra silan uygulanmış olmasıdır.<sup>3,106</sup>

Braden ve arkadaşlarının<sup>29</sup> yapmış oldukları çalışmada, UHMWP fiberlere O<sub>2</sub> plazma, helyum, kromik asitle kaplama şeklinde yüzey kaplama işlemleri uygulayarak fiberleri, epoksi rezin ve ısı ile polimerize olan rezin içine ilave ederek çekme testi ile test etmişlerdir. Plazma kaplı fiber ile güçlendirilmiş akril örneklerde, çekme dayanımı ve elastiklik modülünü yüksek bulmuşlardır. Aynı çalışmada kırılmış örneklerin bütünlüğünün bozulmadığını da görmüşlerdir.

Polietilen fiberlerin güçlendirmeye etkisinin araştırıldığı bu çalışmada elde edilen bulgular yüzey işlemi uygulamasının, geçici kuron köprü materyallerinin direncini arttırması yönünde etki ettiğini göstermektedir. Plazma ve silan uygulanmış olan Construct (polietilen) fiberin bükülme direncinin (304,29 MPa), sadece plazma uygulanmış olan Ribbond (polietilen) fiberden (234,23 MPa) daha yüksek bulunmasını açıklamaktadır

Önceki araştırmalar, fiberin oryantasyonu ve pozisyonunun (gelişigüzel ya da uzunlamasına oryantasyon) kompozit yapıyı nasıl güçlendireceği üzerine odaklanmışlardır. Uygulanan kuvvetin fiberin uzun aksına dik bir şekilde yerleştirilmesini kabul etmişler, buna karşın fiberin, uzun aksa paralel olarak ya da gelişigüzel yerleştirmenin baskın olan matrisin başarısız olmasına ve kuvvetlendirmenin ise yetersiz olmasına neden olacağını ifade etmişlerdir.<sup>12,108</sup> Hazırlanan örneklerin içine, fiberlerin doğru olarak lokalizasyonu bulguların sağlığı açısından oldukça önemlidir. Bu yüzden çalışmamızda fiberlerin gerilim bölgesine yani kuvvetin geleceği en alt bölgeye ve yatay pozisyonda yerleştirilmesi sağlanarak araştırma için gerekli olan standardizasyon sağlanmıştır.

Chung ve arkadaşlarının<sup>100</sup> yaptıkları çalışmada, geçici rezin materyalini cam fiberle güçlendirmişler ve fiberi kompozit yapı içinde 1 / 3 alt bölgeye (yani gerilim tarafına), 1 / 3 üst bölgeye, 1 / 2 orta bölgeye 1 şerit ve 1 / 3 alt ve 1 / 3 üst bölgeye 2 şerit şeklinde yerleştirmişlerdir. En yüksek bükülme direnç değerini, 1 / 3 alt bölgeye yerleştirilen fiberle güçlendirilmiş akrilik rezin materyalinin verdiğini gözlemlemişlerdir. Akrilik rezin materyalinin 1 / 3 üst ve 1 / 2 orta bölgeye yerleştirilen fiberle yapılan güçlendirme işleminin, kontrol gurubuna göre yapıyı zayıflattığını bildirmişlerdir. 1 / 3 üst ve 1 / 2 orta bölgeye yerleştirilen fiberle güçlendirilen örnekler arasında anlamlı bir fark bulamamışlardır. Bu çalışmada fiberin gerilim tarafına yerleşiminin kuvvetlendirmek için en etkili lokalizasyon olduğunu vurgulamışlardır. Bunun açıklamasını ise kırılğan materyallerin baskı kuvvetinin gerilme kuvvetinden daha fazla olduğu şeklinde yapılabilir. Bu yüzden fiberi gövdenin 1 / 3 servikal

bölgesine yerleştirerek (gerilme bölgesine) restorasyonun kırılma direnci artırılır. Çünkü, fiberin restorasyon boyunca başlangıç kırığının yayılmasını durduracağı ifade edilmiştir.

Lassila ve Vallittu'nun<sup>21</sup> yaptığı çalışmada, 25x2x2 mm boyutlarındaki kompozit örnekler önceden doyurulmuş fiberle güçlendirilmişlerdir. Bu fiberlerin bir kısmı gerilim bölgesinin en alt kısmına, bir kısmı baskı bölgesinin en üst kısmına ve bir kısmı da orta bölgeye paralel olacak şekilde, bir kısım fiberi ise kompozit yapıya dik olacak şekilde yerleştirmişlerdir. Fiber ile güçlendirilmeden hazırlanan kompozit örnekler kontrol grubu oluşturmuşlardır. En yüksek bükülme direnci, gerilme bölgesinin en alt tarafına yerleştirilen fiberli örneklerde (509,3 MPa) görülmüştür. Bunu vertikal yönde yerleştirilen fiber ile güçlendirilen örnekler (445,6 MPa) ve en üst kısmına yerleştirilen kompozit örneklerde (245,8 MPa) en az bükülme direncini ise fiber ile güçlendirilmemiş kontrol grubunda (90,1 MPa) gözlemlemişlerdir.

