

T.C.  
GAZİ ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI

**DİSTAL ÇÜRÜKLÜ ÜST BİRİNCİ BÜYÜK AZI DİŞLERİNDE AÇILAN  
MODİFİYE GİRİŞ KAVİTESİNİN VE AKIŞKAN KOMPOZİT  
KULLANIMININ KÖK KANAL TEDAVİSİ SONRASI DİŞLERİN KIRILMA  
DİRENCİ ÜZERİNE ETKİSİ**

DOKTORA TEZİ

**Şebnem EROL**

Tez Danışmanı  
Prof. Dr. A. Cemal TINAZ

ANKARA  
ŞUBAT 2009

T.C.  
GAZİ ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
DİŞ HASTALIKLARI VE TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI

**DİSTAL ÇÜRÜKLÜ ÜST BİRİNCİ BÜYÜK AZI DİŞLERİNDE AÇILAN  
MODİFİYE GİRİŞ KAVİTESİNİN VE AKIŞKAN KOMPOZİT  
KULLANIMININ KÖK KANAL TEDAVİSİ SONRASI DİŞLERİN KIRILMA  
DİRENCİ ÜZERİNE ETKİSİ**

DOKTORA TEZİ

**Şebnem EROL**

Tez Danışmanı  
Prof. Dr. A. Cemal TINAZ

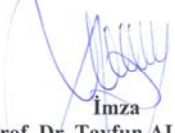
Bu tez Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından  
03/2007-31 proje numarası ile desteklenmiştir.

ANKARA  
ŞUBAT 2009

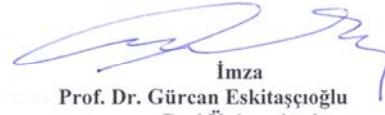
T.C.  
GAZİ ÜNİVERSİTESİ  
Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Diş Hastalıkları ve Tedavisi Ana Bilim Dalı Doktora Programı  
çerçevesinde yürütölmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından  
Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 6.3/2009

  
İmza  
Prof. Dr. Tayfun ALAÇAM  
Gazi Üniversitesi  
Jüri Başkanı

  
İmza  
Prof. Dr. A. Cemal Tınaz  
Gazi Üniversitesi

  
İmza  
Prof. Dr. Gürcan Eskitaşcıoğlu  
Gazi Üniversitesi

  
İmza  
Prof. Dr. Emin Türköz  
Gazi Üniversitesi

  
İmza  
Prof. Dr. Fügen Dağlı  
Nacettepe Üniversitesi

## İÇİNDEKİLER

|                                                                                |     |
|--------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Kabul ve Onay                                                                  | I   |
| İçindekiler                                                                    | II  |
| Resimler, Şekiller                                                             | V   |
| Tablolar, Grafikler                                                            | VI  |
| Semboller, Kısaltmalar                                                         | VII |
| 1. GİRİŞ                                                                       | 1   |
| 2. GENEL BİLGİLER                                                              | 3   |
| 2.1. Dentinin Su kaybının Dişin Kırılma Gücüne Etkisi                          | 4   |
| 2.2. Endodontik İşlemlerin Dişin Kırılma Gücüne Etkisi                         | 5   |
| 2.2.1. Kök kanal tedavili dişlerde fiziksel özelliklerdeki değişiklikler       | 6   |
| 2.2.2. Endodontik giriş kavitesinin dişlerin yapısında oluşturduğu madde kaybı | 7   |
| 2.3. Kök Kanal Tedavisi Görmüş Dişlerde Restorasyon                            | 9   |
| 2.3.1. Geride kalan diş yapısının miktarı                                      | 10  |
| 2.3.2. Dişin anatomik pozisyonu                                                | 11  |
| 2.4. Üst Birinci Büyük Azı Dişi Morfolojisi                                    | 11  |
| 2.5. Dişlerin Onarımında Kullanılan Maddeler                                   | 13  |
| 2.5.1. Cam iyonomer simanlar                                                   | 13  |
| 2.5.2. Amalgam                                                                 | 15  |
| 2.5.3. Kompozit rezinler                                                       | 16  |
| 2.5.4. Akışkan kompozitler                                                     | 20  |
| 2.5.5. Adeziv diş hekimliği                                                    | 23  |
| 2.6. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonlarında Kullanılan Sistemler            | 30  |
| 2.6.1. Görünür ışıkla polimerizasyon sağlayan Cihazlar                         | 31  |
| 2.7. Oklüzyon Türleri                                                          | 33  |

|                                                                       |    |
|-----------------------------------------------------------------------|----|
| 2.7.1. Tüberkül-marjinal sırt oklüzal planı                           | 33 |
| 2.7.2. Tüberkül-fossa oklüzal planı                                   | 33 |
| 2.8. Mekanikte Temel Kavramlar ve Tanımları                           | 34 |
| 2.8.1. Kuvvet                                                         | 34 |
| 2.8.2. Oklüzal kuvvet                                                 | 35 |
| 2.8.3. Stres                                                          | 35 |
| 2.8.4. Stres tipleri                                                  | 35 |
| 2.8.5. Dayanıklılık (Strength)                                        | 36 |
| 2.8.6. Gerilme (Strain)                                               | 37 |
| 2.8.7. Stres-gerilme eğrileri                                         | 38 |
| 2.8.8. Elastikiyet modülü                                             | 38 |
| 2.8.9. Poisson oranı                                                  | 39 |
| 2.8.10. Oransal sınır                                                 | 39 |
| 2.8.11. Elastik sınır                                                 | 40 |
| 2.9. Stres Analiz Yöntemleri                                          | 40 |
| 2.9.1. Fotoelastik kuvvet analiz yöntemi                              | 41 |
| 2.9.2. Gerilimölçer (Strain-gauge) ile kuvvet analizi                 | 41 |
| 2.9.3. Kırılgan vernik tekniği ile kuvvet analizi                     | 41 |
| 2.9.4. Lazer ışınlı kuvvet analiz yöntemi                             | 42 |
| 2.9.5. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi<br>(SESA Yöntemi)         | 42 |
| 3. GEREÇ VE YÖNTEM                                                    | 46 |
| 3.1. Deney Grupları                                                   | 46 |
| 3.1.1. Giriş kavitesinin hazırlanması ve dişlerin<br>Gruplandırılması | 46 |
| 3.1.2. Kök kanallarının şekillendirilmesi ve<br>Doldurulması          | 48 |
| 3.1.3. Dişlerin onarımı                                               | 51 |
| 3.1.4. Kırma testi                                                    | 54 |
| 3.1.5. Kırık şekilleri                                                | 55 |
| 3.2. Sonlu Elemanlar Analizi                                          | 55 |

|                                                        |     |
|--------------------------------------------------------|-----|
| 4. BULGULAR                                            | 58  |
| 4.1. Kırılma Deneyi Bulguları                          | 58  |
| 4.2. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi<br>Bulguları | 61  |
| 4.3. Kırık şekilleri                                   | 69  |
| 5. TARTIŞMA                                            | 71  |
| 6. SONUÇ                                               | 82  |
| 7. ÖZET                                                | 83  |
| 8. SUMMARY                                             | 85  |
| 9. KAYNAKLAR                                           | 87  |
| 10. TEŞEKKÜR                                           | 102 |
| 11. ÖZGEÇMİŞ                                           | 103 |

## RESİMLER

Resim 1: Çapraz sırt.

Resim 2: Üst birinci büyük azının lateral ve oklüzal görüntüsü.

Resim 3: Çapraz sırtın korunduğu dişlerde kavite şekli.

Resim 4: Çapraz sırt.

Resim 5: Çapraz sırtın kaldırıldığı dişlerde kavite şekli.

Resim 6: Vitrebond.

Resim 7: Akışkan kompozit.

Resim 8: Occlubrush.

Resim 9: OptiDisk.

Resim 10: Çapraz sırtın korunduğu gruplarda restorasyon.

Resim 11: Kırma cihazında modelin yerleşimi.

Resim 12: a. Grup 1' e örnek. b. Grup 2'ye örnek.

Resim 13: Grup 4' e örnek.

Resim 14: Grup 5' e örnek.

## ŞEKİLLER

Şekil 1: Stres-gerilme eğrisi.

Şekil 2: Kavite şekli.

Şekil 3: Üst birinci büyük azı dişinin bukkolingual yönde palatinal ve distal kökün görüntüsünü temsil eden matematiksel model.

Şekil 4: Grup 1' in SESA modeli.

Şekil 5: Grup 1' in SESA analizi.

Şekil 6: Grup 4' ün SESA modeli.

Şekil 7: Grup 4' ün SESA analizi.

Şekil 8: Grup 2' nin SESA modeli.

Şekil 9: Grup 2' nin SESA analizi.

Şekil 10: Grup 5' in SESA modeli.

Şekil 11: Grup 5' in SESA analizi.

## **TABLolar**

Tablo 1: Kompozit rezinlerin sınıflandırılması.

Tablo 2: Deney grupları.

Tablo 3: Sonlu elemanlar analizinde kullanılan malzemelerin elastikiyet modülleri ve poisson oranları.

Tablo 4: Grupların ortalama değerleri ve standart sapmaları.

Tablo 5: Tukey ve Bonferroni test sonuçları.

Tablo 6: Kırık şekilleri

## **GRAFİKLER**

Grafik 1: Grupların ortalama değerleri.



## SEMBOLLER VE KISALTMALAR

|                    |                                       |
|--------------------|---------------------------------------|
| FDI                | Diş hekimliğı Federasyonu             |
| ISO                | Uluslararası Standardizasyon Kuruluşı |
| SEM                | Scannig elektron mikroskop            |
| Na                 | Sodyum                                |
| F                  | Flor                                  |
| BIS-GMA            | Bisfenol-A-glisidil metakrilat        |
| UEDMA              | Üretan dimetakrilat                   |
| TEGDMA             | Trietilen glikol dimetakrilat         |
| EGDMA              | Etilen glikol dimetakrilat            |
| N,N-bis            | 2 hidroksi etilen                     |
| C-Faktör           | Konfigürasyon faktörü                 |
| dynes/cm           | Materyal yüzey enerjisi               |
| µm                 | Mikrometre                            |
| MPa                | Megapaskal                            |
| HEMA               | Hidroksi etil metakrilat              |
| BPDM               | Bisfenil dimetakrilat                 |
| 4-META             | 4 Metil etil akrilat                  |
| CQ                 | Kamferokinon                          |
| UV                 | Ultraviyole                           |
| mW                 | Miliwat                               |
| mW/cm <sup>2</sup> | Miliwatt/santimetre kare              |
| LED                | Light emitting diyote                 |
| N                  | Newton                                |
| E                  | Elastik modülü                        |
| SESA               | Sonlu elemanlar stres analizi         |

## 1. GİRİŞ

Kök kanal tedavisi uygulanmış bir dişin kırılmaya karşı vital dişlere göre daha yatkın olduğu genel olarak kabul edilmiş bir görüştür. Özellikle endodontik tedavi uygulanmış arka grup dişlerde normal çiğneme kuvvetleri bile tüberkül kırıklarına sebep olabilmektedir. Böyle dişlerin çekimleri ve restorasyonlarında dahi kırıklarla sık olarak karşılaşmaktadır. Bu konuda yapılmış çok sayıda klinik takipli in vivo ve in vitro laboratuvar çalışmaları bulunmaktadır.

Endodontik tedavi uygulanmış dişler mevcut kron yapısının önemli bölümünü giriş kavitesi veya endodontik tedavinin en büyük nedeni olan çürük dolayısıyla kaybetmiş olabilirler. Diş dokularının ileri düzeyde kaybı, tutuculuğu sağlayacak yapı miktarını azaltırken restorasyonda uzaklaştırıcı kuvvetler etkisinde kalacak yüzey alanını artırır. Aynı zamanda geride kalmış zayıflamış yapılar doğrudan yüklemelere daha az direnç gösterir. Tüberküllerin, kenar ve çapraz sırtların kayıp düzeyi, tüberkül yapılarında baskı oluşumu, fonksiyon ve yer değişimine neden olan oklüzal anomaliler dikkate alınmalıdır. Özellikle kenar ve çapraz sırtlar aşırı çekme ve basma stresleri etkisindedir. Çok köklü dişlerde kronal diş yapılarının ileri düzeylerde kaybı kırık direncini önemli düzeyde azaltmaktadır. Mine ve dentin; çürük, fraktür, abrazyon, endodontik giriş kavitesi, temizleme ve şekillendirme işlemleri esnasında kaybedilebilir. Sağlam kenar ve çapraz sırtların varlığı bukkal ve lingual tüberkül elemanlarını bağlar ve kuvvetlerin daha iyi dağılımını ve direncinin artmasını sağlar.

Restoratif işlemlerin arka bölge dişlerde kırılma direncini azaltmasının nasıl önlenebileceği ve azalan direncin tekrar nasıl güçlendirilebileceği bir çok araştırmanın amacı olmuş ve bu bağlamda farklı restorasyon türleri ve kullanılan farklı materyallerin kırılma direnci

üzerindeki etkileri incelenmiştir. Bazı araştırmacılar ara bağlayıcı kompozit sistemleri daha avantajlı görürken bir kısmı amalgam restorasyonların kırılmaya karşı direncinin daha fazla olduğunu savunmaktadırlar. Birçok araştırmacı ise aralarında fark olmadığını gösteren çalışmalar yapmıştır.

Akışkan kompozitler, düşük viskoziteli hibrit rezinlerdir ve kavite duvarlarına adaptasyonları daha iyidir. Ancak doldurucu partikül miktarı az olduğu için aşınmaya karşı dirençleri düşüktür. Bu nedenle, akışkan kompozitlerin özellikle proksimal kavitelerde tepilebilir kompozit rezinlerin altında stres kırıcı işlevi gördüğü düşüncesi gündeme gelmiştir. Tepilebilir kompozitlerin kaviteye yerleştirilmesinden önce bu tür rezinlerin kavite duvarlarına uygulanması ile daha iyi bir adaptasyon sağlanacağı düşünülmektedir.

Sonlu elemanlar stres analizi, analiz edilecek canlı ya da cansız yapıların gerçeğe en yakın şekilde modellenmesi yapılarak gerçekleşen deplasman ve streslerin kalite ve kantitesini matematiksel olarak ifade eden bir metoddur. Bu sistemle, bilgisayar ortamında boyutları belirlenmiş bir modelde, belirlenen şiddet, yön ve alandaki kuvvet uygulamasına bağlı olarak ortaya çıkan şekil değişiklikleri, dağılan yük ve şiddetleri hesaplanabilmektedir.

Bu çalışmanın amacı, distal çürük olduğu varsayılan üst birinci büyük azı dişlerinde açılan modifiye giriş kavitesinin ve akışkan kompozit kullanımının kanal tedavisi sonrası dişlerin kırılma direnci üzerine etkisinin incelenmesi ve üst birinci büyük azı dişinde fonksiyonel tüberküllere gelen kuvvetlerin stres analizinin sonlu elemanlar analiz yöntemi ile değerlendirilmesidir.

## 2. GENEL BİLGİLER

Kron bütünlüğü korunmuş ve yapısal bir kusuru bulunmayan bir diş, çiğneme kuvvetleri karşısında yeterli dayanıklılığa sahiptir. Madde kaybına uğramamış dişler, çiğneme kuvvetleri karşısında nadiren kırılırlar. Fakat çürük, geniş preparasyonlar, erozyon ya da abrazyon nedeniyle diş yapısının kaybedildiği durumlarda tüberküllerde kırılma meydana gelebilir<sup>1,2</sup>.

Tüberküllerin ya da kenar ve çapraz sırtların kayıp oranları, tüberkül bileşenlerinde stres oluşumu, fonksiyon ve pozisyonun etkilendiği oklüzal anomaliler (çapraz kapanışlar, rotasyonlar, eğilme, ekstrüzyon, intrüzyon) de dişlerin direncini düşüren unsurlardır.

Her dişin kendine ait stres dağılımı vardır ve diş üzerindeki her bir yapının kendine özel stres örneği bulunur. Uygulanabilecek kron içi ya da dışı herhangi bir restorasyon seçiminden önce yıkıcı yüklemelerle oluşabilecek başarısızlıkların önüne geçilmesi için dişlerdeki zayıf alanlar saptanmalıdır. Arka bölgedeki dişlerde, özellikle fonksiyonel taraftaki tüberkül tepeleri basma streslerinin etkisindedir. Kenar ve çapraz sırtlar aşırı derecede çekme ve basma kuvvetlerinin etkisi altındadır. Dik açılar fonksiyon görmeyen tarafta çekme ve kayma gerilme kuvvetlerine, fonksiyonel tarafta ise basma ve kayma gerilme kuvvetlerine maruz kalmaktadır. Fonksiyon esnasında temas eden tarafta basma ve temas göstermeyen tarafta gerilmeye ilave olarak, klinik kron ve klinik kök arasındaki birleşme açısında kayma gerilme kuvvetleri etkilidir. Herhangi bir bukkal, oklüzal veya lingual eğimde, özellikle karşıt tüberkül statik veya fonksiyonel oklüzal temasta olduğunda basma kuvvetlerinde artış görülür. Bifurkasyon ve trifurkasyon bölgeleri, derin kavite preparasyonlarında geride kalan ince dentin köprüleri, kök kanal tedavili dişlerde pulpa tabanları, diş yüzeyindeki mevcut çatlaklar ise dişlerdeki diğer zayıf alanlardır.

Endodontik tedavi, kök kanallarının temizlenmesi, şekillendirilmesi ve doldurulması sonrasında daimi restorasyonun yapılmasıyla tamamlanmaktadır. Endodontik tedavi uygulanmış dişler, mevcut kron yapısının önemli bölümünü, giriş kavitesi ve endodontik tedavinin en büyük sebebi olan çürük nedeniyle kaybetmiş olabilirler. Diş dokularının ileri düzeyde kaybı tutuculuğu sağlayacak yapı miktarını azaltır ve restorasyonda uzaklaştırıcı kuvvetler etkisinde kalacak yüzey alanını artırır. Ayrıca geride kalan zayıflamış yapılar doğrudan yüklemelere daha az direnç göstermektedir. Kök kanal tedavisini takiben dentindeki nem kaybı ve kök kanal preparasyonu sırasında oluşan dentin kaybının dişlerin kırılma olasılığını artırdığı ileri sürülmüştür<sup>3,4,5,6,7</sup>. Başarılı bir endodontik tedavi sağlam yapılı bir kök varlığında mevcut olabilir, fakat çoğu defa restoratif açıdan çözümlenmesi güç klinik bir kronal yapı bulunmaktadır. Diğer tüm koşulların uygunluğu sağlandığında vital bir dişin mekanik kuvvetlere endodontik tedavili dişlere göre daha fazla dayandığı bilinmektedir. Fakat kök kanal tedavili dişlerin kırılabilirliği bilimsel olarak ispatlanamamıştır. Dentin tübüllerinin minerilizasyonunun ve su kaybının dentinin esnekliğinin gittikçe artan düzeyde kaybına neden olduğu ileri sürülmektedir.