Çalışmamızda, kullandığımız E-cam fiber (Fiber Splint ML) ile güçlendirilmiş gerilme bölgesinin en alt bölgesine yerleştirilmiş kompozit materyalin bükülme direnci (317,57 MPa) Lassila ve Vallittu'nun<sup>21</sup> bulgularından daha düşük çıkması, kullandığımız fiberin, fabrikasyon olarak önceden doyurulmuş olmamasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Hamza ve arkadaşları<sup>106</sup> yaptıkları çalışmada, PMMA esaslı geçici kuron köprü materyallerini önceden doyurulmuş Fiber Stick (cam fiber), soğuk plazma uygulanmış Ribbond Triaxial (polietilen fiber), önceden doyurulmuş ve silanize edilmiş Construct (polietilen fiber) ile ve 1 mm çapında paslanmaz çelik tel ile güçlendirmiş ve kırılma dayanıklılığını değerlendirmişlerdir. En iyi sonucun Fiber Stick ve Construct ile alındığını rapor etmişlerdir. Bunları, Ribbond Triaxial ve sonrasında da çelik tel almıştır. Yine aynı çalışmada, üç üye şeklinde hazırlanan sabit bölümlü protez cam fiberle güçlendirilmiş, ve fiberler gövdenin 1 / 3 servikal bölgesine, 1 / 3 okluzal

bölgesine ve tam orta kısmına yerleştirilerek kırılma direçleri ve tutucuların marjinal uyumları karşılaştırılmıştır. En büyük kırılma direnç değerinin servikal bölgeye yerleştirilen fiberle güçlendirilmiş PMMA esaslı geçici sabit bölümlü proteze ait olduğunu rapor etmişlerdir. Bunu takiben orta bölgeye ve okluzal bölgeye yerleştirilen fiberle güçlendirilmiş PMMA esaslı geçici sabit parsiyel protez ve fiberle güçlendirilmemiş protezin aldığı ifade etmişlerdir. Tüm gurupların marjinal uyumlarının istatistiksel olarak farklı olmadığını bildirmişlerdir.

Samadzadeh ve arkadaşları<sup>22</sup> yaptıkları çalışmada destek dişler arasında 22 mm mesafe bulunan paslanmaz çelik güdükler üzerine PMMA içerikli üç üyeli posterior geçici sabit bölümlü protezler yapmış ve Ribbond fiberle güçlendirmişlerdir. Kontrol grubu herhangi bir fiberle güçlendirilmemiştir. Ribbond ile güçlendirilmiş PMMA'nın kırılma direncinde artış olmadığını ifade etmişlerdir. Bununla beraber; kırılma şekli parsiyel kırılma ya da bütünlüğü bozulmamış kırılma şeklinde görülmüştür. Güçlendirilmemiş örneklerde katastrofik kırılma meydana gelmiştir.

Fiber ilavesi ile elde edilebilecek maksimum kuvvetlendirme, fiberin sabit gerilme tarafına yani doku tarafına yerleştirilmesi ile mümkündür. Ancak bu durum oturma yüzeylerinde plak tutunmasını arttıracığı için, protezin erken başarısızlığına neden olabilir. Aslında oturma yüzeylerine ince bir tabaka kompozit uygulanması ve daha sonra fiberin yerleştirilmesi önerilebilir. Çalışmamızın sonucuna göre fiberin gerilim bölgesine yerleştirilmesi sonucu test edilen kompozitin, bükülme direncini bariz şekilde arttırdığı görülmüştür. Güçlendirilmiş kompozit örneklerde katastrofik başarısızlık engellenmiştir. Fiberin gerilme bölgesinden hafifçe uzağa yerleştirilmesi bükülme özelliklerini arttırmasına karşın erken çatlak oluşumuna neden olduğu rapor edilmiştir.<sup>106,109</sup>

Fiberler kompozit yapı içine, kısa kesilmiş olarak dağınık formda, iplik şeklinde uzunlamasına ya da dokunmuş formda uygulanabilir.<sup>6,7,9,12,13,16,17,25,65,76</sup> Kısa kesilmiş liflerin polimer ve monomer içine katılarak dağınık olarak uygulanması oldukça kolaydır, ancak bu fiberler akril rezin içinde yabancı cisim olarak görev yaptığı için kompozit yapıyı zayıflatabilmektedir.<sup>9,65</sup>

Garoushi ve arkadaşlarının<sup>110</sup> yaptıkları çalışmada, farklı miktarlarda (% 0 - % 22) ve farklı uzunlukta (1 – 6 mm) kısa kesilmiş ve önceden doyurulmuş cam fiberlere, ışıkla polimerize olan kompozitler ilave edilmiş ve bükülme dirençleri karşılaştırılmıştır. Bu çalışmada fiber uzunluğunun ve fiber miktarının materyalin bükülme direncini istatistiksel olarak etkilediği vurgulanmış ve en yüksek bükülme direncinin 5 mm uzunluğundaki fiberle güçlendirilmiş örneklerde olduğu rapor edilmiştir.

Garoushi ve arkadaşlarının<sup>111</sup> yaptıkları başka bir çalışmada, 3 mm uzunluğunda ve % 22,5 oranında Ever stick marka cam fiber, % 22,5 oranında dimetakrilat-PMMA rezin matris ve % 55 oranında SiO<sub>2</sub> doldurucu partikül, yüksek hızda çalışan makinede 5 dakika karıştırılmıştır. 25x2x2 mm boyutlarında hazırladıkları kalıplara bu karışımı yerleştirmişler ve üzerine normal kompozit uygulayıp ışıkla polimerize etmişlerdir. Bu çalışmanın sonuçlarına göre fiberle güçlendirilmiş grupların bükülme dirençlerinin güçlendirilmemiş örneklere göre istatistiksel olarak yüksek olduğunu rapor etmişlerdir.

Tacir ve arkadaşları<sup>112</sup> yaptıkları çalışmada, enjeksiyon yöntemi ve mikrodalga enerjisi ile polimerize olan akrilik örnekleri 5 mm uzunluğunda kısa kesilmiş cam fiberler ile güçlendirmişlerdir. Kontrol grubuna ise fiber ilave edilmemiştir. Sonuçta, enjeksiyon yöntemi ve mikrodalga enerjisi ile polimerize edilen akrilik örneklerin bükülme dirençlerinin, güçlendirilmemiş örneklere göre daha düşük olduğunu



saptamışlardır. Çalışmamızın sonuçları Tacir ve arkadaşlarının<sup>112</sup> bulguları ile uyum göstermemektedir. Bu durumun kısa kesilmiş formda ve gelişi güzel yerleştirilmiş fiberlerin akril rezin içinde yabancı cisim olarak görev yapması ve kullanılan fiberin dental uygulamalar için özel olarak üretilmiş fiberlerden seçilmemesinden kaynaklanmış olabileceğini düşünmekteyiz.

İplik formunda, uzunlamasına yerleştirilen fiberler, dayanıklılığı önemli ölçüde arttırmaktadır.<sup>1,7,12,25</sup> Fakat protez kaide akriliğini güçlendirirken fiberleri bu formda uygulamak oldukça zordur. Akril tepimi sırasında uygulanan basınçla, yerleştirilen fiberlerin hem konumu değişmekte hem de paralelligi bozulmaktadır. Bazı yerlerde lif yığılmaları olurken, bir başka yerde, istenilenden daha az lif olmaktadır. Dokunmuş formda fiberler ise hem dayanıklılığı arttırmakta hem de kompozit yapı içine yerleştirilmesi kolay ve kontrollü olmaktadır.<sup>9,29,33</sup>

Bir çok araştırmacı akrilik rezinlerin fiberle güçlendirilmesi sonucu bükülme dirençlerinin arttığını rapor etmişlerdir.<sup>3,8-10,19,20,24,78,83,90,101,105,113,114</sup> Bu artışın açıklaması; zayıf polimer matrisinde oluşan stresin, yüksek gerilme direncine sahip olan fibere aktarılmasıdır.<sup>90</sup> Bazı araştırmacılar ise PMMA'nın<sup>11,22,113</sup> ve kompozitin<sup>107</sup> fiberle güçlendirilmesinin kırılma dirençlerini arttırmadığını ifade etmişlerdir.

Son yıllarda alternatif alt yapı materyali olarak gündeme gelen cam fiberle güçlendirilmiş kompozit materyaller, üstün mekanik ve estetik özellikleri nedeniyle ön plana çıkmıştır.<sup>81,85,115</sup>

Saygılı ve arkadaşları<sup>116</sup> PMMA, PEMA ve bis-akril kompoziti, cam ve aramid fiberle güçlendirdikleri akrilik rezin materyallerinin kırılma dirençlerinin önemli bir şekilde arttığını bildirmişlerdir. En yüksek kırılma direncinin cam fiberle güçlendirilen PMMA materyalinde olduğunu bulmuşlardır. Bunu PEMA ve bis-akril kompozit takip

etmiştir. Ayrıca bu çalışmada cam fiberin kırılma direncinin, aramid fiberden daha yüksek olduğu saptanmıştır.

John ve arkadaşları<sup>117</sup> yaptıkları çalışmada, 65x10x3 mm boyutlarında hazırladıkları ısı ile polimerize olan PMMA (Travalon) örneklere cam, aramid ve naylon fiber ilave etmiş ve bu örneklere 2 mm / dakika hızla 3- nokta bükülme testi uygulamışlardır. Bu araştırmacılar, cam fiberle güçlendirilmiş PMMA'nın (979,2 MPa) güçlendirilmemiş kontrol grubuna (696 MPa) göre çok daha iyi bükülme direnci göstermiş olduğunu saptamışlardır. Yaptıkları çalışma sonucuna göre, cam ve aramid fiberlerin kırılmaya meyilli distal uzantılı parsiyel ve total protez kaidelerinde uzun dönem kullanım için uygun olduğunu ifade etmişlerdir. Ayrıca cam fiberle geçici sabit parsiyel protezlerin bağlantı bölgelerini güçlendirerek, kırılmayı önlemeye yardımcı olacağını vurgulamışlardır. Çalışmamızda kullandığımız ısı ile polimerize olan PMMA'nın (SR Ivocron) cam fiber ile güçlendirilmesi sonucu bulunan bükülme direnci (180,38 MPa) bu araştırmacıların bulguları ile benzerlik göstermemektedir. Bunun nedeninin örnek boyutlarının farklı hazırlanmasından kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz.

Hamza ve arkadaşları<sup>3</sup> PMMA, PEMA ve Bis-akril kompozit örnekleri; cam fiber ve polietilen fiber ile güçlendirmişlerdir. Kontrol grubunda ise örneklere herhangi bir fiber ilave etmemişlerdir. PEMA (Jet), PMMA (Trim) ve Bis-akril kompozit (Temphase) için en yüksek bükülme direnç değeri Construct (polietilen fiber) için bulmuşlar, bunu sırasıyla Ribbond THM (polietilen fiber) ve Fibrenet (cam fiber) takip etmiştir. Çalışmamızdan elde edilen bulgular bu çalışmanın bulguları ile paralellik göstermesine karşın çalışmamızdaki bükülme direnç değerleri daha yüksektir. Bunun

sebebinin, kullanılan materyal ve doyurulma işlemindeki farklılıklardan kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Polimetilmetakrilat uzun dönemde yavaş su emer. Su emilimi esas olarak rezin moleküllerinin polar özelliklerinden kaynaklanmaktadır. Bunun mekanizmasının difüzyon kanunlarına göre su difüzyonundan kaynaklandığı gösterilmiştir.<sup>28,81,82</sup> Protez kaide rezininin su ile tamamen doygun hale gelmesinin 17 gün,<sup>89</sup> kompozitin ise 30 gün<sup>118</sup> aldığı kabul edilmiştir. Vallittu<sup>24</sup> ile Vallittu ve arkadaşları,<sup>81</sup> cam fiberle güçlendirilen protez kaide rezinin suda bekletme süresi arttıkça, bükülme direncinde azalmaya neden olduğunu fakat 4 hafta sonra stabil hale geldiğini ifade etmişlerdir. Ayrıca Uzun ve Keyf<sup>119</sup> ve Bayındır ve arkadaşları<sup>120</sup> suda saklama süresi 24 saatten 30 güne varan artışın genellikle transvers dirençte ve maksimal defleksiyon değerlerinde azalmaya neden olduğunu ifade etmişlerdir Bu nedenle suda bekletme süresi çalışmalar açısından önemlidir. Bu sebeple çalışmamızda tüm örnekler 30 gün suda bekletilmiştir.