## **2.1. Dentinin Su Kaybının Dişin Kırılabilirliğine Etkisi**

Vital bir dişte kronal dentinin nem içeriğinin ortalama %13,2 olduğu daha önceki bir çalışmada gösterilmiştir<sup>8</sup>. Fakat kronal dentinin kök dentinine oranla iki kat daha fazla tübül içerdiği bilinmektedir. Tübül sayısının az olması, daha fazla inorganik madde ve intertübüler dentin içermesi nedeniyle kök dentinde daha az nem içeriği vardır. Yaşlanma sırasında peritübüler dentinine miktarı artmakta, nem içerebilecek organik materyal miktarı ise azalmaktadır. Aynı araştırmacı, kalsifiye dokularda nem kaybı olduğunda tekrar nemlendirmenin sağlanamayacağını, diğer bir

ifadeyle, kanal tedavisi uygulanmış dişlerdeki nem kaybının geri dönüşümsüz olduğunu bildirmiştir. Kanal tedavili dişlerde dentinde kollajene bağlı suyun vital dişlere göre daha az olduğu gösterilmiştir. Bu çalışmada, köpeklerde pulpasız dişlerin; canlı dişlere göre %9 daha az nem içerdiği gösterilmiştir<sup>9</sup>.

Huang ve arkadaşları<sup>10</sup>, kök kanal tedavisi uygulanmış dişlerin kırılabilirliğinin nem içeriğinin azalmasıyla ilişkili olduğunu varsayarak kuru ve nemli olarak hazırlanmış dentin örneklerinin kırılma ve gerilme dirençlerini araştırmışlardır. Sonuçta, nemli olarak hazırlanan örneklerin daha dirençli olduğunu bildirmişlerdir. Nemini kaybetmiş dişlerin daha kırılabilir olduklarını, esnekliklerini kaybettiklerini ve daha dirençsiz olduklarını bildiren, ve su kaybetmiş örneklerin kırılmaya karşı dirençlerinin daha az olduğunu gösteren çalışmalar bulunmaktadır<sup>11,12</sup>. Başka bir çalışmada, nemini kaybeden ve kaybetmeyen dişlerin fiziksel testlerde elastikiyet modülünde, sertlik ve kırık dayanıklılığında bir farklılık gözlenmemiştir<sup>13</sup>. Bu durumda klinikte canlı dişler ve kök kanal tedavisi görmüş dişler arasında kalan yapıların kırılması açısından farklılık görülmesindeki nedenler üzerinde durulmalı ve araştırmalar yapılmalıdır.

## **2.2. Edodontik İşlemlerin Dişin Kırılabilirliğine Etkisi**

Dentinin çok az düzeyde kaybedildiği kanal tedavisi görmüş dişler kırığa canlı dişler kadar dayanıklıdır. Kanal tedavisi sonrasında kalan diş yapısı; çürük, kavite preparasyonu, kök kanal preparasyonu ve restorasyon işlemleri nedeniyle zayıf ve dirençsiz bir hale gelebilir. Endodontik işlemler, önemli miktarda kronal ve kök dentinin kaybına neden olur ve bu durumda kök kanal tedavili diş oklüzal kuvvetlerde kırığa yatkın hale gelebilir. Kavite preparasyonu genişlediğinde ve endodontik giriş kavitesi açıldığında dişlerde önemli ölçüde zayıflama olduğu ve neticede tüberkül ayrılmaları olduğu klinik olarak gözlemlenen bir

durumdur. Kron kırıklarında diş dokularındaki zayıflamadan çok dentin kaybının etkili olduğunu gösteren bir çalışma bulunmaktadır<sup>14</sup>. Pulpanın kanal tedavisi için çıkarılması, kök kanalının genişletilmesi ve şekillendirilmesi sonrasında dentinin anatomik, biyokimyasal ve biyomekanik özelliklerinde geri dönüşümsüz değişiklikler olmaktadır. Kanal tedavisini takiben geride kalan diş yapısındaki değişiklikler, kırılma olasılığının artması ve dişin şeffaflığının azalması gibi klinik bulgularla sonuçlanır<sup>15</sup>. Çalışmalara göre kanal tedavisi görmüş bir dişte; geriye kalan diş yapısının estetik özelliklerinin değişmesi, dişin fiziksel özelliklerinin değişmesi ve diş yapısında oluşan madde kaybı gibi değişiklikler meydana gelmektedir<sup>15</sup>.

#### 2.2.1. Kök kanal tedavili dişlerde fiziksel özelliklerdeki değişiklikler

Endodontik tedaviden sonra kalan diş yapısının fiziksel özelliklerinde geri dönüşümü olmayan değişiklikler meydana gelmektedir. Dentindeki su kaybının, kök kanal tedavisi görmüş büyük azı dişlerinin dayanıklılığında ve sertliğinde azalmaya neden olduğu daha önce bildirilmiştir<sup>8</sup>.

Lewinstein ve Grajower<sup>16</sup>, a göre, endodontik tedaviyi takiben 5 yıllık ve 10 yıllık yaptıkları takiplerde canlı dişler ile kök kanal tedavisi görmüş dişler arasında dentin sertliğinde herhangi bir fark yoktur. Bununla birlikte, araştırmacılar, bu bilgilere dayanarak kök dentininin mekanik özelliklerinin endodontik tedaviden etkilenmediği sonucunun çıkarılamayacağını belirtmişlerdir. Bu durumun nedeni çalışmanın in-vivo şartlarda gerçekleştirilmiş olmasıdır. Dentin sertliğini ve dentinin kırılması için gerekli enerjiyi in-vivo olarak saptamak mümkün olmamıştır.

Gutmann<sup>8</sup>, pulpanın çıkarılmasını takiben pulpanın mekanik ve fiziksel özelliklerinde meydana gelen değişiklikler sonucu oluşan

boyutsal, biyokimyasal ya da yapısal değişikliklerin, dentinin kırılgenliğini artırdığını bildirmiştir.

Kollajen, dentinin organik matriksinin temelini oluşturur ve matriksin lifleri arasında inorganik kalsiyum fosfat lifleri gömülü durumdadır. Kollajen lifleri, moleküller arası çapraz bağlantıları sayesinde kalsifiye dokularda bulunan sertlik, çekmeye direnç ve yüksek gerilim direnci gibi karakteristik fiziksel özellikleri sağlar. Gutmann<sup>8</sup>, kollajen çapraz bağlantılardaki değişikliklerin, pulpası kök kanal tedavisi nedeniyle çıkarılmış dişlerde kırılgenliğini artırdığını ve dişlerin dayanıklılık ve sertliğinde azalmaya neden olduğunu bildirmiştir. Rivera ve Yamauchi<sup>17</sup>, endodontik tedavi görmüş dişlerde kollajenlerin moleküller arası çapraz bağlantılarının canlı dişlerden daha zayıf olduğunu ve bununda gerilim direncindeki azalmanın nedeni olabileceğini bildirmişlerdir.

#### 2.2.2. Endodontik giriş kavitesinin dişlerin yapısında oluşturduğu madde kaybı

Giriş kavitesi kusursuz bir boşaltmanın sağlanabileceği, yeterli mekanik preparasyonla enfekte dentinin tamamen uzaklaştırılarak mekanik dezenfeksiyonun elde edilebileceği, ideal bir kök kanal dolgusunun kolaylıkla yapılabilmesi ve sonradan restorasyonun apikal tıkama tehlikeye girmeden ve ileride daha büyük harabiyetlere yol açmadan yerleştirilebileceği bir preparasyon olmalıdır. Pulpa odası ve kök kanallarının morfolojisi göz önüne alınarak üç boyutlu olarak düşünülmesi ve tatbik edilmesi gereken bir uygulamadır. Her bir diş grubu için temel kuralları olmasına karşın, kök kanal sisteminin özelliklerine göre farklı modifikasyonları yapılabilmektedir.

Kök kanal tedavisi uygulanması dişlerde görülen çiğneme kuvvetlerine karşı direnç kaybı, direkt olarak endodontik tedavinin bir



sonucu değildir. Bunun asıl nedeni, kronal diş yapısındaki kayıptır. Bu konuda Reeh ve arkadaşları<sup>5</sup> nın yaptıkları bir çalışmada, premolar dişlerde kırılmaya karşı direnci, endodontik işlemlerin %5 oranında, bir okluzal kavite preparasyonunun %20 oranında ve bir MOD kavite preparasyonunun %63 oranında azalttığını bildirmişlerdir. Endodontik tedavi sonrasında restorasyonları tamamlanmış dişlerin kırılma direncinin, kaldırılan dentin miktarı arttıkça azaldığı ileri sürülmüştür<sup>18</sup>. Çok köklü dişlerde kronal diş yapılarının ileri düzeylerde kaybı kırık direncini önemli düzeyde azaltmaktadır<sup>19</sup>.

Sağlam kenar ve çapraz sırtlar, korunabildiği durumlarda lingual ve bukkal tüberkül elemanlarını bağlar ve kuvvet dağılımının daha iyi olmasını sağlar. Kenar ve çapraz sırtların kaybedilme düzeylerine göre diş yapılarının önlü arkalı bir bütün halinde ayrılmaya karşı dirençlerinde farklı oranlarda azalmalar meydana gelmektedir<sup>19</sup>:

1- Bir kenar sırt tüberküller arası mesafenin 1/4' ünü aşan oranda kaybedildiğinde direncin %10' u;

2- İki kenar sırt tüberküller arası mesafelerinin 1/4' ünü aşan oranda kaybedildiğinde direncin %15' i;

3- Bir kenar sırt tüberküller arası mesafenin 1/3' ünü aşan oranda kaybedildiğinde direncin %15' i;

4- İki kenar sırt tüberküller arası mesafelerinin 1/3' ü aşan oranda kaybedildiğinde direncin %30' u;

5- Bir kenar sırt tüberküller arası mesafenin 1/2' si kadar kaybedildiğinde direncin %40' ı;

6- İki kenar sırt tüberküller arası mesafelerinin 1/2' si kadar kaybedildiğinde direncin %45' i;

7- Çapraz sırt tüberküller arası mesafenin 1/4' ü kadar kaybedildiğinde direncin %20' si;

8- Çapraz sırttaki kayıp tüberküller arası mesafenin 1/3' ünü aştığında direncin %35 ' i;

9- Çapraz sırttaki kayıp tüberküller arası mesafenin 1/2' sini aştığında direncin %45' i kaybedilmektedir.

Fonksiyon dışı tüberküllerdeki kayıplarda ise direnç ve tutuculuk problemi daha fazla oluşmaktadır. Fonksiyonel olmayan tüberküllerdeki kuvvetler daha ayırıcı ve yıkıcı olmaktadır.

Gutmann<sup>8</sup> a göre endodontik giriş kavitesi, pulpa tavanındaki kronal dentin tarafından sağlanan yapısal devamlılığı bozmakta ve dişin fonksiyon altında daha çok esnemesine neden olmaktadır. Potashnick ve arkadaşları<sup>20</sup>, yaptıkları çalışmada endodontik giriş kavitesinin açılması sırasında pulpa odasının tavanının kaldırılmasının dişte büyük direnç kaybına neden olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca, bu konuda yapılan diğer çalışmalarda da, tüberküller arası bölgede kavite genişledikçe diş yapısının zayıfladığı ve bu dişlerin sağlam dişlerden daha kolay kırıldığı gösterilmiştir<sup>1,2,21,22</sup>.

Giriş kavitesinin hazırlanması sonrasında, kronal yapılarda, geride kalan diş yapılarının üzerinde dişin biyolojik olarak kabul edebildiği ölçülerde oklüzal yüklemeleri dik açılı olarak karşılayabilecek düz alanlar yaratılıp yaratılamayacağı incelenir. Bu yaklaşım herhangi bir restoratif materyalle oluşturulan diş onarımında direncin sağlanması için uygulanan temel kurallardan birisidir. Böylece, gelen kuvvetler restorasyonun tabanında daha iyi dağıtılmış olur ve dirençte artış sağlanır.

### **2.3. Kök Kanal Tedavisi Görmüş Dişlerde Restorasyon**

Başarılı bir endodontik tedavide, kök kanallarının sızdırmaz bir şekilde doldurulmasını takiben dişlerin restorasyonunun tamamlanması önemli bir basamaktır<sup>23</sup>. Endodontik tedaviyi takiben kronal restorasyon yapılmadan tedavi tamamlanmış sayılmamalıdır. Desteksiz diş yapılarında kırıkların oluşması, kronal restorasyonun yapılmasını zorlaştırabilir ve

hatta dişin çekimi bile gerekebilir<sup>7</sup>. Potashnick ve arkadaşları' nın<sup>20</sup> yaptıkları çalışmada, endodontik tedavi görmüş dişlerin çoğunun, endodontik başarısızlıktan daha çok, uygun yapılmayan restorasyonlar sonucu oluşan kırık nedeniyle kaybedildiği bildirilmiştir.

Endodontik tedavi görmüş dişlerin restorasyonunda, geride kalan diş yapısının miktarı, dişin anatomik pozisyonu ve estetik göz önünde bulundurulması gereken bazı faktörlerdir<sup>15</sup>. Oliveria ve arkadaşları<sup>24</sup>, na göre kök kanal tedavisi görmüş bir diş için ideal bir restorasyon, fonksiyonu ve estetiği sağlayabilmeli, geriye kalan diş yapısını korumalı ve marjinal mikrosızıntı göstermemelidir.

#### 2.3.1. Geride kalan diş yapısının miktarı

Kök kanal tedavisi sırasında diş yapısında oluşan madde kaybının, dişin ağızda kalabilmesini tehlikeye atabilecek miktarlara ulaşabileceğini ve bu durumun hekimin en az kontrol edebildiği faktörlerden biri olduğu düşünülmektedir<sup>25</sup>.

Wagnild ve Mueller<sup>15</sup>, e göre, restore edilmiş bir dişin uzun dönem kullanımında geriye kalan sağlam dentin miktarı önemlidir, kenar sırtı bölgesindeki 1 mm' lik sağlam diş yapısı bile dişin direncini artırmaktadır ve restorasyonun uzun süre kullanılabilmesi mümkün olabilmektedir.

Kanal tedavisi sonrası madde kaybı fazla olan dişler, çeşitli klinik problemlere neden olabilirler. Bu klinik durumlar arasında vertikal kök kırığı riskinin artması, restorasyondan sonra sekonder çürük olasılığının artması, daimi restorasyonun yerinden oynaması ya da kaybı yer almaktadır<sup>26</sup>.

### 2.3.2. Dişin anatomik pozisyonu

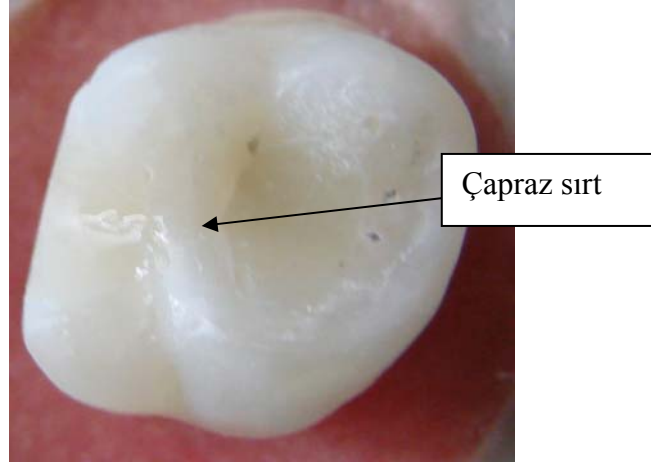
Arka grup dişler ön bölgedeki dişlerden daha fazla oklüzal kuvvete maruz kaldıkları için, restorasyonlar dişin kırılmaya karşı direncinin artmasını sağlayacak şekilde dizayn edilmelidir. Kök kanal tedavisi görmüş veya MOD kavite açılmış arka bölgedeki dişlerin, dentin bonding ajanlar ve kompozit rezin sistemleriyle orjinal tüberkül kırılma direnci değerine yakın şekilde restore edilebileceği ileri sürülmüştür<sup>7,27</sup>.

### **2.4. Üst Birinci Büyük Azı Dişi Morfolojisi**

Üst birinci büyük azı dişi, üst ikinci küçük azı dişi ve üst ikinci büyük azı dişi arasında yer alır. İki adettir<sup>28</sup>. Ağızda ilk süren daimi diştir. Ortalama olarak, kron boyu 7 mm, kök boyu 13 mm, kron genişliği 10 mm, kron kalınlığı ise 11 mm' dir. Üst birinci büyük azı dişi üst dişler arasında en büyük diştir. Küçük azı dişlerine oranla kron yüksekliği ve kök uzunluğunun kısalığına rağmen, daha geniş bir çiğneyici yüze ve üç köke sahiptir. Oklüzal yüzü mezio-oklüzal, palatino-oklüzal, bukko-oklüzal ve disto-oklüzal şeklinde uzundan kısaya doğru tanımlanan kenarlar ile şekillendirilmiş bir yamuk görünümündedir<sup>29</sup>. Dört adet iyi gelişmiş ve bir adet bütünleyici tüberküle sahiptir. Carebelli tüberkülü, 5. tüberkül olarak da adlandırılır ve mezio-lingual tüberkülün lingualinde konumlanır<sup>28</sup>. Oklüzal yüzden bakıldığında dişe ait beş tüberkülün tümünü izleme olanağı vardır. Üst birinci büyük azı dişi tüm azı dişleri içinde, yatay düzlemde palatino-oklüzal kenarın bukko-oklüzal kenardan daha büyük oluşması ile farklılık gösterir. Oklüzal yüzde, linguali bukkalden geniş olan tek diştir.