Akrilik rezinlerin mekanik ve fiziksel özelliklerini arttırmak için katkı maddesi olarak kullanılan cam fiberlerin katıldıkları akrilik rezinlerin polimerizasyon büzülmesini ve su emilimini, dolayısıyla boyutsal doğruluğunu etkilemeleri muhtemeldir.<sup>81,82</sup>

Suda saklama polimer rezinin direncini azaltır. Su molekülleri FRC rezin matriks içine doğru difuze olur ve stres altında rezin polimer zincirlerinin hareketini kolaylaştırmak için plastizer gibi rol oynar. FRC'nin su emme miktarını birçok faktör etkiler. Su emme, genellikle FRC içeriğindeki fiber yüzeyindeki azalma ile artar.<sup>82</sup> Polimer matriksin hidrofilitesi, su emme miktarını da etkiler. Daha çok hidrofilik rezinler ki bunlar 2- hidroksietil metakrilat (HEMA) ve bisfenol glisid metakrilat (bis-GMA) PMMA'lara göre daha çok su emerler.<sup>121</sup> Ayrıca matriks tarafından fiberin yetersiz doyurulması FRC'de hava boşluklarının kalmasına neden olur. Bu durum mekanik direncini direkt olarak etkileyerek FRC'nin zayıflamasına ve su emme hassasiyetini indirekt olarak etkilemesine neden olur.<sup>81,102,121</sup>

Vallittu<sup>122</sup> yaptığı çalışmada suda beklettiği E-cam fiberle güçlendirilen kompozitlerin bükülme direncinin kuru FRC'den yaklaşık olarak % 27 daha az olduğunu rapor etmiştir. E-cam fiber, suya duyarlılığını arttıran alkali, toprak alkali ve bor oksit (B<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) içerir. Bu hidrolitik etki E-cam fiberle güçlendirilmiş polimerik sistemlerin mekanik özelliklerini azaltır.<sup>79,81,115,122</sup>

Polietilen fiberler, hidrofobik bir yapıya sahip olduğu için hidrofilik fiberlere göre su emme miktarı oldukça azdır.<sup>15,16,75</sup> Çalışmamızda polietilen fiberlerin bükülme dirençlerinin cam fiberlerden daha yüksek bulunmasının nedeni, kullandığımız cam fiberin hidrofilik etkisinin yanı sıra herhangi bir yüzey tedavisi görmediği için adezyonun az olmasına bağlı olduğunu düşünmekteyiz.

Bugüne kadar yapılan araştırmaların ışığında yapılan bu çalışmada elde edilen bulgular tüm fiberlerin akrilik rezinlerin dayanıklılığını arttırdığını göstermektedir. Dayanıklılığın artırılmasında kullanılan materyal-fiber arasındaki yapışmanın önemi büyüktür. Ayrıca fiberin, güçlendirilmesi istenen bölgeye konulması gerekmektedir. Restorasyonlarda ve protez planlamasında fiberler, stresin yoğun olduğu bölgelere paralel yerleştirilmelidir. Örneğin, sabit protezlerin gövde bölgelerinde, fiberlerin büyük bir kısmı mesio-distal yönde yerleştirilmelidir.<sup>1,30</sup> Fiberler metal güçlendiricilerle, karşılaştırıldığında daha hafif ve estetikler. Bu çalışmada elde edilen bulgular, fiberle güçlendirmenin sadece sabit protezlerde değil, tam ve bölümlü protezlerde zayıf bölgelerin güçlendirilmesi ve tamiri amacıyla kullanılabileceğini göstermektedir. Özellikle dental amaçlı olarak sunulmuş olan, değişik tür fiberler arasında özellikle yüzey işlemi görmüş olan cam ve polietilen fiberlerin kullanımı önerilmektedir. Bunun yanı sıra protez kaidesinde materyal yorgunluğuna, çatlamaya ve kırılmaya yol açabilecek kuvvetleri elimine etmek, oklüzal dengeleme başta olmak kaydıyla, protez yapımı süresinde klinik ve laboratuarda alınacak çeşitli önlemlerin de göz ardı edilmemesi gerektiği önemle vurgulanmaktadır.

## SONUÇLAR

Bu çalışmada, geçici kuron-köprü materyallerinin polietilen ve cam fiberle güçlendirilmesinin bükülme direncine etkisi değerlendirilmiş ve şu sonuçlar elde edilmiştir.

1. Çalışmada kullanılan tüm fiberler, kullanılan geçici kuron köprü materyallerinin bükülme direncini kontrol gruba göre arttırmıştır.
2. 3- nokta bükülme direnç testi sonucuna göre en yüksek ortalama bükülme direnci, Construct (polietilen) fiber ile güçlendirilmiş Tetric-Ceram kompozit (467,82 MPa) materyalinde gözlenirken, en düşük değer fiber içermeyen Dentalon Plus (65,82 MPa) kontrol grubu örneklerinden elde edilmiştir.
3. Güçlendirme materyallerinin bükülme dirençlerine ait test sonuçları değerlendirildiğinde en yüksek değer Construct (polietilen) fiberde (304,293 MPa) gözlenmiştir. Bunu Ribbond THM (polietilen fiber) (234,225 MPa) ve Fiber-Splint ML (E-cam fiber) (186,869 MPa) ile takip etmiştir. Bu üç fiberin bükülme dirençleri arasındaki fark istatistiksel olarak önemli bulunmuştur ( $p<0,05$ ).
4. Bu çalışmada kullanılan en yüksek bükülme direnci geçici kuron köprü materyali olan Charisma'da (295,33 MPa) görülmüştür. Bunu Tetric-Ceram (261,44 MPa), SR Ivocron (243,19 MPa), Protemp 3 (183,01 MPa), Tab 2000 (132,60 MPa) ve Dentalon Plus (123,95 MPa) takip etmiştir. Tab 2000 ile Dentalon Plus'ın bükülme dirençleri arasındaki fark istatistiksel olarak önemli değildir ( $p>0,05$ ).
5. Fiberler, güçlendirilmek istenen bölgeye (gerilim bölgesine) ve uygulanan kuvvete dik bir şekilde yerleştirilmelidir.
6. Önceden doyurulmamış fiberler rezin matriks içine yerleştirilmeden önce mutlaka monomerle, polimer-monomer karışımı ile veya bonding ajanları ile doyurulmalıdır.

## KAYNAKLAR

- 1- Goldberg AJ, Burstone CJ. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. *Dent Mater* 1992; 8(3):197-202.
- 2- 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; 63(3):251-257.
- 3- Hamza TA, Rosenstiel SF, Elhosary MM, Ibraheem RM. The effect of fiber reinforcement on the fracture toughness and flexural strength of provisional restorative resins. *J Prosthet Dent* 2004; 91(3):258-264.
- 4- Pfeiffer P, Grube L. In vitro resistance of reinforced interim fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2003; 89(2):170-174.
- 5- Larson WR, Dixon DL, Aquilino SA, Clancy JM. The effect of carbon graphite fiber reinforcement on the strength of provisional crown and fixed partial denture resins. *J Prosthet Dent* 1991; 66(6):816-820.
- 6- Schreiber CK. The clinical application of carbon fibre/polymer denture bases. *Br Dent J* 1974; 137(1):21-22.
- 7- Yazdanie N, Mahood M. Carbon fiber acrylic resin composite: an investigation of transverse strength. *J Prosthet Dent* 1985; 54(4):543-547.
- 8- Aydin C, Yilmaz H, Caglar A. Effect of glass fiber reinforcement on the flexural strength of different denture base resins. *Quintessence Int* 2002; 33(6):457-563.
- 9- Solnit GS. The effect of methyl methacrylate reinforcement with silane-treated and untreated glass fibers. *J Prosthet Dent* 1991; 66(3):310-314.

- 10- 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(6):613-617.
- 11- Vallittu PK. Ultra-high-modulus polyethylene ribbon as reinforcement for denture polymethylmethacrylate: a short communication. *Dent Mater* 1997; 13(6):381-382.
- 12- DeBoer J, Vermilyea SG, Brady RE. The effect of carbon fiber orientation on the fatigue resistance and bending properties of two denture resins. *J Prosthet Dent* 1984; 51(1):119-121.
- 13- Manley TR, Bowman AJ, Cook M. Denture bases reinforced with carbon fibres. *Br Dent J* 1979; 146(1):25
- 14- Gutteridge DL. The effect of including ultra-high-modulus polyethylene fibre on the impact strength of acrylic resin. *Br Dent J* 1988; 164(6):177-180.
- 15- 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(2):128-135.
- 16- Ladizesky NH, Ho CF, Chow TW. Reinforcement of complete denture bases with continuous high performance polyethylene fibers. *J Prosthet Dent* 1992; 68(6): 934-939.
- 17- Dixon DL, Breeding LC. The transverse strengths of three denture base resins reinforced with polyethylene fibers. *J Prosthet Dent* 1992; 67(3):417-419.
- 18- Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R. Transverse strength and fatigue of denture acrylic-glass fiber composite. *Dent Mater* 1994; 10(2):116-121.
- 19- Vallittu PK. The effect of glass fiber reinforcement on the fracture resistance of a provisional fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1998; 79(2):125-130.

- 20- Lahdenpera MS, Puska MA, Alander PM, Waltimo T, Vallittu PK. Release of chlorhexidine digluconate and flexural properties of glass fibre reinforced provisional fixed partial denture polymer. *J Mater Sci Mater Med* 2004; 15(12):1349-1353.
- 21- Lassila LV, Vallittu PK. The effect of fiber position and polymerization condition on the flexural properties of fiber-reinforced composite. *J Contemp Dent Pract* 2004; 5(2):14-26.
- 22- 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(5):447-450.
- 23- Keyf F, Uzun G. The effect of glass fibre-reinforcement on the transverse strength, deflection and modulus of elasticity of repaired acrylic resins. *Int Dent J* 2000; 50(2):93-97.
- 24- Vallittu PK. Flexural properties of acrylic resin polymers reinforced with unidirectional and woven glass fibers. *J Prosthet Dent* 1999; 81(3):318-326.
- 25- Vallittu PK, Lassila VP, Lappalainen R. Acrylic resin-fiber composite-Part I: The effect of fiber concentration on fracture resistance. *J Prosthet Dent* 1994; 71(6): 607-612.
- 26- 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(1):16-22.
- 27- Freilich MA, Meiers JC. Fiber-reinforced composite prostheses. *Dent Clin North Am* 2004; 48(2):545-562.