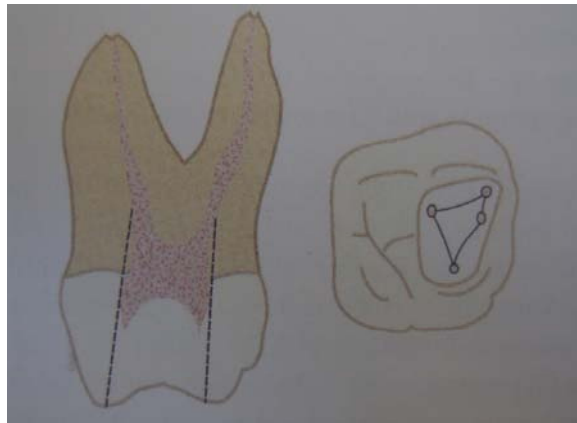
Distobukkal tüberkül ile mezio-palatinal tüberkül birbirinin devamı şeklinde bir sırt ile birleşmişlerdir. Bu birleşme sırtına, çapraz sırt ya da krista adı verilir (Resim 1). Çapraz sırt transvers sırttır ve üst büyük

azı dişlerine özgüdür ve oblik yönlenmektedir. Distalden meziale doğru oblik sırtın uzantısı orta çizgide birleşir. Çapraz sırtın transvers oluğu kristanın tabanından çapraz olarak geçer, bu sırada oluk krista sırtının şekline uyarak dışbükey bir uzantı oluşturur.



**Resim 1: Çapraz sırt.**

Üst birinci büyük azı dişi pulpa odası hacmi en büyük diştir ve ikisi bukkalde, birisi palatinalde üç köke sahiptir. Bukkal köklerin mezio-distal kesitlerinde kanallar dar ve mezialdedir. Her iki kanalında kronal açıklıkları kronun 3/5 mezial bölümündedir<sup>29</sup> (Resim 2).



**Resim 2: Üst birinci büyük azının lateral ve oklüzal görüntüsü<sup>28</sup>.**

Bukkolingual kesitte palatinal kanal, bukkal kanallardan geniştir ve kolay lokalize edilir. Mezio-bukkal kanal ağzı mezio-bukkal tüberkülün altındadır, Distobukkal kanal ağzının tüberküle direkt ilişkisi

yoktur ve meziyobukkal kanal ağzının yaklaşık 2-3 mm distalinde palatine daha yakın olarak konumlanmıştır<sup>29</sup>. Kanal ağzlarının konumlarına göre pulpa odası tabanından alınan enine kesitte kenarları eşit olmayan dörtgen bir şekil ortaya çıkar. Giriş kavitesi de benzer şekilde açılmalıdır. Dörtgenin en kısa kenarı palatinaldedir. Ondan sonraki kısa taraf bukkaldedir. En uzun kenarı ise mezialdedir. Tüm kanal ağzları kronun mezial 3/5' inde yer aldığından giriş kavitesi preparasyonu için oblik sırtın kaldırılması gerekmez. Distal çürüklü üst azılarda oblik sırtın harabiyetinin bulunmadığı ve yeterli dayancı sağlayabildiği olgularda uygulanabilecek modifiye bir giriş kavitesi preparasyonu geliştirilmiştir. Böylece dişin tüm direncinin önemli ölçüde korunduğu ileri sürülmüştür.

## **2.5. Dişlerin Onarımında Kullanılan Maddeler**

### **2.5.1. Cam iyonomer simanlar**

Cam iyonomer simanlar ilk kez 1972 yılında Wilson ve Kent tarafından diş hekimliğine tanıtılmıştır<sup>30</sup>. 1974 yılında Mc Lean ve Wilson tarafından geliştirilmiştir ve piyasada toz ve likit olarak bulunmaktadır<sup>31</sup>. Toz bölümü; silisyum oksit, alüminyum oksit, kalsiyum florür, alüminyum florür ve cam tozları içerir. Likit bölümünün içeriği ise poliakrilik asit, itakonik asit veya sadece distile sudur<sup>31</sup>. Likitinde su içeren simanlarda toz içeriği farklıdır ve poliakrilik asit yerine polimaleik asit bulunur.

Cam iyonomer simanın flor salımı ve adeziv özellikleri gibi avantajları, kaide materyali, yapıştırma materyali ya da restoratif amaçla kullanımını sağlamıştır<sup>32</sup>. Siman asit-baz reaksiyonu ile sertleşir. Reaksiyon tamamlandıktan sonra varlığını devam ettiren hidrojen iyonları hem simanın içinde hem de siman ve çevresi arasında iyon alışverişinin gerçekleşmesini sağlar<sup>33</sup>. Yapılan bir SEM çalışmasında dentin/mine ve cam iyonomer siman arasında 1-2 µm kalınlığında, düzgün ve belirgin bir

alan tespit edilmiştir ve bu alanda iyon alışverişinin gerçekleştiği ileri sürülmüştür<sup>34</sup>. Başka bir çalışmada ise iyon alışverişini gözlemleyebilmek için floresan işaretleyiciler kullanılmıştır<sup>35</sup>. Bu çalışmanın sonuçları, ilk saatlerde geçişin çok net olmadığını, 24 saat sonunda ise belirgin bir hal aldığını göstermiştir. Bu süre sonunda alüminyum iyonlarının karışıma bağlanması, daha sağlam bir siman yapısı meydana getirir. Sodyum (Na) ve flor (F) iyonları simanın sertleşmesi sırasında oluşan çapraz bağlanma işlemine katılmaz. Na iyonları hem sodyum florid oluşturmak için F iyonlarıyla birleşirler hem de karboksil gruplarındaki hidrojen iyonlarıyla yer değiştirirler.

Cam iyonomer simanların endikasyonları şöyle sıralanabilir<sup>31</sup>:

1. Sınıf V kaviteler
2. Oklüzal fissür çürükleri
3. Abrasyon ve erozyonla oluşan kayıplar
4. Süt dişi restorasyonları
5. Kaide maddesi
6. Kron ve köprü yapıştırma
7. Ortodontik braket ve bant yapıştırma
8. Sınıf II, sınıf III ve tünel restorasyonlar
9. Preprotetik restorasyonlar
10. Fissür örtücü

Üretici firmalar cam iyonomer simanları üç tipte sınıflandırmışlardır<sup>33</sup>. Tip I simanlar kron köprü simantasyonunda, tip II simanlar dolgu maddesi olarak, tip III simanlar ise kaide materyali ve pit-fissür örtücü olarak kullanılmaktadır.

Geleneksel cam iyonomer simanın olumsuz yönlerini gidermek için kimyasal yapısında değişiklikler yapılmıştır. Çalışmalar sonunda polimerizasyonu görünür ışıkla başlayan, diş yapılarına tutunma

özelliği daha iyi olan ve çürük önleyici özelliği olan rezin modifiye cam iyonomer simanlar üretilmiştir. %80 cam iyonomer, %20 rezin içeriğine sahip ışıkla sertleşen cam iyonomer simanlar piyasaya sürülmüştür<sup>36,37,38,39</sup>. Resin modifiye cam iyonomer simanların ışıkla sertleşebilmeleri için poliakrilik asit modifiye edilmiştir. Kimyasal yapılarına ise düşük miktarlarda hidroksietil- metakrilat (HEMA), bisfenol-A-glisidil metakrilat (BIS-GMA), trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) gibi rezinler ilave edilmiştir.

### 2.5.2.Amalgam

Amalgam dolgu maddesi uzun yıllardır diş hekimliğinde kullanılmaktadır. ADA' ya göre geleneksel amalgamların yapısı %65 gümüş, %29 kalay, %6 bakır ve %2 çinkodur. Amalgamasyon reaksiyonu toz kısmın civayla karıştırılmasıyla oluşur. Korozyon oluşması nedeniyle 1960'lı yıllarda bakır oranı %6' nın üzerine çıkarılmıştır<sup>40</sup>. Yüksek bakır içeren bu yeni tip amalgam maddesinin basma dirençleri ve sertlikleri geleneksel amalgamlara oranla daha iyidir<sup>40,41</sup>. Amalgam dolgu maddesinin kuvvetlere karşı direnci yüksektir, uygulaması kolaydır ve ekonomiktir.

Diş mekanik olarak tutunması dolayısıyla dişten fazla madde kaldırılması ve uygun kavite şeklinin oluşturulması zorunluluğu vardır. Gerilme ve kopma direnci düşüktür<sup>42</sup>. Düşük esneme ve yüksek elastikiyet modülüne sahiptir. Korozyona neden olması, civa içeriği, dişlerde renk değişikliğine sebep olması gibi olumsuz yönleri sahiptir. Sertleşme süresi diğer dolgu maddelerine oranla uzundur. Bu nedenle bitirme ve parlatma işlemleri için 24 saat beklenmesi gerekmektedir.

Diş hekimliğinde kullanılan malzemelerin gelişmesi ve amalgamın sahip olduğu dezavantajlar nedeniyle günümüzde kullanımı hızla azalmakta olan bir malzemedir.



### 2.5.3. Kompozit rezinler

Kompozit, farklı materyallerin fiziksel karışımı ile elde edilen bir maddedir<sup>33</sup>. Genellikle karışımı oluşturan parçaların pozitif özelliklerini birleştirerek ara bir özellik kazanılması amaçlanmaktadır. Kompozit rezinlerdeki ve bağlayıcı ajanlardaki gelişmeler hastaların estetik ihtiyaçlarına cevap vermektedir. Civanın yarattığı zararlı sonuçları ortadan kaldırdığı için klinik kullanımı oldukça artmıştır. İlk defa Bowen tarafından 1962 yılında geliştirilen kompozitler<sup>43</sup>, sınıf I ve II kavitelerde kullanılmaya başlanmıştır. İlk üretilen kompozit rezinlerle ilgili laboratuvar çalışmalarında ve klinik çalışmalarda renk değişikliği, aşınma, sekonder çürük ve mikrosızıntıya bağlı oklüzal ve aproksimal yüzeylerde başarısızlık görülmüştür<sup>40,44</sup>. 1970' li yıllarda büyük dolduruculu kompozitler yerini küçük doldurucu partiküller içeren kompozitlere bırakmışlardır. 1980'li yıllarda doldurucu partikül boyutu küçük kompozitler ile bağlayıcı sistemler kullanılmaya başlanmıştır<sup>40</sup>. Kimyasal yolla polimerizasyonun yerini görünür ışıkla polimerizasyonun alması kompozit kullanımında büyük kolaylık sağlamıştır. Kompozitler geliştirilen fiziksel özellikleri, adezyon ve renk çeşitliliği ile ön grup dişlerde olduğu gibi arka grup dişlerde de yaygın kullanım alanına sahiptirler<sup>33,45,46</sup>.

Polimerize olabilen kompozit rezin sistemlerin, rezin bileşenini polimerik matrisler oluşturur. Polimerler, monomer olarak adlandırılan birçok küçük birimin birbirleriyle tekrarlayan bağlantılarıyla oluşan büyük moleküllerdir. Polimerizasyon ise monomerlerin birbirine eklenip polimer oluşturması işlemidir. Monomerlerin değişip polimerlere dönüşmesi değişim derecesini gösterir. Diş hekimliğinde kullanılan monomerlerin çoğu sıvıdır. Polimerizasyon işlemi sırasında tüm sıvı monomerler katılırlar<sup>47</sup>.

## Kompozit rezinlerin yapısı

Günümüzde kullanımda olan kompozit rezinler, en az iki farklı materyalin üç boyutlu karışımı olarak tanımlanabilir<sup>48</sup>. Ana iki materyal organik ve inorganik matriksi oluşturur. Ayrıca kompozit rezin içerisinde özelliklerini güçlendirmek ve iki ana birleşen arasında bağlantı sağlamak için bir bağlayıcı ajan ve rezin polimerizasyonu için aktivatörler bulunmaktadır. Renk stabilitesini artırmak, erken polimerizasyonu önlemek ve diş sert dokularına renk uyumu için renk molekülleri de ilave edilmiştir<sup>48</sup>.

Organik matriks: Kompozit rezinlerde, BIS-GMA, üretan dimetakrilat (UEDMA), TEGDMA ve etilen glikol dimetakrilat (EGDMA) gibi dimetakrilatlar kullanılmaktadır. BIS-GMA monomerlerinin içerdiği hidroksil grupları viskoziteyi artırmaktadır<sup>49</sup>. Yüksek viskozite nedeniyle istenilen mekanik özelliklere ulaşamaz. Bu nedenle kompozit rezinlere TEGDMA gibi seyreltici monomerler ilave edilmiştir<sup>47,50,51</sup>. Böylece dimetakrilat monomer zincirleri arasında geniş çapraz bağlar oluşur ve çözücülere karşı dirençli bir yapı elde edilir. Fakat TEGDMA gibi düşük molekül ağırlığına sahip dimetakrilatların eklenmesi kompozitlerin polimerizasyon büzülmesini ve su emilimini artırır<sup>52</sup>.

Çalışmalar sonucunda UEDMA gibi aromatik grup içermeyen, uzun zincir oluşturabilen ve böylece BIS-GMA' ya oranla daha esnek olan dimetakrilatlar ile monomer değişim seviyelerinin ileri derecede arttığı gözlenmiştir<sup>49,51</sup>.

Kompozit dolgu maddesinin raf ömrünü uzatabilmek için organik matriks içine fenol türevleri eklenmiştir<sup>52</sup>. Polimerizasyonu başlatmak için dibenzol peroksit ve reaksiyonu hızlandırmak için 2 hidroksi etilen (N,N-bis)-p-toludin gibi aromatik tersiyer aminler organik matriks içinde yer almaktadır. Görünür ışıkla polimerizasyon  $\alpha$ -diketon'un etkisiyle

gerçekleşir. Kamferokinon ışıkla harekete geçer ve amin ile reaksiyona girer<sup>45</sup>.

Partiküllerin büyüklüğü, şekli ve miktarı fiziksel özellikleri belirleyen etmenlerdir. İnorganik matriks miktarı arttıkça organik matriks oranı düşer ve böylece ısısal genleşme katsayısı, polimerizasyon büzülmesi, su absorpsiyonu azalır ve dayanıklılık artar<sup>33</sup>. Doldurucular aynı zamanda kompozit rezine kıvam kazandırarak polimerizasyondan önce rezinin şekillendirilmesini sağlarlar<sup>53</sup>.

İnorganik matriks: Yeterli mekanik direnci sağlamak amacıyla, rezin matrikse farklı çeşit ve şekilde doldurucular ilave edilmiştir. Bunlar arasında kollaidal silika, kuartz, stronsiyum, borosilikat cam, çinko silikat, baryum silikat, lityum alüminyum silikat, baryum alüminyum silikat sayılabilir<sup>33</sup>. Her bir partikül kompozite farklı özellik kazandırmaktadır. Örneğin silika kompozitlerin mekanik özelliklerini güçlendirip ışığı geçirir ve yayar, baryum, stronsiyum ve çinko radyo opasite sağlar<sup>54</sup>.

Ara faz: Kompozit rezinlerde, fiziksel özelliklerin güçlenmesini, organik ve inorganik fazlar arası adeziv bağlanmayı ve kimyasal yapının devamlılığını sağlayan yapıdır. Bu faz sayesinde kompozit rezinlerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin daha iyi olduğu çalışmalarla gösterilmiştir. Ara faz, silikon ve metan kelimelerinin birleşimiyle isimlendirilen ve organik silisyum bileşiği olan silanlardan oluşmaktadır. Günümüzde kompozit rezinlerde silika partikülleri silan bağlanma ajanlarıyla kaplanır<sup>33</sup>. Bağlayıcı bileşen bir taraftan organik matriksin metakrilat grubuna kovalent bağlanırken, doldurucuların yüzeyindeki su ve hidroksil gruplarını absorbe ederek yüzeyde esterleşir. Silanlar organik ve inorganik fazları birbirine bağlayarak mekanik özellikleri geliştirirken, ara faz boyunca suyun emilimini azaltarak kompozitin suya direncini artırır<sup>55,56</sup>.

## Kompozit rezinlerin sınıflandırılması

Günümüzde geçerliliğini koruyan sınıflandırma Lutz ve Philips'in inorganik doldurucu büyüklüğü ve miktarını esas alan sınıflandırmadır. Kompozit rezinler, inorganik doldurucu partiküllerinin büyüklüğüne, partikül ağırlığına ya da hacim yüzdesine, polimerizasyon yöntemlerine ve viskozitelerine göre sınıflandırılabilirler (Tablo 1)<sup>33</sup>.

**Tablo 1: Kompozit rezinlerin sınıflandırılması<sup>33</sup>.**

| Kompozit<br>Rezin | İnorganik doldurucu<br>Partikül büyüklüğü<br>( $\mu\text{m}$ ) | İnorganik<br>doldurucu<br>Partikül yüzdesi<br>(ağırlıkça) |
|-------------------|----------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------|
| Megafil           | 50- 100 $\mu\text{m}$                                          |                                                           |
| Makrofil          | 10- 100 $\mu\text{m}$                                          | % 70- 80                                                  |
| Midifil           | 1- 10 $\mu\text{m}$                                            | % 70- 80                                                  |
| Minifil           | 0.1- 1 $\mu\text{m}$                                           | % 75- 85                                                  |
| Mikrofil          | 0.01-0.1 $\mu\text{m}$                                         | % 35- 60                                                  |
| Hibrit            | 0.04- 1 $\mu\text{m}$                                          | % 75- 80                                                  |
| Nanofil           | 0.005- 0.01 $\mu\text{m}$                                      |                                                           |

### Hibrit kompozitler

Geleneksel kompozitlerin olumlu fiziksel ve mekanik özellikleri ile mikrofil kompozitlerin cilalanabilir yumuşak yüzey özelliklerini birleştirmek amacıyla üretilmişlerdir. Partikül büyüklüğü mikro partiküllü rezinlerden küçük, partikül miktarı ise mikropartiküllü rezinden fazladır<sup>33</sup>. Hibrit türünün belirlenmesinde büyük partikülün ismi kullanılır. Hibrit kompozitlerin doldurucu miktarı toplam ağırlığının %85' ine kadar yükseltilebilir ve partiküllerin ortalama büyüklüğü 0,04-1  $\mu\text{m}$  arasında

değişir<sup>33</sup>. Submikron büyüklüğündeki doldurucu partiküller büyük partiküller arasına gelişigüzel serpiştirildiği için yüzey düzgündür. Bu nedenle estetik açıdan önemli olan ön bölgelerde ve stres altındaki bölgelerde yaygın biçimde kullanılmaktadır<sup>33</sup>.

Filtek™ Z 250( 3M ESPE, Amerika) kompozit rezinin özellikleri

Hem ön bölgede hem de arka bölgede kullanılabilen mikrohibrit bir kompozittir. El aletlerine yapışmaz ve kolay uygulanır. Polimerizasyon büzülmesi azaltılmıştır ve 20 saniyede polimerize olabilir, yarı kondanse edilebilir bir materyaldir. Sert kıvama sahiptir. İnsizal ve evrensel dentin renkleri sayesinde doğal diş rengini dolguya uygulamak kolaylaşır.

#### 2.5.4. Akışkan kompozitler

Akışkan kompozit rezinler 1995 yılı itibariyle piyasaya sürülmüşlerdir. Günümüzde, uygulayıcılar bu materyalin daha hızlı, daha iyi ve daha kolay kullanıma sahip olduğu görüşündedirler. Bir kompozit rezine daha düşük viskozite ya da akışkan özellik kazandırabilmek için, materyalin partikül büyüklüğünü artırmak ya da doldurucu miktarını düşürmek gerekmektedir. Akışkan kompozitler hibrit kompozitlerdeki küçük inorganik doldurucu partikül boyutunu korur, ancak daha düşük oranda doldurucu içerirler<sup>57,58</sup>. Geleneksel pit ve fissür örtücüler ile günümüzde kullanıma sunulan akışkan kompozitler arasındaki en belirgin fark, akışkan kompozitlerin doldurucu oranlarının daha fazla olmasıdır ve bu nedenle pit ve fissür örtücülere kıyasla daha düşük viskoziteye sahip hibrit kompozitlerdir. Kavite duvarlarına adaptasyonları da daha iyidir. Ancak akışkan kompozitlerin resin matriks miktarlarının fazla oluşu nedeniyle hibrit kompozitlerle karşılaştırıldıklarında, polimerizasyon

büzülmesi ve aşınma oranlarında artma, dayanıklılıklarında ise azalma görülmüştür<sup>33,57,59,60</sup>.

Akışkan kompozitler, hibrit kompozitlerle aynı büyüklükte inorganik doldurucu partiküller içermektedirler, fakat doldurucu miktarındaki azalma ve rezin miktarındaki artış, karışımın viskozitesini etkilemekte ve daha akışkan bir materyal oluşmaktadır.

Üretilen ilk akışkan kompozitin başarısı, akıcılığı gibi özelliklerinin dışında tanıtımının iyi yapılmasıyla da ilişkilendirilmiştir. İlk ürünlerin yaygın uygulama alanı bulması nedeniyle birçok firma kendi akışkan kompozitlerini üretmişlerdir. Günümüzde ise yeni restoratif materyallerin arz ve talebe bağlı gelişimi ve klinik performanslarından çok kullanım özellikleri ön planda tutulmaktadır<sup>59</sup>.

Akışkan kompozitlerin piyasada yerlerini almalarıyla üretici firmalar tarafından kullanım alanları şu şekilde önerilmiştir;

-Akışkan özellikleri nedeniyle amalgam, kompozit veya kron tamirinde,

- Pit ve fissürlerin örtülmesinde,
- Sınıf I, II, III, IV ve V restorasyonlarda,
- Kesici kenar tamirinde,
- Mine defekterinin tamirinde,
- Kavite lineri olarak,
- Pit ve fissür örtücü olarak,
- Tünel kavitelerin restorasyonlarında,
- Koruyucu rezin restorasyonlarda,
- Air abrazyon kavitelerinde,
- Kor yapımında,
- Veneerlerin ve porselen veneerlerin yapıştırılmasında.

Akışkan kompozitlerin belirtilen alanlarda kullanımlarına devam edilmekle birlikte, materyal üzerinde yapılan çalışmalarda devam etmektedir. Materyallerin üretim aşamasında firmalar tarafından yapılan laboratuvar testleri, materyalin klinikteki kullanım alanları ile ilgili yeterli bulgular vermeyebilir<sup>59</sup>.

Mekanik testlerde, ilk nesil akışkan kompozitlerin geleneksel kompozitler kadar güçlü olmadığı ve klinik uygulamalarda yüksek strese maruz bölgelerde kullanılmaması önerilmektedir<sup>59</sup>.

Akışkan kompozitlerin vizkoziteleri, uyumlulukları, kıvamları ve kullanımlarının kolay olması klinikte bu materyalin kullanımını cazip hale getirmekte ve kullanım alanlarını genişletmektedir. Dayanıklılıkları hem aşınma hem de kırılma direnciyle ilişkilidir. Akışkan kompozitlerin geleneksellere oranla daha fazla rezin içermesinin, dayanıklılık değerlerinin geleneksellere oranla daha iyi olmasına sebep olarak gösterilmektedir. Ayrıca düşük elastikiyet modülü sayesinde yüksek kırılma dirençleri olabileceği belirtilmiştir<sup>59</sup>.

Günümüzde "elastik bağlanma kavramı" adı altında yeni bir görüş desteklenmektedir. Buna göre, kompozit rezinlerin altına liner olarak uygulanacak akışkan kompozit, cam iyonomer siman veya kalın tabakalar halinde polimerize edilmiş dentin bağlayıcı ajanlar gibi elastik özellikleri yüksek bir materyalin, restorasyonun polimerizasyonu sırasında oluşacak polimerizasyon büzülmesini dengeleyerek kenar sızıntısını azalttığı bildirilmektedir. Ayrıca, bu elastik bariyer, polimerizasyon büzülmesinin oluşturduğu gerilimi dengelemekle kalmaz, aynı zamanda çiğneme kuvvetlerinin dişte oluşturduğu esnemeyi ve kompozit rezin üzerinde ısı değişiklikleri ile oluşan hacimsel farklılıkları da karşılar<sup>61,62</sup>.

Kavitenin şekli ve büyüklüğü ile gerilim arasındaki ilişki henüz tam olarak açıklanamamıştır. Fakat konfigürasyon' un daha etkili bir

faktör olduğu gör÷lmektedir. Konfigürasyon faktörü (C-Faktör) kavite içindeki bağlanmış yüzeylerin bağlanmamış yüzeylere oranı olarak tanımlanmaktadır. Bu oran arttığı durumlarda, büz÷lme gerilimi de hızla artar. Özellikle tek kütle halinde yerleştirilen restorasyonlarda oran daha önemlidir<sup>64</sup>. Çünkü kavitenin liner ile kaplanması, kavite hacminde azalma ile sonuçlanır. Örnek verilecek olursa, küçük bir sınıf I kavitede taban ve duvarlarının 100 mikron kalınlığında elastik bir tabaka ile kaplanması, kavite boşluğunun %19' unun doldurulmasına neden olur ve bu işlem sonucunda C-Faktör olumlu yönde etkilenir, ayrıca elastik bağlanma işleminin gerçekleştirilmesi de sağlanmış olur<sup>63</sup>.

Akışkan kompozitlerin, özellikle tepilebilir kompozitlerin altına, elastik bariyer olarak uygulanması tavsiye edilmektedir. Son dönemde, akışkan kompozitlerin polimerizasyon büz÷lmesini baskılayarak kenar sızıntısını azalttığını bildiren pek çok çalışma yapılmıştır<sup>64,65,66</sup>. Bununla beraber, akışkan kompozitlerin kenar sızıntısı üzerine herhangi bir etkisi olmadığını, ancak kompozit restorasyonlarda gör÷len iç boşlukların akışkan kompozitlerde daha sınırlı düzeyde oluştuğunu, buna bağlı olarak restorasyon kalitesinin yükseldiğini bildiren çalışma vardır<sup>66</sup>.

Akışkan kompozitlerin, radyopak olma özellikleri nedeniyle de, kompozit rezinlerin altına liner olarak kullanılmaları önerilmektedir<sup>67</sup>.

#### 2.5.5. Adeziv diş hekimliği

Adeziv diş hekimliği, koruma için genişletme prensibini ortadan kaldıran ve dolgu maddelerinin diş dokularıyla bağlantısı esasına dayanan bir yaklaşımı ifade etmektedir. Restoratif diş hekimliğinde yapılan çalışmalarla estetik dolgu maddeleri önemli gelişmeler göstermiştir. Araştırmacılar dolgu maddelerinin fiziksel, kimyasal, mekanik ya da



biyolojik özelliklerinin yanı sıra dişin sert dokularına olan adezyonuna da önem vermişlerdir.

Adezyon farklı iki molekülün ya da materyalin arasındaki çekim kuvvetidir ve adezyonu sağlayan film tabakası ya da materyal adeziv, materyalin uygulandığı yüzey ise adherent olarak adlandırılır. Diş hekimliğinde de bağlayıcı ajan adeziv, diş yüzeyi aderenttir<sup>33,68</sup>. İki yüzey arasında gerçekleşen bu bağlanma fiziksel, kimyasal ve/veya mekanik olabilir. Fiziksel bağlanma Van der Waals kuvvetleri veya diğer elektrostatik etkileşimler sonucu oluşan zayıf bir bağlanmadır. Kimyasal bağlanmada iki yüzey arasında atomlarla sağlanan sınırlı ve zayıf bir bağ vardır. Mekanik bağlanma ise pürüzlü yüzeyler arasındaki güçlü kilitlenme olarak adlandırılır<sup>33</sup>. Mikrosızıntıyı önlemek, diş sert dokularını korumak ve dentin duyarlılığını azaltmak için diş sert dokuları ve kompozitler arasında güçlü bir bağlanma gerekmektedir.

Asitle pürüzlendirme tekniğinin 1995 yılında bulunmasından sonra en az madde kaybıyla yapılan kavite praperasyonu ile tedaviler tamamlanabilmektedir<sup>33</sup>, oluşturulan bu bağlanma ile diş yapısı korunur ve restorasyonların klinik ömrü uzar<sup>69</sup>.

#### Mineye bağlanma

Rezin esaslı maddelerin asitle pürüzlendirme ve mikromekanik tutuculuk ile mineye bağlanması modern restoratif diş hekimliğinde yaygın ve güvenilir bir yöntem olarak kullanılmaktadır<sup>69,70,71</sup>. Mine dokusu ağırlıkça %95 inorganik, %1 organik ve %4 su ve diğer elementlerden oluşur<sup>33</sup>. Asitle pürüzlendirme sonucu mine yüzeyinde oluşan smear tabakası kalkar ve çok sayıda mikroskobik girinti oluşur<sup>33</sup>. Minenin yüzey alanı genişler ve mine dokusunun yüzey gerilimi 28 dynes/cm 'den 72 dynes/ cm 'ye yükseltilmiş olur<sup>33</sup>. Asitle pürüzlendirme

sonucu minenin ıslanabilirliğinde de artış olur. Bağlayıcı ajanlar, oluşan pürüzlü alanlara akarak polimerize olurlar. Sonuç olarak mikromekanik bir bağlanma oluşur<sup>70,72</sup>.

#### Dentine bağlanma

Dentin dokusu mineden daha karmaşık fiziksel, kimyasal ve histolojik yapıya sahiptir, dolayısıyla dentin dokusuna bağlanma çok daha zordur<sup>33,70,73</sup>. Dentin dokusu, dentin tübülleri, dentin sıvısı, odontoblast uzantıları ve intertübüler dentini içerir ve direkt pulpa ile ilişkilidir<sup>31</sup>. Dentinin su içeriğinin büyük bir kısmı tübüller içerisinde. Bu nedenle derin dentin ve yüzeyel dentin arasında nemlilik farkı vardır. Derin dentinde tübüller daha geniştir ve daha nemlidir<sup>74</sup>. Yüzeyel dentinde daha az sayıda tübül ve çok sayıda intertübüler dentin vardır. Sonuç olarak bağlanma bu bölgede intertübüler dentinin geçirgenliği ile sağlanır. Derin dentinde ise durum tam tersidir ve bağlanma intratübüler geçirgenliğe bağlıdır<sup>75,76,77</sup>.

Tutuculuk için dentin yüzeyinin ve tübüllerin demineralizasyonunun sağlanıp kollajen yapının ortaya çıkarılması gerekmektedir. Bu nedenle smear tabakayı kaldıran ya da modifiye edebilen bir ajan uygulanmalıdır<sup>31</sup>. Açılan dentin tübüllerinin ağzında hibrit bir tabaka oluşturmak ve pulpaya zararlı artıkların ulaşmasını önlemek ve dentine mikromekanik tutuculuk sağlamak için primer uygulaması yapılmalıdır.

Dentin bağlayıcı ajanların kollajen liflerle karışması, uygulanan monomerin elastisitesini değiştirir ve kompozit rezinin polimerizasyon büzülmesini azaltır. Bağlayıcı ajan uygulaması, kimyasal tutuculuk sağlamak için gereklidir<sup>31</sup>. Uygulanan bağlayıcı ajanlar hem

hidrofobik hem de hidrofilik yapıya sahiptirler. Böylece hem primerle hem de uygulanacak kompozit rezinle birleşerek kimyasal bağ oluşturabilirler.

Dentine bağlanma için uygulanan aşamalar sırasında aşırı hava ile kurutma işlemi kollajen liflerin büzülmesine neden olur ve penetrasyon derinliğini etkileyebilir<sup>31</sup>.

### Bağlayıcı sistemler

Bağlayıcı sistemler, rezin esaslı restoratif materyallerin dişlere tutunmasında önemli malzemelerdir<sup>70,71,78</sup>. Restorasyonların klinik ömürlerini uzatmak, dolgu maddeleri araştırmalarının esas amacı olmuştur<sup>69</sup>. Modern bağlayıcı sistemler sayesinde sağlam diş dokusu korunabilmektedir<sup>79</sup>. Bağlayıcı sistemler ile sağlanan bağlanma gücü ve sürekliliği, hastanın alışkanlıkları, yaşı, oklüzyonu, uygulanan rezinin yapısı, viskozitesi, polimerizasyon büzülmesi, yüzey gerilim değerleri ve su absorpsiyonu ile ilişkilidir<sup>33</sup>.

Günümüzde hem mineye hem de dentine bağlanabilme kapasitesine sahip bağlayıcı sistemler üretilmiştir<sup>70,71,78</sup>.

### Bağlayıcı sistemler<sup>33</sup>:

- 1- Mine ve dentine mikromekanik ve kimyasal yolla bağlanabilmeli
- 2- Metal ve porselene bağlanabilmeli
- 3- Nemli yüzeylere uygulanabilmeli
- 4- Mikrosızıntı ve sekonder çürükleri önlemeli
- 5- Polimerizasyon büzülmesi sonrası oluşan streslere karşı dirençli olmalı
- 6- Çiğneme kuvvetlerine karşı koyabilmeli

- 7- Biyouyumlu olmalı
- 8- Kolay uygulanabilmeli
- 9- Dentin tübüllerini kapatabilmeli ve dentin duyarlılığı önlemeli
- 10- Kalınlığı 20 µm den az olmalıdır.

Bağlayıcı sistemlerin gelişimlerine göre sınıflandırılması

#### 1- I. Nesil bağlayıcı sistemler:

Gliserofosforik asit, dimetakrilat, siyanoakrilat, poliüretan N-fenilglisin ve glisidilmetakrilat türevi olan I. Nesil bağlayıcı sistemler 1962 yılında piyasaya sürülmüştür. Hidrofobik oldukları için bağlanma dayanıklılıkları 2-3 MPa'dır<sup>33,80</sup>. Polimerizasyon büzölmeleri oldukça yüksektir ve ağız ortamında çözünürler. Dentine bağlanmaları zayıftır. Mikrosızıntıyı önlemede geleneksel bağlanma sistemlerine oranla başarısız bulunmuşlardır.

#### 2- II. Nesil bağlayıcı sistemler:

1980'li yılların başında piyasada yerlerini almışlardır. Polimerize olabilir fosfatların BIS-GMA rezinlere ilavesi ile elde edilmişlerdir. Hidroksiapatit kristallerindeki kalsiyum iyonları ile fosfat grupları arasındaki iyonik etkileşimle bağlanma sağlanır. II. Nesil bağlayıcılar direkt smear tabakaya uygulanmaktadırlar ve bağlanma kuvvetleri 1-10 MPa arasındadır<sup>33,80</sup>. Kompozitte oluşan polimerizasyon büzölmesini kompanse edemezler<sup>33</sup>. Ağız ortamında hidrolize uğrarlar ve mikrosızıntıyı önlemede başarısız bulunmuşlardır<sup>70</sup>.

### 3- III. Nesil bağlanma sistemleri

1984 yılında geliştirilen III. Nesil ajanlar adezivlerin yapısına suda çözünebilen gluteraldehit ve yüzey aktif HEMA monomerlerinin ilavesi ile elde edilmişlerdir. Dentin kollajenlerinin amino gruplarına bağlanması bu şekilde sağlanmaktadır<sup>33</sup>. Diş yüzeyine bağlayıcı sistemden önce, smear tabakasını kaldırmak ya da modifiye etmek için asit uygulaması yapılır. Daha sonra hidrofilik primer ve bağlayıcı sistem uygulaması yapılır<sup>81</sup>. III. Nesil bağlayıcıların bağlanma kuvveti 10- 14 MPa arasındadır<sup>33,80</sup>. Mikrosızıntıyı önlemede birinci ve ikinci nesile göre daha başarılı bir sistem olsada tamamen başarı sağlanamamıştır<sup>70</sup>.