- 28- Lassila LV, Nohrstrom T, Vallittu PK. The influence of shortterm water storage on the flexural properties of unidirectional glass fiber-reinforced composites. *Biomaterials* 2002; 23(10): 2221-2229.
- 29- Braden M, Davy KW, Parker S, Ladizesky NH, Ward IM. Denture base poly(methyl methacrylate) reinforced with ultra-thin modulus polyethylene fibers. *Br Dent J* 1988; 164(4):109-113.
- 30- Freilich MA, Meiers CJ, Duncan PJ, Goldberg AJ. Fiber- Reinforced Composites In *Clinical Dentistry*. Hong Kong: Quintessence Books, 2000: 1-21
- 31- Uzun G, Hersek N, Tincer T. Effect of five woven fiber reinforcements on the impact and transverse strength of a denture base resin. *J Prosthet Dent* 1999; 81(5):616-620.
- 32- Vallittu PK. A review of fiber-reinforced denture base resins. *J Prosthodont* 1996; 5(4):270-276.
- 33- Vallittu PK, Lassila VP. Reinforcement of acrylic resin denture base material with metal or fibre strengtheners. *J Oral Rehabil* 1992; 19(3):225-230.
- 34- Cal NE, Hersek N, Sahin E. Water sorption and dimensional changes of denture base polymer reinforced with glass fibers in continuous unidirectional and woven form. *Int J Prosthodont* 2000; 13(6):487-493.
- 35- Kaiser DA, Cavazos E Jr. Temporization techniques in fixed prosthodontics. *Dent Clin North Am* 1985; 29(2):403-412.
- 36- Luthardt RG, Stossel M, Hinz M, Vollandt R. Clinical performance and periodontal outcome of temporary crowns and fixed partial dentures: A randomized clinical trial. *J Prosthet Dent* 2000; 83(1):32-39.
- 37- Vahidi F. The provisional restoration. *Dent Clin North Am* 1987; 31(3):363-381.

- 38- Lowe RA. The art and science of provisionalization. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1987;7(3):64-73.
- 39- Baldissara P, Comin G, Martone F, Scotti R. Comparative study of the marginal microleakage of six cements in fixed provisional crowns. *J Prosthet Dent* 1998; 80(4):417-422.
- 40- Zinner ID, Trachtenberg DI, Miller RD. Provisional restorations in fixed partial prosthodontics. *Dent Clin North Am* 1989; 33(3):355-377.
- 41- Anderson JN. *Applied dental materials*. 7<sup>th</sup> ed. Oxford, England: Blackwell Scientific Publications, 1990: 153-154.
- 42- Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD. *Fundamentals of fixed prosthodontics*. 2<sup>nd</sup> ed. Chicago: Quintessence Publishing, 1981: 161-192.
- 43- Krug RS. Temporary resin crowns and bridges. *Dent Clin North Am*. 1975; 19(2):313-320.
- 44- Federick DR. The provisional fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1975; 34(5):520-526.
- 45- Osman YI, Owen CP. Flexural strength of provisional restorative materials. *J Prosthet Dent* 1993; 70(1):94-96.
- 46- Gegauff AG, Holloway JA. Provisional Restorations. In Rudolph P. ed *Contemporary Fixed Prosthodontics*. 3<sup>rd</sup> ed. Saint Louis : Mosby, 2001: 380-416.
- 47- Yuodelis RA, Faucher R. Provisional restorations: an integrated approach to periodontics and restorative dentistry. *Dent Clin North Am* 1980; 24(2): 285-303.
- 48- Kaiser DA. Accurate acrylic resin temporary restorations. *J Prosthet Dent* 1978; 39(2):158-161.

- 49- Ireland MF, Dixon DL, Breeding LC, Ramp MH. In vitro mechanical property comparison of four resins used for fabrication of provisional fixed restorations. J Prosthet Dent 1998; 80(2):158-162.
- 50- Koumjian JH, Nimmo A. Evaluation of fracture resistance of resins used for provisional restorations. J Prosthet Dent 1990; 64(6):654-657.
- 51- Wood M, Halpern BG, Lamb MF. Visible light-cured composite resins: an alternative for anterior provisional restorations. J Prosthet Dent 1984; 51(2):192-194.
- 52- Davidoff SR. Heat-processed acrylic resin provisional restorations: an in-office procedure. J Prosthet Dent 1982; 48(6):673-675.
- 53- Açıkgöz O. Maddeler Bilgisi. Erzurum: Edebiyat Fakültesi Ofset Tesisleri, 1996: 145-150.
- 54- Christensen GJ. Provisional restorations for fixed prosthodontics. J Am Dent Assoc. 1996; 127(2):249-252.
- 55- Boberick KG, Bachstein TK. 1998 Judson C. Hickey Scientific Writing Award. Use of a flexible cast for the indirect fabrication of provisional restorations. J Prosthet Dent 1999; 82(1):90-93.
- 56- Phillips RW. Skinner EW. Skinner's Science of dental materials. 7<sup>th</sup> ed. Philadelphia W.B: Saunders Co, 1973: 178-217.
- 57- Çalikkocaoğlu S. Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi. İstanbul: Mor Ajans, 2000: 72
- 58- Weiner S. Fabrication of provisional acrylic resin restorations. J Prosthet Dent 1983; 50(6):863-864.
- 59- Christensen GJ. The fastest and best provisional restorations. J Am Dent Assoc 2003; 134(5):637-639.