### 4- IV. Nesil bağlayıcı sistemler:

Total-etch kavramının gündeme gelmesi ile IV. nesil bağlayıcılar üretilmiştir. Dentine bağlanmada daha iyidirler. Metale, porselene ve amalgama bağlanmada da etkili bulunmuşlardır<sup>33</sup>. Bağlanma kuvveti 18- 20 MPa arasındadır. Bu sistemde dentine bağlanma çeşitli asitlerle smear tabakasının kaldırılması ya da modifiye edilmesiyle sağlanır. 2 ya da 3 basamaklı olarak uygulanırlar<sup>82</sup>. 2 basamaklı uygulamada; birinci basamakta self-etch primer, ikinci basamakta adeziv rezin uygulaması yapılır. 3 basamaklı sistemde ise; birinci basamakta dentin conditioner, ikinci basamakta dentin primer ve üçüncü basamakta adeziv rezin uygulaması yapılır.

### 5- V. Nesil bağlayıcı sistemler:

Aseton esaslı bir sistemdir<sup>33</sup>. Çözücü olarak asetonun kullanımı, yüksek uçucu özelliği olması, kolay buharlaşması, su uzaklaştırıcı olması ve güçlü kurutma etkisi nedeniyle avantaj sağlamaktadır. Primer ve adeziv aynı şişededir. Bu yüzden 'tek şişe (one-

bottle)’ sistemler olarak da adlandırılırlar. V. nesil bağlayıcılar nemden etkilenmezler. Daha kolay ve kısa sürede uygulanabilirler<sup>33</sup>. Yapısı BIS-GMA, bisfenildimetakrilat (BPDM), HEMA ve ışııkla polimerizasyon sağlayan ajanlardan oluşur<sup>33</sup>. Bağlanma dayanıklılığı 30 MPa ‘dır. Bu sistemin laboratuvar performansı diğer nesillere oranla çok daha başarılı bulunmuştur.

#### 6- VI. Nesil bağlanma sistemleri:

Self etch adezivler olarak bilinirler. İki şişe olarak piyasaya sürülen VI. nesil bağlayıcılarda conditioner ve primer aynı şişede, adeziv ise diğer şişededir. Ayrıca conditioner ve primer ile adezivin uygulama esnasında karıştırılarak kullanıldığı tiplerde piyasada bulunmaktadır. Dentine bağlanmaları iyi olmasına rağmen asiditesinin düşük olması nedeniyle mineye bağlanmaları zayıftır. Dentine bağlanma kuvvetleri 20-30 MPa arasındadır<sup>33,80</sup>.

#### 7- VII. Nesil bağlanma sistemleri:

Tek şişe olarak piyasaya sunulmuşlardır ve ‘gerçek tek şişe’ olarak adlandırılırlar. Şişe içerisinde asit, dezenfektan, hassasiyet giderici, primer ve adeziv rezin gibi birçok bileşen içerirler. VII. nesil bağlayıcılar piyasada ‘all-in-one’ olarak adlandırılmaktadırlar. Teknik olarak hassasiyet gerektirmezler. Aseton/su çözücü içerisine UDMA ve 4-META ilave edilmiştir. Bağlanma kuvvetleri 29- 30 MPa arasındadır<sup>83</sup>.

Adper™ Single Bond 2(3M ESPE, Amerika):

V. nesil total-etch adeziv rezindir. Nanofil teknolojisiyle üretilmiştir. Homojendir ve uygulama öncesinde çalkalama gerektirmez. Adeziv özelliği kuvvetlidir ve primer ile adeziv aynı şişededir. Uygulanma

sistemi 2 basamaklıdır (asit + adeziv). Adeziv içeriğinde BIS-GMA, HEMA, dimetakrilatlar, polialkenoik asit kopolimeri, başlatıcılar, su ve etanol vardır<sup>83</sup>.

Ön ve arka dişlerin kompozit restorasyonlarında, kompozit ve porselen veneer yapımında, kök hassasiyetinin giderilmesinde, kırık porselen diş tamirinde, kompozit tamirinde kullanılabilir.

## **2.6. Kompozit Rezinlerin Polimerizasyonlarında Kullanılan Sistemler**

Dental rezinler genellikle; ısı, kimyasallar ve ışık olmak üzere 3 enerji kaynağı kullanılarak aktive edilmektedirler. Protez kaidesi olarak kullanılan akrilik rezinler, ısı ile aktive edilerek polimerize olurlar. Diğer bir polimerizasyon yöntemi ise ağız ısısında gerçekleştirilen kimyasal aktivasyondur. Bu sistemlerde reaksiyona girecek en az iki madde bulunmaktadır. Bu iki materyal karıştırıldığı zaman, kimyasal bir reaksiyon oluşur ve sonucunda serbest radikaller açığa çıkar. Tersiyer amin (aktivatör) ve benzoil peroksit (başlatıcı) bu tür materyallere örnek olarak gösterilebilir. Materyaller polimerizasyonu başlatmak için karıştırılır ve oda sıcaklığında self-cure dental rezinler olarak adlandırılırlar. Bu işlem, aynı zamanda bir çeşit ısı aktivasyonudur. Amin, benzoil peroksitle yeni bir yapı oluşturur ve bu da serbest radikal oluşumu için gerekli ısı miktarını sağlar. Üçüncü aktivasyon sistemi ise ışık kaynağı gerektirmektedir. Bu sistemde ışık kaynağından çıkan fotonlar, başlatıcıyı aktive ederek serbest radikal oluşturur ve bu sayede polimerizasyon işlemi aktive edilmiş olur. Sistem diş hekimliğinde kullanıma başlandığında, ultraviyole ışıkla uygulama yapılmaktaydı. Fakat ultraviyole ışığın, retina ve pigmente olmamış oral dokularla etkileşimi göz önünde bulundurulunca, daha sınırlı penetrasyon derinliğine sahip, kaynağının zamanla duyarlılığını kaybettiği görünür ışıkla aktive olabilen başlatıcılar geliştirilmiştir. Görünür ışıkla polimerizasyon esnasında, kamferokinon (CQ) ve organik amin (dimetil-

aminoetilmetakrilat), mavi-mor aralığındaki ışık uygulandığı durumda serbest radikaller oluşturmaktadırlar. Bu reaksiyonu gerçekleştirebilmek için ise 470 nm civarında dalga boyuna sahip ışık gerekmektedir.

#### 2.6.1. Görünür ışıkla polimerizasyon sağlayan cihazlar

Işıkla polimerize olan kompozit materyaller 1970' lerde piyasaya sürülmüşlerdir<sup>84</sup>. Dental materyaller ışıkla sertleşmesi açısından görünmez UV spektrumundan (10-380 nm' lik dalga boyu) görünür spektruma yönelen bir gelişme göstermiştir. Görünür spekturumun mavi ucunda; mavi-yeşil sınırındaki ışık, ışıkla polimerize olan materyalleri polimerize etmektedir. Işıkla polimerizasyon 400-500 nm' lik elektromanyetik dalga boyunda başlamaktadır. En sık kullanılan foto-başlatıcı olan kamferokinonun ışığı absorpsiyon spektrumu da bu aralıktadır ve 470 nm' de en yüksek seviyesine ulaşır<sup>84</sup>.

Polimerizasyon derecesi kompozit rezinlerin klinik açıdan başarısını etkiler. Maksimum polimerizasyon için, kompozit sistem içinde bulunan ve uyarılarak polimerizasyonu başlatacak olan yapıya, uygun dalga boyu aralığında, etkili bir şiddette ve yeterli sürede ışık verilmelidir ve ışık restorasyonun tüm yüzeyine ulaşmalıdır. Bu faktörler uygun değilse materyal tam olarak polimerize olamaz. Yetersiz polimerizasyon ise materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerinin olması gereken seviyeye ulaşmasını engeller, su emilimi ve çözünürlüğünü de artırır. Sonuç olarak restorasyonda başarısızlıklar ve hatta restorasyonun kaybı söz konusu olabilir<sup>85,86</sup>.

Işığın dalga boyu, gücü ve ışık yoğunluğu bir ışık cihazın özelliklerini belirleyen başlıca ölçütlerdir. Işığın dalga boyu, ışık kaynağının yaydığı elektro-manyetik dalga boyunu, gücü ışık cihazının birim zamanda yaydığı enerji miktarını mW cinsinden, ışık yoğunluğu ise güç densitesini



ifade etmektedir. Işığın uygulandığı birim alana düşen ışık gücüne ışık yoğunluğu denir. Birimi  $\text{mW/cm}^2$ ' dir. Işık yoğunluğu restoratif materyallerin fiziksel özelliklerini ve diş-restorasyon bağlantı kuvvetlerini etkilemektedir. Yeterli bir polimerizasyon için ışık yoğunluğunun en az  $300 \text{ mW/cm}^2$  olması gerekmektedir. Işığı yansıtan ucu daha büyük olan ışık cihazları daha fazla güce sahiptirler, ancak ışığın yayıldığı birim alan daha büyük olduğu için ışık yoğunluğu daha az olur. Işık yoğunluğu, cihazın ucunun çapı küçültülerek (ışık veren ucun birim alanının daraltılması ile) veya cihazın gücü artırılarak artırılabilir<sup>85,87,88</sup>.

#### LED Işık Kaynakları (Işık Yayan Diyot, Light Emitting Diode.)

LED ışık kaynakları (light emitting diode-ışık yayan diyotlar), halojen ışık kaynaklarına alternatif olarak geliştirilmişlerdir<sup>89</sup>. LED'ler kuantum mekaniği etkisiyle görülebilir mavi ışık yaymaktadırlar. Halojen ampullerinin yaklaşık 50- 100 saat, plazma ark lambaların 500-5000 saat gibi sınırlı ömürleri olmasına karşın; LED ışık cihazlarının ömrü yaklaşık 10.000 saatte kadar uzamaktadır. Yapılarında halojen ampullerde kullanılan sıcak filamanların yerine; elektronların birinden diğerine geçişini sağlayan iki ayrı yarı iletken bağlantı (p-n bağlantıları) bulunmaktadır. Ortama bir elektrik verildiğinde, elektronlar ve boşluklar p-n bağlantısı önünde tekrar birleşirler ve LED lambadan belirli bir dalga boyu aralığında ışık yayarlar<sup>89,90,91</sup>.

LED ışık cihazlarının en önemli özellikleri 400- 500 nm dalga boyu aralığında, sadece görülebilir ışık üretebilmeleridir. Bu cihazlar 470 nm civarında dalga boyuna sahiptirler<sup>90,92,93</sup>.

LED ışık cihazları, uygun dalga boyunda ışık verdikleri için halojen ve plazma ark ışık cihazlarındaki gibi üretilen ışığın filtre

edilmesine gerek kalmamaktadır. Bu nedenle elde edilen enerjinin neredeyse tamamı polimerizasyon için kullanılabilir<sup>89</sup>.

Spektral çıkışları kamferokinonun absorpsiyon spektrumuna uygun olduğu için, özellikle fotobaşlatıcı olarak kamferokinon içeren kompozit rezinler üzerine etkilidirler. LED ışık kaynaklarının diğer ışık cihazlarından farkı, sadece belirli dalga boyunda görülebilir ışık üretmeleridir. Üretilen ışığın %95'i polimerizasyon için yeterli olmaktadır. Bu nedenle LED ışık cihazlarının elektrik enerjisi tüketimleri de daha azdır.

LED ışık kaynaklarının, yapılarında kamferokinon dışındaki reaksiyon başlatıcıları içeren kompozit rezinler üzerinde etkileri sınırlı olabilir. Bu sebeple LED ışık kaynakları kullanılacağı zaman, polimerize edilecek restoratif materyalin yapısı iyi bilinmelidir<sup>94</sup>.

LED ışık kaynakları geleneksel polimerizasyon veya soft start polimerizasyon gibi çeşitli sertleştirme yöntemlerini sağlarlar, spektral dağılım ve ışık yoğunluğu açısından programlanabilir özelliktedirler.

## **2.7. Oklüzyon Türleri**

### **2.7.1. Tüberkül-marjinal sırt oklüzal planı**

Doğal dişlenmenin %95' inde görülür. Bir dişe iki diş ilişki söz konusudur. Bir arktaki dişin fonksiyonel tüberkülü karşıt arktaki iki dişin marjinal sırtları ile kapanışa gelir<sup>95</sup>.

### **2.7.2. Tüberkül-fossa oklüzal planı**

Kapanışta bir diş karşıt arktaki bir diş ile temas eder. Dişe-diş bir ilişki söz konusudur. Bir dişin fonksiyonel tüberküü karşıt dişin fossası

ile kapanıŖa gelir. Tüberkül-fossa iliŖkisinde gerek alt çene gerekse üst çene fonksiyonel tüberküller karŖıt diŖlerin bukkolingual yönde ortasına doğru ŖekillendirilmiŖlerdir. Bu Ŗekilde oklüzal kuvvetlerin diŖlerin uzun eksenleri boyunca ileilmeleri sağlanır<sup>95</sup>.

## **2.8. Mekanikte Temel Kavramlar ve Tanımları**

Restoratif materyaller, ağız içinde kimyasal, termal ve mekanik etkenlere açık durumdadır. Bu etkenler materyalde deformasyonlara neden olabilmektedir. Biyolojik materyallerin nasıl etkileŖtiėi ve deforme olduğu konusunu inceleyen bilime biyomekanik adı verilmektedir. Mekanik zellikler, o materyalin termal ve mekanik etkenlere karŖı oluŖturduėu cevaba göre belirlenmektedir ve topluca değerlendirilmelidir. Tek bir özelliğin uygun değerine getirilmesi diğerinin özelliğini bozabilmektedir, dolayısıyla materyalin klinikte optimum Ŗekilde hizmet vermesi için farklı mekanik özelliklerdeki prensiplerin bilinmesi gerekmektedir.

### **2.8.1. Kuvvet**

Kuvvet, bir maddenin diğeri ile etkileŖmesi sonucu meydana gelir. Kuvvetler maddeye ya direkt temasla ya da belirli bir mesafeden uygulanabilmektedir. Kuvvet uygulanması sonucu maddenin sert veya deforme olabilen özellikte olup olmamasına bağlı olarak madde yer deėiŖtirebilir ya da deforme olabilir. Eğer madde yer deėiŖtirmiyor veya hareket etmiyorsa kuvvet maddenin deforme olmasına veya Ŗekil deėiŖtirmesine neden olur. Bir kuvvet uygulama noktası, kuvvetin byklğu ve yönü olmak üzere üç özelliği ile tarif edilmektedir. Uluslararası birim sisteminde kuvvet birimi Newton (N)' dir<sup>96</sup>. Kuvvetin yönü kuvvetin tipini belirlemektedir.

### 2.8.2. Oklüzal kuvvet

Diş hekimliğindeki maddeler bilgisinin en önemli uygulamalarından bir tanesi, dişlere ve onarımlara kuvvetlerin uygulandığı ve sonuçların değerlendirildiği çalışmalardır. Diş hekimliği çalışmalarında oklüzal kuvvet ölçümü açıklanmaktadır. Maksimum oklüzal kuvvet 200-3500 N arasında değişmektedir<sup>97</sup>. Erişkin dişlerindeki oklüzal kuvvetler alt çene menteşe eksenine en yakın bölge olan arka bölgede en yüksek değerdedir ve büyük azılar bölgesinden keserlere doğru azalmaktadır. Ortalama kuvvetler küçük azılarda 300 N, kaninlerde 200 N ve keserlerde 150 N' dur. Birinci ve ikinci büyük azı dişlerindeki kuvvetler 400–800 N arasındadır<sup>96</sup>.

### 2.8.3. Stres

Sabitlenmiş bir maddeye bir kuvvet etki ettiğinde, bu dış kuvvete karşı maddede bir direnç gelişir. Bu iç reaksiyon, uygulanan kuvvetin yönüne ters ve uygulanan kuvvetin şiddetine eşittir ve stres olarak adlandırılır. Stres S veya  $\sigma$  ile gösterilir. Hem uygulanan kuvvet hem de stres madde alanına dağıtılır. Bu nedenle bir objedeki stres birim alandaki kuvvet veya stres = kuvvet/alan olarak tanımlanmaktadır<sup>97</sup>. Stresin direkt olarak ölçülmesi çoğunlukla zordur. Bu sebeple kuvvet ve kuvvetin uygulandığı alan ölçülür ve stres birim alana düşen kuvvet oranından hesaplanmaktadır. Stresin birimi, kuvvet biriminin (N) alan birimine bölünmesi ile elde edilir. Stres birimi çoğunlukla megapaskal cinsinden ifade edilmektedir.  $1 \text{ MPa} = 10^6 \text{ Pa}$  dır<sup>96</sup>.

### 2.8.4. Stres tipleri

Kuvvet, bir maddeye herhangi bir açıyla veya herhangi bir yönden uygulanabilir. Çoğunlukla birkaç kuvvet kombine olarak

materyalde komplike streslere neden olmaktadır. Tek başlarına uygulanan kuvvetler, aksiyal (çekme veya baskı), bükülme, makaslama veya burulma kuvvetleri olarak sıralanabilir. Bununla birlikte tüm stresler, iki temel stres tipi kombinasyonu (aksiyal ve makaslama stresleri) ile çözülebilmektedir.

Baskı (compression); bir maddeye aynı çizgi üzerinde birbirlerine doğru iki kuvvet etki ettiğinde veya maddenin bir yüzünün sabitlendiği ve diğer yüzüne sabitlenen yüze doğru kuvvet uygulandığı zaman oluşur.

Çekme (tension); bir maddeye aynı çizgi üzerinde zıt yönlerde iki kuvvet etki ettiğinde veya maddenin bir ucunun sabitlendiği ve diğer ucuna sabitlenen ucun aksi yönde kuvvet uygulandığı zaman oluşur.

Makaslama (shear); aynı çizgi üzerinde olmayan ancak birbirine paralel iki kuvvet uygulandığı zaman oluşur.

Çekme kuvveti uygulandığı durumlarda moleküller maddenin ayrılmasına karşı direnç oluştururlar. Baskı kuvveti uygulandığında ise moleküller birbirlerine daha yakın konumlandırıcı kuvvete karşı direnç oluşturmaktadırlar. Makaslama stresi uygulandığında ise, maddenin bir parçası diğer parçasının üzerinden kaymaya karşı direnç göstermektedir. Deformasyona karşı oluşan bu dirençler katı maddelerin elastisitesinin temel kalitelerini temsil eder<sup>96</sup>.

#### 2.8.5. Dayanıklılık (Strength)

Bir yapıyı kırmak veya bozmak için gerekli olan maksimum stres olarak tarif edilir. Baskın olan stres cinsine göre sıkıştırma, çekme veya makaslama dayanıklılığı gibi isimler alabilir. Bu streslerin değerleri

materyalin gücünü aştığında, yapının bozulmasına neden olur. Materyallerin dayanıklılık değerlerinin bilinmesi önemlidir.

#### 2.8.6. Gerilme (Strain)

Tüm stres tiplerinin maddede deformasyon oluşturma kapasitesine sahip olduğu bilinmelidir. Çekme kuvveti sonucunda oluşan deformasyon, uygulanan kuvvet ekseninde maddenin uzaması şeklindedir. Baskı kuvvetleri sonucu oluşan deformasyon ise uygulanan kuvvet ekseninde maddenin sıkıştırılması veya kısaltılması şeklindedir. Gerilme, madde bir kuvvete maruz kaldığında her bir orijinal uzunluktaki ( $L_0$ ) uzunluk değişimi ( $\Delta L = L - L_0$ ) olarak açıklanabilir<sup>97</sup>.

$$\text{Gerilme} = \text{Deformasyon} / \text{Orijinal uzunluk} = (L - L_0) / L_0 = \Delta L / L_0$$

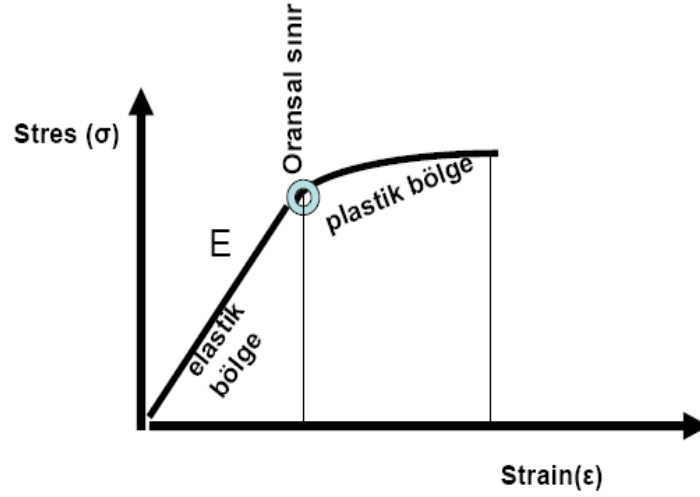
Orijinal uzunluğu 2 mm olan bir maddeye kuvvet uygulandıktan sonra maddenin yeni uzunluğu 2.02 mm olursa, madde 0.02 mm deforme olmuş demektir ve bu durumda strain  $0.02/2 = 0.01$  veya %1' dir. Gerilme, çoğunlukla birimi olmayan bir değerdir veya yüzdeli şekilde ifade edilmektedir. Gerilme miktarı materyalin tipine ve uygulanan kuvvetin büyüklüğüne göre değişim gösterebilmektedir. Materyalin içeriğinde ve yapısında, materyale uygulanan kuvvetin büyüklüğü ve tipi ile ilişkili olarak, her tip stresle beraber deformasyon ve gerilme oluşur.

Herhangi bir maddede bir yük stres oluşturduğunda, bu yük aynı zamanda gerilme de oluşturur. Hem stres hem de gerilme atomlarla ilişkilidir. Dış kuvvet ya da yük atomların kendi orijinal konumlarından başka konumlara hareket etmesine ya da yer değiştirmesine neden olmaktadır. Bir anlamda, atomların arasında yer değiştirmeye karşı koyan

kuvvetler stresi, atomların yer değiştirme derecesi de gerilmeyi ifade etmektedir.

#### 2.8.7. Stres-gerilme eğrileri

Materyallerin doğa ve davranışlarını saptamada kullanılmaktadır. Alınan stres ve gerilim değerlerine göre bir eğri elde edilir<sup>96</sup>(şekil 1).



**şekil 1. Stres-gerilme eğrisi<sup>97</sup>.**

#### 2.8.8. Elastikiyet modülü

Elastikiyet modülü stres-gerilme eğrisinin doğrusal kısmındaki stresin gerilme oranındaki doğrusal ilişkinin sabitidir. Bir materyalin sertliğinin ölçüsünü verir. Yüksek elastikiyet modülüne sahip bir materyal aynı yüklere maruz bırakıldığında düşük elastikiyet modlsne sahip materyalden daha az deforme olmaktadır.

Stres ve gerilme arasındaki doğrusal ilişkinin sabiti olarak tanımlanan esneme katsayısı şu şekilde hesaplanmaktadır:

Elastikiyet modülü (E) = Stres / Strain

Elastikiyet modülü (E) çelik veya alüminyum gibi bütün homojen materyaller için sabit olduğu varsayılan bir özelliktir. Materyaller için E değeri daha önceden belirlenmiştir ve hazırlanan tablolardan bu değerler elde edilebilir. Homojen olmayan materyaller için E değerinin belirlenmesi daha zordur. Fizyolojik verilere dayanan E değeri oldukça değişkendir ve doğrusal olarak bağımlıdır<sup>96</sup>.

#### 2.8.9. Poisson oranı

Bir yönde şekil değiştirmeye maruz her cisim, diğer yönde aynı tür bir şekil değiştirme göstermektedir. Bu durum pratikte gerdirilen bir lastik şeridin eninin daralması olayı ile aynıdır. Sonuç olarak, poisson oranı, yan yöndeki birim deformasyonun boyuna yöndeki birim deformasyonuna oranı olarak tanımlanabilir.

Çekme ya da basmadaki kuvvet yüklemesi sırasında, yükleme yönünde ve buna dik yönlerde eş zamanlı olarak gerilme oluşur. Elastik sınır içerisinde yüklemeye dik yöndeki stresin yükleme yönündeki strese oranı Poisson oranı olarak da adlandırılır<sup>96</sup>.

#### 2.8.10. Oransal sınır

Bir madde artan streslere maruz bırakıldığında stresin gerilimi doğrusal olarak orantılı olmadığı bir noktaya ulaşır. Bu stres oransal limit olarak adlandırılmaktadır.

Elastikiyet modülü bir materyalin katılık ve sertliğinin ölçümünü ifade ederken, oransal sınır da kalıcı olarak maddenin şeklinde değişiklik olmaksızın maddenin gerilime uğrayabilme özelliğidir. İdealde



her ikisinin de değerlerinin yüksek olması gerekmektedir ve birim alana gelen kuvvet şeklinde ( $\text{kg/cm}^2$ , psi,  $\text{N/mm}^2 = \text{MPa}$ ) ifade edilir.

Oransal sınır, önemli fiziksel özelliklerden birisidir. Bu sınırı aşan streslerde yapı orijinal şekline dönemeyecektir ve kalıcı şekil bozukluklarına neden olacaktır. Oransal sınır, sayısal olarak elastik sınır ile çok yakındır. Bu iki değer için bazen akma noktası ya da akma dayanımı terimleri kullanılır. Ancak, materyallerin akma dayanımları teorik olarak oransal sınırın biraz üzerinde yer alır<sup>96</sup>.

#### 2.8.11. Elastik sınır

Kalıcı şekil değişikliği olmaksızın bir materyalin dayanabileceği maksimum stres olarak tanımlanmaktadır. Başlangıç şeklinin tamamen kazanılması genellikle stresin kaldırılmasından sonra oluşmaktadır. Oransal limiti aşan daha fazla stres artışı materyali stresin kaldırılmasının başlangıç şeklin tamamen elde edilmesine sebep olamayacağı bir aşamaya getirir. Elastik limit, ondan sonra daimi deformasyonun gerçekleştiği stres olarak tanımlanır<sup>96</sup>.

### **2.9. Stres Analiz Yöntemleri**

Ağız içinin iyileştirilebilmesi amacıyla çiğneme sisteminin şekil ve fonksiyonlarını normale mümkün olduğu kadar yaklaştırmak için, kaybedilen dişlerin ve çevre dokularının yerlerine iadesi, konuşma, çiğneme ve estetik fonksiyonlarının temini ile çiğneme mekanizmasının diğer bütün unsurlarının sağlıklı bir duruma getirilmesi diş hekimliğinin temel konularındandır<sup>97</sup>. Dental yapıların karmaşık geometrileri ve fizyolojileri nedeniyle diş hekimliğinde birçok biyomekanik çalışmalar in-vitro olarak yapılmaya çalışılmaktadır. Dental materyallerin, dişlerin ve fizyolojik olayların fonksiyon sırasındaki fiziksel ve mekanik özelliklerini

inceleyebilmek için fonksiyonel streslerin ölçülebildiği farklı analiz yöntemleri vardır. Bunları şöyle sıralayabiliriz:

- Fotoelastik stres analiz yöntemi
- Gerilim ölçer (strain gauge) kullanılarak stres analizi
- Kırılgan vernik kaplama tekniği ile stres analiz yöntemi
- Lazer ışınlarıyla stres analiz yöntemi
- Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi

#### 2.9.1. Fotoelastik kuvvet analiz yöntemi

Fotoelastik yöntem, optik bir yöntem olup, araştırılmak istenen yapının, fotoelastik niteliği olan materyalden modeli yapılarak, polariskop denilen alet yardımıyla belirli yüklemeler altında kuvvet çizgileri incelenip, fotoğraflandırılması esasına dayanır. Bu yöntemle malzemeye eş değer kullanılan malzemedeki gerinimler ölçülür. Ağız yapıları gibi karmaşık şekilli yapıların fotoelastik özellik gösteren materyal ile şekillendirildikten sonra yüklenmesi durumunda onarım elemanlarının ürettiği stresler modelin her kesiminde gözlenebilir<sup>97</sup>.

#### 2.9.2. Gerilim ölçer (Strain-gauge) ile kuvvet analizi

Gerilim ölçer yük altındaki yapıların bünyesinde oluşan doğrusal şekil değişikliklerini saptayan bir araçtır. Bu yöntem kalibre edilmiş elektriksel direnç elemanları yardımı ile stres altındaki boyutsal değişiklikleri inceler<sup>98</sup>.

#### 2.9.3. Kırılgan vernik tekniği ile kuvvet analizi

Hazırlanan modelin üzerine özel bir vernik sürülüp fırındandıktan sonra yüklenmesi ile gerçekleştirilir. Kuvvetlerin yoğun

olduğu bölgelerde izlenen çatlaklar kuvvet hatlarının doğrultusunu gösterir<sup>98</sup>.

#### 2.9.4. Lazer ışınli kuvvet analiz yöntemi

Işık girişim saçaklarını uzaktan ölçen interferometre denilen alet kullanılır. Cisimler üzerindeki aralık ve yer değıştirme miktarını çıkardığı iki lazer ışın demeti ölçer. Işın verilmesi sırasında cisim hareket ettirildiğinde halografik görüntüde şekillenen saçakların değerlendirilmesi ile sonuca gidilir<sup>98</sup>.

#### 2.9.5. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi (SESA Yöntemi)

Bu metot, son dönemlerde en çok kullanılan stres analiz yöntemidir. Sayısal bir inceleme yöntemi olup böylece kuvvetlerin tüm bileşenleri, x ve y eksenlerine göre saptanabilir. Yapının geometrisinin tanımlanması, materyal özelliklerinin belirlenmesi ve yük koşullarının oluşturulması adımlarını kapsayan analiz yönteminde, çekme (tensile) , sıkışma (compressive) ve makaslama (shear) gerilimlerinin yerleri ve miktarları incelenebilmektedir<sup>99</sup>.

Bu yöntem ilk olarak 1960 yılında havacılık endüstrisi ile ilgili yapısal problemleri çözmek için geliştirilmiştir. Daha sonra ısı iletimi, sıvı akışı, kütle taşınması ve elektromanyetik alan problemlerini çözmek için kullanılmaya başlanmıştır. Weistein ve arkadaşları<sup>100</sup> ilk olarak 1976'da sonlu elemanlar analiz metodunu diş hekimliğinde implant uygulamalarında kullanmışlardır. Karmaşık geometrileri içeren problemlerin çözümünde analitik matematik çözümlere ulaşmak oldukça zordur. Bu yüzden sonlu elemanlar metodu gibi sayısal bir metodun kullanılması gerekliliği gündeme gelmektedir. Sonlu elemanlar metodu karmaşık bir problemi sayısal tekniklerle çözülebilecek kadar küçük ve

basit problemler haline getirerek çözümünün elde edilebileceği bir tekniktir ve orijinal problemin yaklaşık sonucu küçük ve basit problemlerin çözümlerinin bir araya getirilmesi ile elde edilir<sup>101</sup>.

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi, analiz edilecek canlı ya da cansız yapıların gerçeğe en yakın şekilde modellemesi yapılarak matematiksel olarak ifade edildiği bir analiz çeşididir. Bu metodun kullanılması, bilgisayar teknolojisinin gelişmesiyle artış göstermiştir. Ayrıca bilgisayar desteği ile yapılan bu yöntemle diğer analizlere göre daha detaylı ve gerçeğe daha yakın sonuçlar elde etmek mümkündür. Bilgisayar ortamı dışında başka materyal istememesi ve uygulama kolaylığı, tercih etkenlerinden birisidir. Bu metottaki temel yaklaşım, orijinal yapının matematiksel olarak tanımlanabilen parçalara bölünerek kuvvet karşısındaki durumunun matematiksel olarak incelenmesidir. Bilgisayar yardımı ile boyutları belirlenmiş bir modelde, belirlenen şiddet, yön ve alandaki kuvvet uygulamasına bağlı olarak ortaya çıkan şekil değişiklikleri, dağılan yük ve şiddetleri hesaplamaktadır<sup>98</sup>.

Sonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelenen bir elastisite probleminde yapının bir, iki veya üç boyutlu analizi yapılabilmektedir. İki boyutlu problemlerin çözümünde iki boyutlu elemanlar kullanılmaktadır. Bu grubun temel elemanı üç düğümlü üçgen elemandır ve iki üçgen elemanın birleşmesi ile meydana gelen dörtgen eleman problemin geometrisine uyum sağladığı ölçüde kullanışlı olan bir elemandır. Üç boyutlu problemin çözümünde kullanılan üç boyutlu temel eleman üçgen piramittir (tetrahedragonal) ve bunun dışında dikdörtgenler prizması veya altı yüzeyli elemanlar da kullanılabilmektedir. Elemanlar arasındaki süreklilik ve denge korunmalıdır<sup>101</sup>.

İncelenecek yapı, küçük ve düzenli üçgen veya dörtgen elemanlara bölünür ve köşe noktalarında birbirlerine bağlantılı olan bir

eleman ağı (mesh) oluşturulur. Model ağını oluşturan elemanlar şekil değişikliklerini ve kendi streslerini bağlı oldukları diğer elemanlara aktararak onları da etkiler. Elemanlar üzerindeki noktaların yer değişimi ile yapının tümündeki strese bağlı şekil değişiklikleri elde edilir<sup>98</sup>.

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde analiz üç aşamada gerçekleşmektedir:

a) Birinci aşamada kuvvet karşısında çözümlemesi yapılan ve davranışı incelenecek yapının geometrik tanımlara uyacak şekilde bilgisayarda modeli elde edilir.

b) İkinci aşamada analiz için gerekli ve yeterli veri bilgisayara yüklenir. Bu veriler; her farklı elemanın elastikiyet (Young) modülü ve Poisson oranı ile düğüm noktalarına uygulanacak kuvvetin şiddeti, yönü ve açısıdır.

c) Üçüncü aşama ise analizin çözümlemesidir ve her bir alt yapının çözümlemesinden yapının tümünün çözümlemesine ulaşılır. Burada önemli olan nokta düğüm noktalarında elde edilen değerlerdir. Ne kadar çok düğüm noktası ve eleman varsa gerçeğe o oranda yakın değerler elde edilmektedir<sup>97</sup>.

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminin avantajları şöyle sıralanabilir:

1) Düzgün geometri göstermeyen katı yapılara ve farklı malzeme özelliklerine sahip karmaşık yapılara kolaylıkla uygulanabilir olması,

2) Gerçek yapıya çok daha yakın bir model hazırlanabilir olması,

3) İstenilen sayıda malzeme özelliği kullanılarak yapay bir model materyali veya malzeme kullanılmadan, oluşturulacak yapının matematiksel özellikleriyle birlikte mümkün olan en iyi şekilde elde edilebilir olması,

4) Gerilmeler (stres), gerilimler (strain) ve yer deşiştirmelerin oldukça hassas şekilde elde edilebilir olmasıdır,<sup>97,99</sup>

5) Kullanılan sonlu elemanların şekillerinin ve boyutlarının değişkenliği nedeniyle incelenen bir cismin geometrisi tam olarak temsil edilebilmektedir,

6) Bir veya birden çok delik veya kesi olan bölgeler kolaylıkla incelenebilmektedir,

7) Değişik malzeme ve geometrik özellikleri bulunan cisimler bu metotla incelenebilir,

8) Sebep ve sonuç ilişkisine ait problemler, genel direngenlik matriksi ile birbirine bağlanan genelleştirilmiş kuvvetler ve yer değiştirmeler cinsinden formüle edilebilir. Sonlu elemanlar metodunun bu özelliği problemlerin anlaşılmasını ve çözülmesini hem mümkün kılar hem de basitleştirir,

9) Sınır koşulları kolayca uygulanabilir<sup>99</sup>.

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamız in-vitro olarak iki aşamada tamamlandı. Birinci aşamada universal test cihazında dayanım testi, ikinci aşamada sonlu elemanlar stres analiz yöntemi uygulandı. Elde edilen sonuçların uyumluluğu araştırıldı ve tartışıldı.

Çalışmamızda, periodontal yıkım nedeniyle çekilmiş, çürüksüz üst birinci büyük azı dişi kullanıldı. Çekilmiş dişler distile su içinde oda sıcaklığında, en fazla 3 ay bekletildi. Dişlerin mezio-distal ve bukkolingual mesafeleri kumpas yardımı ile ölçüldü. Meziyodistal mesafesi 9-11 mm, bukkolingual mesafesi 10-12 mm değerleri arasından daha küçük ve daha büyük olanlar çalışma dışı bırakıldı. Dişlerin seçiminde; kök ya da kron çürüğü olmaması, restorasyonlu olmaması, kırık ve çatlak içermemesi, internal ya da eksternal rezorbsiyon olmaması, kök uçlarının kapanmış olması, benzer oklüzal anatomiye sahip olmaları ve boyutsal açıdan yakınlıkları göz önünde bulunduruldu. Tüm bu özellikler x8 büyütmede operasyon mikroskobu kullanılarak doğrulandı. Kavite preparasyonu sırasında çatlak veya kırıkla karşılaşıldığında bu dişler çalışma dışı bırakıldı. Bu özelliklere uyan 142 diş çalışmaya dahil edildi.