- 60- Passon C, Goldfogel M. Direct technique for the fabrication of a visible light-curing resin provisional restoration. *Quintessence Int* 1990; 21(9):699-703.
- 61- Driscoll CF, Woolsey G, Ferguson WM. Comparison of exothermic release during polymerization of four materials used to fabricate interim restorations. *J Prosthet Dent* 1991; 65(4):504-506.
- 62- Capp NJ. The diagnostic use of provisional restorations. *Restorative Dent* 1985; 1(4):92, 94-98.
- 63- Tylman SD. Theory and practice of crown and fixed partial prosthodontics (bridge). 11<sup>th</sup> ed. St. Louis : Mosby, 1970: 837-859.
- 64- Grave AM, Chandler HD, Wolfaardt JF. Denture base acrylic reinforced with high modulus fibre. *Dent Mater* 1985; 1(5):185-187.
- 65- Schreiber CK. Polymethylmethacrylate reinforced with carbon fibres. *Br Dent J* 1971; 130(1):29-30.
- 66- 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(1):6-9.
- 67- Diamond M. Resin fiberglass bonded retainer. *J Clin Orthod* 1987 Mar;21(3): 182-183.
- 68- Levenson MF. The use of a clear, pliable film to form a fiberglass-reinforced splint. *J Am Dent Assoc* 1986; 112(1):79-80.
- 69- Mullarky RH. Aramid fiber reinforcement of acrylic appliances. *J Clin Orthod* 1985; 19(9):655-658.
- 70- Bjork N, Ekstrand K, Ruyter IE. Implant-fixed, dental bridges from carbon/graphite fibre reinforced poly(methyl methacrylate). *Biomaterials* 1986; 7(1):73-75.

- 71- Butterworth C, Ellakwa AE, Shortall A. Fibre-reinforced composites in restorative dentistry. *Dent Update* 2003; 30(6):300-306.
- 72- Bowman AJ, Manley TR. The elimination of breakages in upper dentures by reinforcement with carbon fibre. *Br Dent J* 1984; 156(3):87-89.
- 73- Vallittu PK. Comparison of two different silane compounds used for improving adhesion between fibres and acrylic denture base material. *J Oral Rehabil* 1993; 20(5):533-539.
- 74- Raygot CG, Chai J, Jameson DL. Fracture resistance and primary failure mode of endodontically treated teeth restored with a carbon fiber-reinforced resin post system in vitro. *Int J Prosthodont* 2001; 14(2):141-145.
- 75- Jagger DC, Harrison A, Jandt KD. The reinforcement of dentures. *J Oral Rehabil* 1999; 26(3):185-194.
- 76- Berrong JM, Weed RM, Young JM. Fracture resistance of Kevlar-reinforced poly(methyl methacrylate) resin: a preliminary study. *Int J Prosthodont* 1990; 3(4):391-395.
- 77- 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(1):33-39.
- 78- Ramos V Jr, Runyan DA, Christensen LC. The effect of plasma-treated polyethylene fiber on the fracture strength of polymethyl methacrylate. *J Prosthet Dent* 1996; 76(1):94-96.
- 79- Vallittu PK. Compositional and weave pattern analyses of glass fibers in dental polymer fiber composites. *J Prosthodont* 1998; 7(3):170-176.

- 80- Narva KK, Vallittu PK, Helenius H, Yli-Urpo A. Clinical survey of acrylic resin removable denture repairs with glass-fiber reinforcement. *Int J Prosthodont* 2001; 14(3):219-224.
- 81- Vallittu PK, Ruyter IE, Ekstrand K. Effect of water storage on the flexural properties of E-glass and silica fiber acrylic resin composite. *Int J Prosthodont* 1998; 11(4):340-350.
- 82- Miettinen VM, Vallittu PK, Docent DT. Water sorption and solubility of glass fiber-reinforced denture polymethyl methacrylate resin. *J Prosthet Dent* 1997; 77(5):531-534.
- 83- Kanie T, Fujii K, Arikawa H, Inoue K. Flexural properties and impact strength of denture base polymer reinforced with woven glass fibers. *Dent Mater* 2000; 16(2):150-158.
- 84- Vallittu PK. Dimensional accuracy and stability of polymethyl methacrylate reinforced with metal wire or with continuous glass fiber. *J Prosthet Dent* 1996; 75(6):617-621.
- 85- Vallittu PK. Curing of a silane coupling agent and its effect on the transverse strength of autopolymerizing polymethylmethacrylate-glass fibre composite. *J Oral Rehabil* 1997; 24(2):124-130.
- 86- Goldberg AJ, Freilich MA. An innovative pre-impregnated glass fiber for reinforcing composites. *Dent Clin North Am* 1999; 43(1):127-133.
- 87- Minami H, Suzuki S, Kurashige H, Minesaki Y, Tanaka T. Flexural strengths of denture base resin repaired with autopolymerizing resin and reinforcements after thermocycle stressing. *J Prosthodont* 2005; 14(1):12-18.

- 88- Aladağ Lİ, Yılmaz A. Fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezin ve geleneksel tamir materyalleriyle tamir edilen akrilik rezinlerin dirençlerinin incelenmesi. Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg 2001; 11(2):8-13.
- 89- Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi; 1993: 183-223, 225-257.
- 90- Nohrstrom 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(1):72-78.
- 91- 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(3):284-291.
- 92- Belli S, Ozer F. A simple method for single anterior tooth replacement. J Adhes Dent 2000; 2(1):67-70.
- 93- Belvedere PC. Single-sitting, fiber-reinforced fixed bridges for the missing lateral or central incisors in adolescent patients. Dent Clin North Am 1998; 42(4):665-682.
- 94- Vallittu PK. Prosthodontic treatment with a glass fiber-reinforced resin-bonded fixed partial denture: A clinical report. J Prosthet Dent 1999; 82(2):132-135.
- 95- Vallittu PK, Sevelius C. Resin-bonded, glass fiber-reinforced composite fixed partial dentures: a clinical study. J Prosthet Dent 2000; 84(4):413-418.
- 96- Freilich MA, Karmaker AC, Burstone CJ, Goldberg AJ. Development and clinical applications of a light-polymerized fiber-reinforced composite. J Prosthet Dent 1998; 80(3):311-318.