Dişlerin kök yüzeylerindeki destek doku eklentileri kretuvar yardımı ile musluk suyu altında temizlendi.

#### 3.1. Deney Grupları

##### 3.1.1. Giriş kavitesinin hazırlanması ve dişlerin gruplandırılması

20 diş negatif kontrol grubu olarak ayrıldı. Diğer 120 diş ISO 12 numaralı elmas fissür frez (Meisinger, Almanya) ile hızlı dönen aletör başlığı su soğutması altında kullanılarak standart giriş kavitesi

açıldı. Kavite preparasyonu sırasında airretör başlığının ağırlığından biraz fazla bir basınçla kaviteler hazırlandı. Kavite açılan tüm dişler kendi aralarında rastgele, 7 gruba ayrıldı (Tablo 2).

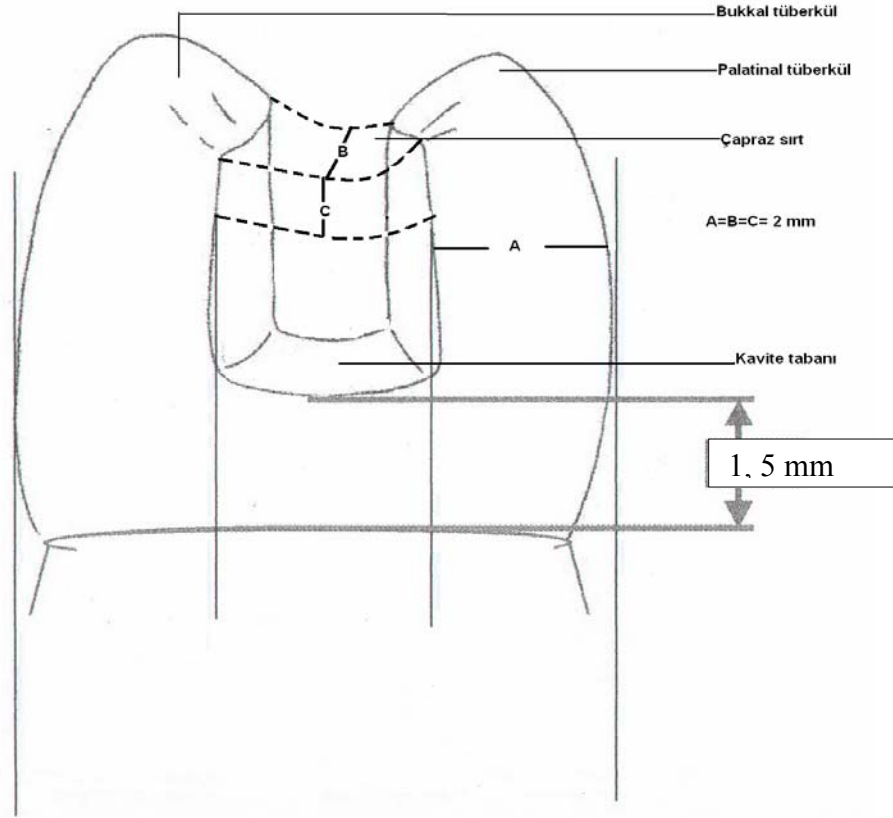
**Tablo 2: Deney grupları.**

|                                    | GRUPLAR                  | DİŞ SAYISI | İŞLEM                       |
|------------------------------------|--------------------------|------------|-----------------------------|
| Çapraz sırtın korunduğu gruplar    | 1                        | 20         | Çapraz sırt + Akışkan +     |
|                                    | 2                        | 20         | Çapraz sırt + Akışkan -     |
|                                    | 3<br>(Pozitif kontrol A) | 20         | Çapraz sırt + Restorasyon - |
| Çapraz sırtın kaldırıldığı gruplar | 4                        | 20         | Çapraz sırt – Akışkan +     |
|                                    | 5                        | 20         | Çapraz sırt – Akışkan -     |
|                                    | 6<br>(Pozitif kontrol B) | 20         | Çapraz sırt – Restorasyon - |
| Negatif kontrol                    | 7                        | 20         | Hiçbir işlem Yapılmamıştır. |

Dişlere, distal yüzeylerinde çürük olduğu varsayılarak standart Black II kavite preparasyonu yapıldı. Çapraz sırtın kaldırıldığı dişlerde giriş kavitesi distaldeki kavite ile birleştirildi. Distal kavitede basamak mine-sement birleşiminden 1,5 mm oklüzalde konumlandırıldı. Distal kavitenin bukkal ve lingualinde kalan mine-dentin kalınlıkları kumpasla ölçüldü ve 2 mm olarak sabitlendi. İkinci grupta distal kavite açılırken oblik sırt korundu. Çapraz sırt boyutları mezio-distal yönde 2 mm, oklüzo-servikal yönde 2 mm olarak sabitlendi. Distal basamak mine-sement birleşiminden 1,5 mm oklüzalde konumlandırıldı (Şekil 2). Tüm dişlere, dişlerin pulpal anatomilerine uygun endodontik giriş kaviteleri



açıldı.

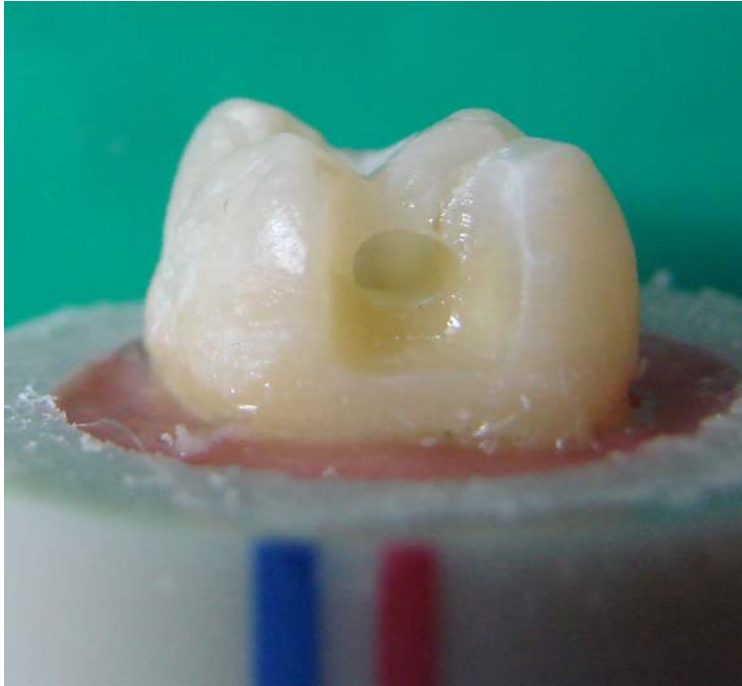


Şekil 2: Kavite şekli.

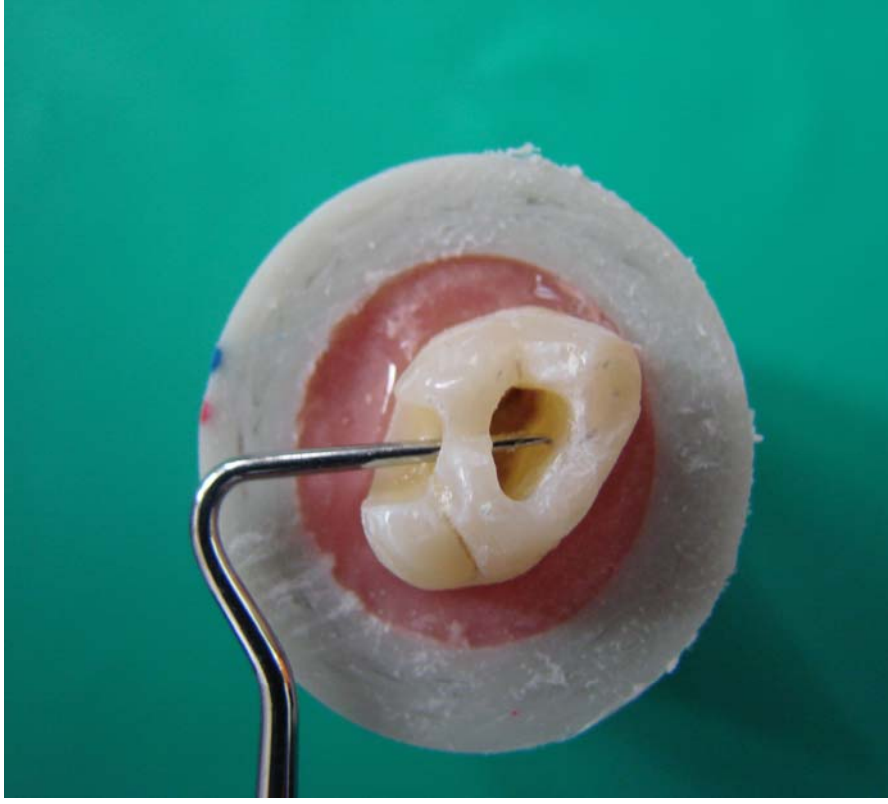
### 3.1.2. Kök kanallarının şekillendirilmesi ve doldurulması

Kanalların çaplarına uygun tirnef (Boyterlok, Münih, Almanya) yardımı ile kök kanal içerikleri uzaklaştırıldı. Her kanalda, 10 numaralı K tipi eğe (Beuteroock, Münih, Almanya) apeksten görünceye kadar ilerletildi ve çalışma uzunluğu bu uzunluktan 1 mm kısa olarak belirlendi. Tüm dişlerin kök kanalları 40 numaralı eğeye kadar standardize genişletme tekniği kullanılarak el eğeleri ile hazırlandı. Genişletme esnasında irrigasyon solüsyonu olarak 6 ml salin kullanıldı. Her iki grupta yirmişer diş pozitif kontrol grubu olarak ayrıldı. Daha sonra diğer dişlerin kök kanalları kağıt konilerle kurulandı ve rezin esaslı bir dolgu patı (AH

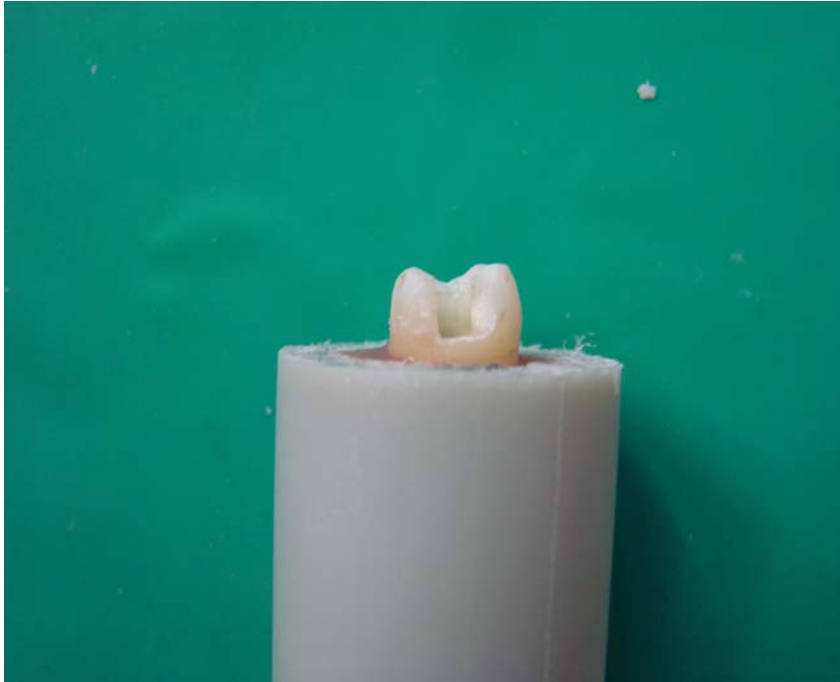
Plus, Dentsply, De Trey, Almanya) ve gta-perka (Suredent, Kyeonggi-do, Kore) kullanılarak, lateral kondenzasyon yöntemi ile dolduruldu. Gta perkalar pulpa odası tabanından itibaren tam kanal ağızından ısıtılmış bir ekskavatör el aleti ile kesildi. Isıtılan gutta perka konları 4 nolu el plugeri ile dikey olarak kondanse edildi. Pulpa odasında gutta perka veya kanal artıklarının tamamı el aletleri ve pamuk pelet yardımıyla temizlendi. Çalışmada kullanılacak tüm dişler, dişlerin kökleri mine-sement bileşiminden 2 mm mesafe bırakılarak, otopolimerizan akrilik rezin (Akribel, Türkiye) kullanılarak plastik matrikslere gömüldü (Resim 3, 4, 5).



**Resim 3: Çapraz sırtın korunduğu dişlerde kavite şekli.**



**Resim 4: Çapraz sırt.**



**Resim 5: Çapraz sırtın kaldırıldığı dişlerde kavite şekli.**

### 3.1.3. Dişlerin onarımı

Tüm dişlerin pulpa odaları 2 mm kalınlığında cam iyonomer simanla (Vitre Bond, 3M ESPE, Amerika) dolduruldu (Resim 6). Kaide materyali olarak kullanılan siman üretici talimatlarına göre hazırlandı. Kavitelere yerleştirildikten sonra 30 saniye ışık uygulandı. Örneklerle metal bantlı ve metal taşıyıcılı çevresel matriks (Hahnenkratt, Almanya) kullanıldı. Tüm kavite yüzeylerine ve cam iyonomer siman üzerine %37 lik fosforik asit (Scotchbond, 3M ESPE, Amerika) 15 saniye süre ile uygulandı. Dişler 15 saniye su ile yıkandı ve hava su spreyi ile kurutuldu. Asitlenmiş mine ve dentin yüzeylerine uygulayıcı uçlar yardımı ile Single Bond 2 (3M ESPE, Amerika) uygulandı. Bond üzerine 20 saniye LED ışık cihazı (Kerr, İsviçre) ile ışık uygulandı. Grup 1 ve 4' deki dişlere, cam iyonomer siman üzerine 1 mm ve distal basamak üzerine 1 mm olmak üzere akışkan kompozit (Filtek™ Supreme XT, 3M ESPE, Amerika) yerleştirildi (Resim 7) ve üretici firmanın talimatlarına uygun şekilde 20 saniye ışık uygulandı. Daha sonra dişlerin mikrohibrit yapıya sahip ışıkla sertleşen Filtek Z250 (3M ESPE, Amerika) kompozit dolgu maddesi ile onarımları tamamlandı. Kompozit rezinin rengi sabit tutuldu ve A2 olarak belirlendi. Restorasyonların yerleştirilmesi sırasında tabakalama tekniği kullanıldı ve 2 mm kalınlığı geçmeyecek şekilde kompozit yerleştirilmesinden sonra her tabakaya 40 saniye ışık uygulandı. Çapraz sırtın korunduğu gruplarda (Grup 1,2,3) krista köprüsünün alt kısmında boşluk kalmamasına özen gösterildi. Restorasyonların bitirme ve parlatma işlemleri cilalama diskleri (OptiDisk, Kerr, İsviçre) ve parlatma fırçaları (Occlubrush, Kerr, İsviçre) ile tamamlandı (Resim 8, 9, 10). Kırılma testleri öncesinde dişler 37<sup>0</sup>C' de 7 gün distile su içinde bekletildi.



Resim 6: Vitrebond.



Resim 7: Akışkan kompozit.



**Resim 8: Occlubrush.**



**Resim 9: OptiDisk.**



**Resim 10: Çapraz sırtın korunduğu gruplarda restorasyon.**

#### 3.1.4. Kırma testi

Dişlerin içinde bulundukları akrilik bloklar, kırılma deneylerinin yapılması için sırayla, Universal test cihazının (Autograph Universal Test Cihazı, Shimatsu, Japonya) alt plağında bulunan örnek tutucu içine yerleştirildi. Cihazın üst plağında bulunan 4x4 mm çapındaki çelik küre dişlerin distopalatinal tüberkül tepelerine gelecek şekilde örnekler sabitlendi. Her örnekte bu uyumu sağlayabilmek için test cihazının alt plağında ince ayar yapıldı (Resim 11).



**Resim 11: Kırma cihazında modelin yerleşimi.**

Çalışmaya dahil edilen tüm dişlerin, fossa- kenar sırt oklüzyon düzlemine göre kuvvet gelen palatinodistal tüberkül tepesinden, 1 mm/dak (0,0106 mm/sn) ile dişin uzun aksına paralel, universal test cihazında kuvvet uygulandı. Dişlerde kırılma olduğu noktada kırma işlemi durduruldu. Cihazın çalışmasını destekleyen bilgisayar ve yazılımıyla elde edilen maksimum kuvvet değerleri Newton olarak kaydedildi.

#### 3.1.5. Kırık şekilleri

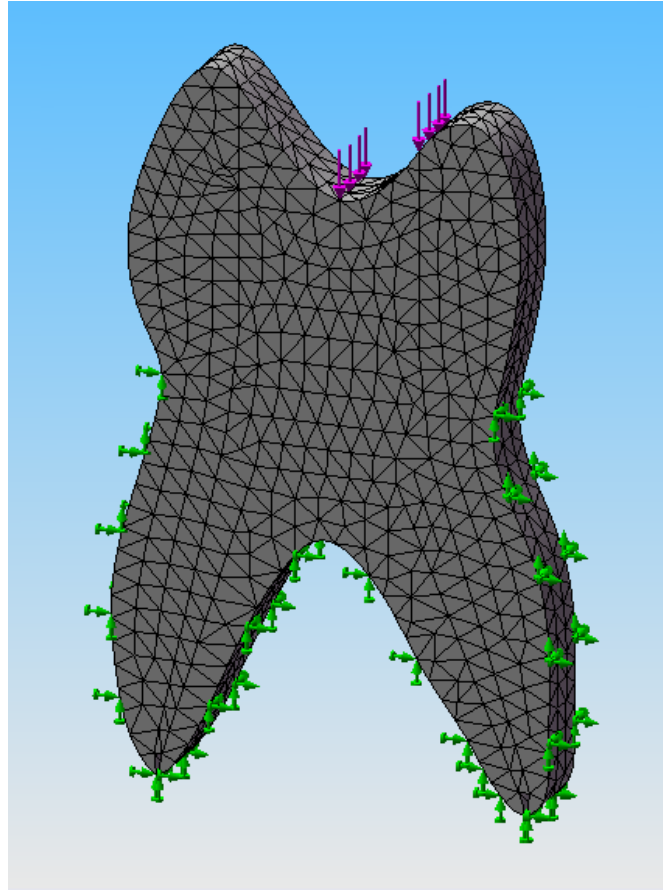
Dişlerde meydana gelen kırıkların daha sonra değerlendirilebilmesi için dişlerin resimleri çekildi. Fotoğraflar bilgisayar ortamına aktarılarak her diş kendi grubu içinde ve gruplar birbirleriyle kırık şekilleri açısından karşılaştırıldı.