- 97- Meiers JC, Freilich MA. Chairside prefabricated fiber-reinforced resin composite fixed partial dentures. *Quintessence Int* 2001; 32(2):99-104.
- 98- 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(1):52-58.
- 99- International Standards Organization. ISO 10477-1992. Polymer based crown and bridge materials. Geneva:ISO, 1992
- 100- Chung K, Lin T, Wang F. Flexural strength of a provisional resin material with fibre addition. *J Oral Rehabil* 1998; 25(3):214-217.
- 101- Tirapelli C, Ravagnani C, Panzeri Fde C, Panzeric H. Fiber-reinforced composites: effect of fiber position, fiber framework, and wetting agent on flexural strength. *Int J Prosthodont* 2005; 18(3):201-202.
- 102- Miettinen VM, Narva KK, Vallittu PK. Water sorption, solubility and effect of post-curing of glass fibre reinforced polymers. *Biomaterials* 1999; 20(13):1187-1194.
- 103- Ellakwa AE, Shortall AC, Shehata MK, Marquis PM. Influence of bonding agent composition on flexural properties of an Ultra-High Molecular Weight Polyethylene Fiber-Reinforced Composite. *Oper Dent* 2002; 27(2):184-191.
- 104- Ellakwa AE, Shortall AC, Marquis PM. Influence of fiber type and wetting agent on the flexural properties of an indirect fiber reinforced composite. *J Prosthet Dent* 2002; 88(5):485-490.
- 105- Kanie T, Arikawa H, Fujii K, Ban S. Mechanical properties of reinforced denture base resin: the effect of position and the number of woven glass fibers. *Dent Mater J* 2002; 21(3):261-269.



- 106- Hamza TA, Rosenstiel SF, El-Hosary MM, Ibraheem RM. Fracture resistance of fiber-reinforced PMMA interim fixed partial dentures. *J Prosthodont* 2006; 15(4):223-228.
- 107- Pereira CL, Demarco FF, Cenci MS, Osinaga PW, Piovesan EM. Flexural strength of composites: influences of polyethylene fiber reinforcement and type of composite. *Clin Oral Investig* 2003; 7(2):116-119.
- 108- Dyer SR, Lassila LV, Jokinen M, Vallittu PK. Effect of fiber position and orientation on fracture load of fiber-reinforced composite. *Dent Mater* 2004; 20(10):947-955.
- 109- Ellakwa AE, Shortall AC, Shehata MK, Marquis PM. The influence of fibre placement and position on the efficiency of reinforcement of fibre reinforced composite bridgework *J Oral Rehabil* 2001; 28(8):785-791.
- 110- Garoushi S, Lassila LV, Vallittu PK. Short fiber reinforced composite: the effect of fiber length and volume fraction. *J Contemp Dent Pract* 2006; 7(5): 10-17.
- 111- Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LV. Short glass fiber reinforced restorative composite resin with semi-inter penetrating polymer network matrix. *Dent Mater* 2007 Jan 2; Article in Press.
- 112- Tacir IH, Kama JD, Zortuk M, Eskimez S. Flexural properties of glass fibre reinforced acrylic resin polymers. *Aust Dent J* 2006; 51(1):52-56.
- 113- Kanie T, Arikawa H, Fujii K, Ban S. Mechanical properties of woven glass fiber-reinforced composites. *Dent Mater J* 2006; 25(2):377-381.
- 114- Kanie T, Arikawa H, Fujii K, Ban S. Deformation and flexural properties of denture base polymer reinforced with glass fiber sheet. *Dent Mater J* 2005; 24(3):297-303.

- 115- Meric G, Dahl JE, Ruyter IE. Physicochemical evaluation of silica-glass fiber reinforced polymers for prosthodontic applications. *Eur J Oral Sci* 2005; 113(3):258-264.
- 116- Saygılı G, Sahmalı SM, Demirel F. The effect of placement of glass fibers and aramid fibers on the fracture resistance of provisional restorative materials. *Oper Dent* 2003; 28(1):80-85.
- 117- John J, Gangadhar SA, Shah I. Flexural strength of heat-polymerized polymethyl methacrylate denture resin reinforced with glass, aramid, or nylon fibers. *J Prosthet Dent* 2001; 86(4):424-427.
- 118- Fan PL, Edahl A, Leung RL, Stanford JW. Alternative interpretations of water sorption values of composite resins. *J Dent Res* 1985; 64(1):78-80.
- 119- Uzun G, Keyf F. The effect of fiber reinforcement type and water storage on strength properties of a provisional fixed partial denture resin. *J Biomater Appl* 2003; 17(4):277-286.
- 120- Bayındır F, Akyıl MŞ, Kavrut R. Farklı zaman aralıklarında suda bekletmenin protez kaide materyallerinin transvers bükülme ve transvers dayanıklılık özellikleri üzerindeki etkisinin incelenmesi. *Hacettepe Üniv. Diş Hek Fak Derg* 2005; 29(2): 16-24.
- 121- 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(7):509-514.
- 122- Vallittu PK. Effect of 180-week water storage on the flexural properties of E-glass and silica fiber acrylic resin composite. *Int J Prosthodont* 2000; 3(4): 334-339.