### **3.2. Sonlu Elemanlar Analizi**

Bu çalışmada diğer bir yöntem olarak sonlu elemanlar stres



analiz yöntemi kullanıldı. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi için ayrılan dişler mine sement sınırından 2 mm apikalde akrile gömüldükten sonra Mecatom Presi kesme cihazı ile bukkolingual yönde, palatinal kök ve distal kök görünecek şekilde, yavaş dönen elmas kesme diski ile kesit alındı. Alınan kesit doğrultusunda model hazırlandı. Fossa-marjinal sırt oklüzyonuna uygun şekilde elde edilen modellerde kuvvet uygulanacak noktalar ve kuvvet miktarı ayarlandı (Şekil 3). Model olarak Weehler'in dental anatomi atlasındaki veriler baz alınarak üst birinci büyük azı dişinin matematiksel modelinde bukkopalatinal kesiti kullanıldı<sup>102</sup>.



**Şekil 3: Üst birinci büyük azı dişinin bukkolingual yönde palatinal ve distal kökün görüntüsünü temsil eden matematiksel model.**

Yüklemeler sentrik oklüzyon konumunda sentrik stop lokalizasyonlarına denk gelen santral fossa ve palatinal tüberkülün fosaya

bakan yüzeyine 100 N olarak uygulandı. Modelin kök yüzey alanının hareket etmeyeceği varsayılarak sınır koşulları oluşturuldu. Kesit olarak ele alınan 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiz çalışması gerçekleştirilmiştir. Stres bulguları von Misses stres kriterlerine göre değerlendirmeye alındı. Kullanılan malzeme ve dental yapıların fiziksel özellikleri tabloda gösterildi (Tablo 3).

**Tablo 3: Sonlu elemanlar analizinde kullanılan malzemelerin elastikiyet modülleri ve poisson oranları.**

|                    | Elastikiyet modülü<br>(MPa) | Poisson oranı<br>(V) |
|--------------------|-----------------------------|----------------------|
| Akışkan kompozit   | 5100 MPa                    | 0.27                 |
| Cam iyonomer siman | 10800 MPa                   | 0.3                  |
| Dentin             | 18600 MPa                   | 0.31                 |
| Güta-perka         | 0.0069 MPa                  | 0.45                 |
| Kompozit rezin     | 16400 MPa                   | 0.28                 |
| Mine               | 51000 MPa                   | 0.31                 |

Çalışmamızda dental yapılar ve malzemeler solid, izotropik, linear, elastik, homojen olarak kabul edilmiştir.

## 4. BULGULAR

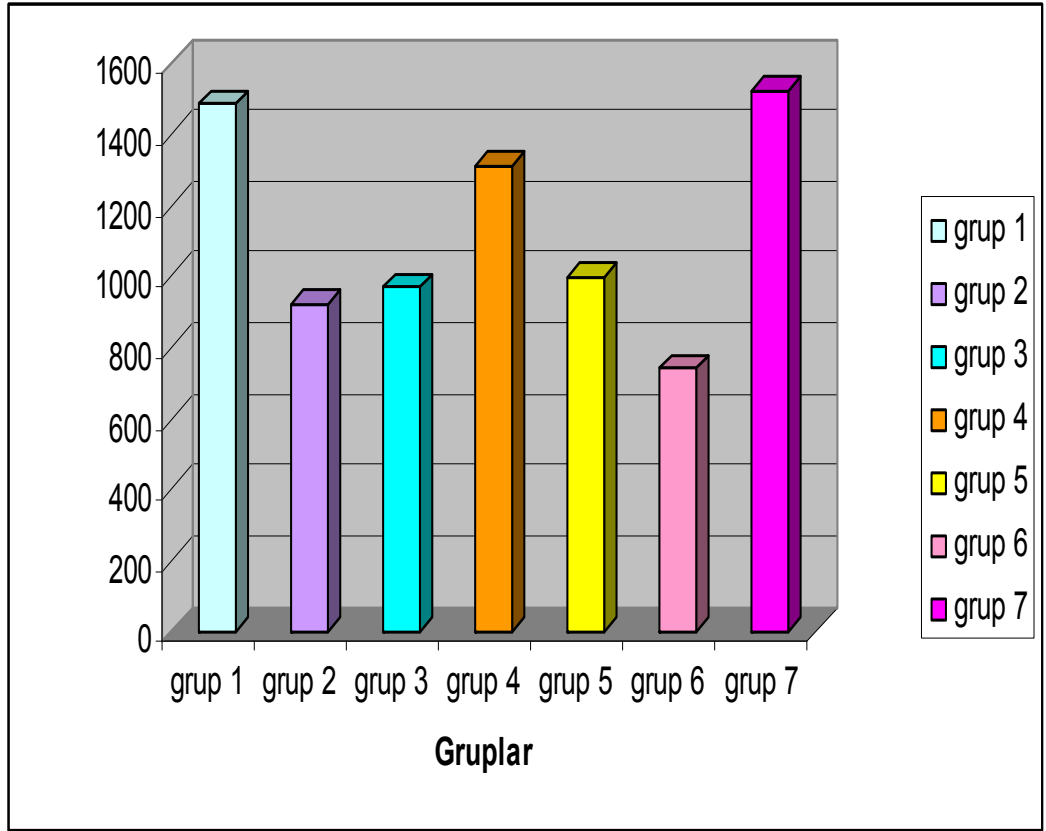
Üst birinci büyük azı dişlerinde distal çürük olduğu varsayılan çapraz sırtı koruyarak açtığımız modifiye giriş kavitelerinin dişin kırılma direncine etkisini ölçtüğümüz çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlarımızı; kırılma deneyi bulguları, sonlu elemanlar analizi bulguları ve kırık şekillerinin değerlendirilmesi olmak üzere üç alt başlık altında toplandı.

### 4.1. Kırılma Deneyi Bulguları

Çalışmamızda kullanılan tüm dişlerin kırılma işlemi bittikten sonra elde edilen veriler SPSS programına aktarıldı. Bulgulara tek yönlü varyans analizi (ANOVA) uygulandı. Bu uygulama sonucu elde edilen grupların standart sapmaları ve ortalama değerleri tablo 4’ de görülmektedir (Tablo 4). Grupların ortalama değerleri grafik 1’ de görülmektedir(Grafik 1).

**Tablo 4: Grupların ortalama değerleri ve standart sapmaları.**

| Gruplar | N<br>(n) | OrtalamaDeğer<br>(M) | Standart sapma<br>(SD) | Minimum | Maksimum |
|---------|----------|----------------------|------------------------|---------|----------|
| Grup 1  | 20       | 1483,1885            | 368,94487              | 715,78  | 2024,38  |
| Grup 2  | 20       | 924,3210             | 331,64798              | 504,38  | 1718,91  |
| Grup 3  | 20       | 969,0730             | 331,80314              | 402,69  | 1585,78  |
| Grup 4  | 20       | 1313,1885            | 426,15162              | 647,03  | 1962,66  |
| Grup 5  | 20       | 996,4655             | 195,14660              | 696,88  | 1314,69  |
| Grup 6  | 20       | 741,1925             | 201,44440              | 292,31  | 1047,03  |
| Grup 7  | 20       | 1524,1280            | 349,76080              | 936,59  | 2074,18  |



**Grafik 1: Grupların ortalama değerleri.**

Tek yönlü varyans analizinde gruplar arası farklar görüldü ( $p < 0,05$ ). Hangi gruplar arasında fark olduğunun saptanabilmesi için Tukey ve Bonferroni testleri uygulandı. Elde edilen değerler tablo 5 de gösterildi (Tablo 5).

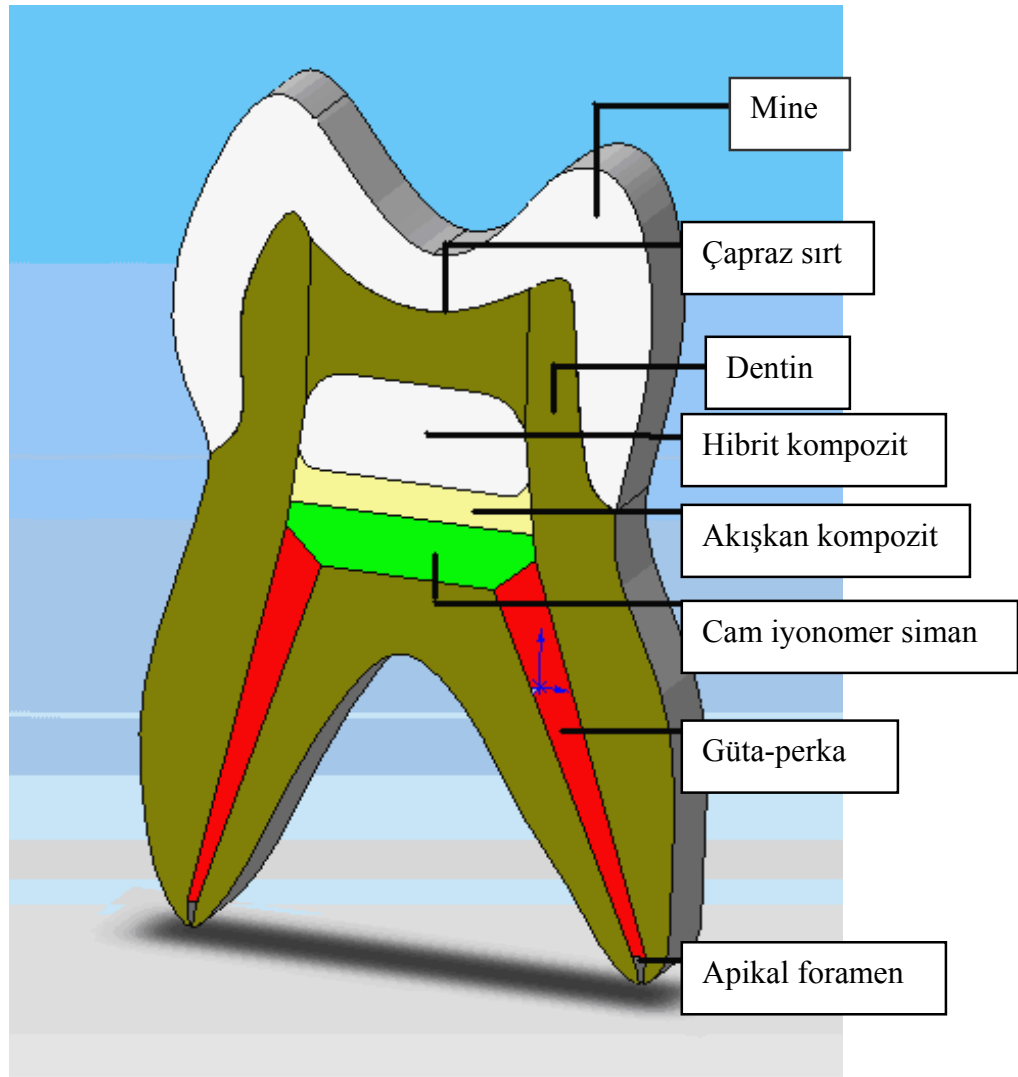
**Tablo 5: Tukey ve Bonferroni testleri sonuçları.**

|        |        |             |                                            |        |             |
|--------|--------|-------------|--------------------------------------------|--------|-------------|
| Grup 1 | Grup 2 | 558,86750*  | Grup 5                                     | Grup 1 | -486,72300* |
|        | Grup 3 | 514,11550*  |                                            | Grup 2 | 72,14450    |
|        | Grup 4 | 170,17250   |                                            | Grup 3 | 27,39250    |
|        | Grup 5 | 486,72300*  |                                            | Grup 4 | -316,55050* |
|        | Grup 6 | 741,99600*  |                                            | Grup 6 | 255,27300   |
|        | Grup 7 | -40,93950   |                                            | Grup 7 | -527,66250* |
| Grup 2 | Grup 1 | -558,86750* | Grup 6                                     | Grup 1 | -741,99600* |
|        | Grup 3 | -44,75200   |                                            | Grup 2 | -183,12850  |
|        | Grup 4 | -388,69500* |                                            | Grup 3 | -227,88050  |
|        | Grup 5 | -72,14450   |                                            | Grup 4 | -571,82350* |
|        | Grup 6 | 183,12850   |                                            | Grup 5 | -255,27300  |
|        | Grup 7 | -599,80700* |                                            | Grup 7 | -782,93550* |
| Grup 3 | Grup 1 | -514,11550* | Grup 7                                     | Grup 1 | 40,93950    |
|        | Grup 2 | 44,75200    |                                            | Grup 2 | 599,80700*  |
|        | Grup 4 | -343,94300* |                                            | Grup 3 | 555,05500*  |
|        | Grup 5 | -27,39250   |                                            | Grup 4 | 211,11200   |
|        | Grup 6 | 227,88050   |                                            | Grup 5 | 527,66250*  |
|        | Grup 7 | -555,05500* |                                            | Grup 6 | 782,93550*  |
| Grup 4 | Grup 1 | -170,17250  | * : Gruplar arası farkları göstermektedir. |        |             |
|        | Grup 2 | 388,69500*  |                                            |        |             |
|        | Grup 3 | 343,94300*  |                                            |        |             |
|        | Grup 5 | 316,55050*  |                                            |        |             |
|        | Grup 6 | 571,82350*  |                                            |        |             |
|        | Grup 7 | -211,11200  |                                            |        |             |

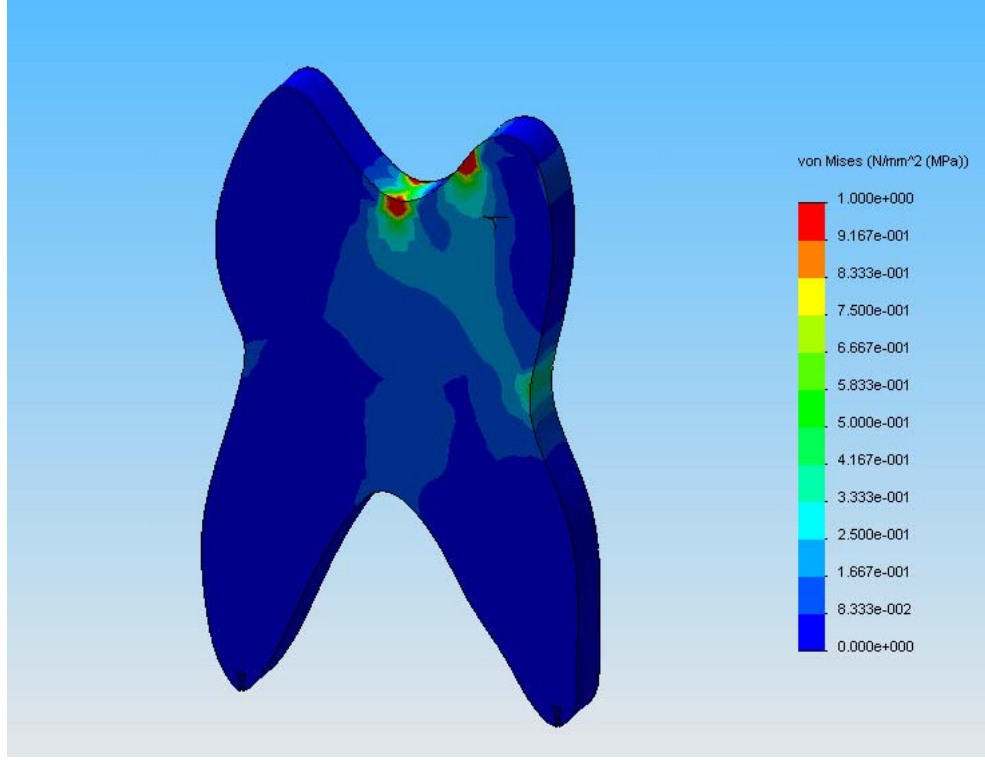
İstatistiksel analizler sonucunda grup 1'in grup 2, 3, 5 ve 6 ile, grup 2' nin grup 1, 4 ve 7 ile, grup 3' ün grup 1, 4 ve 7 ile, grup 4' ün grup 2, 3, 5 ve 6 ile, grup 5' in grup 1, 4 ve 7 ile, grup 6' nın yine grup 1, 4 ve 7 ile, grup 7' nin ise grup 2, 3, 5 ve 6 ile aralarında istatistik olarak fark olduğu gözlemlendi ( $p < 0,05$ ). Çapraz sırtın korunduğu ve akışkan kompozitin

kullanıldığı grup 1 kavite açılan gruplar içinde istatistik olarak en iyi grup olarak bulundu. Grup 1, 4, 7 arasında ve grup 2, 3, 5 arasında istatistik olarak bir fark bulunmadı ( $p \geq 0,05$ ). Akışkan kompozitin kaide materyali üzerine uygulanmasının dişin kırılma direncini artırdığı istatistik olarak gözlemlendi. Kompozit dolgu maddesinin dişin bütünlüğünü korumada ve kırılmaya dirençte etkili olduğu gözlemlendi. Grup 6 istatistik olarak kırığa en yatkın gruptur. Kompozit dolgu uygulanmayan kontrol gruplarında çapraz sırtın korunduğu grup 3, çapraz sırtın kaldırıldığı grup 6'dan istatistik olarak daha iyi bulundu.

#### 4.2. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi Bulguları



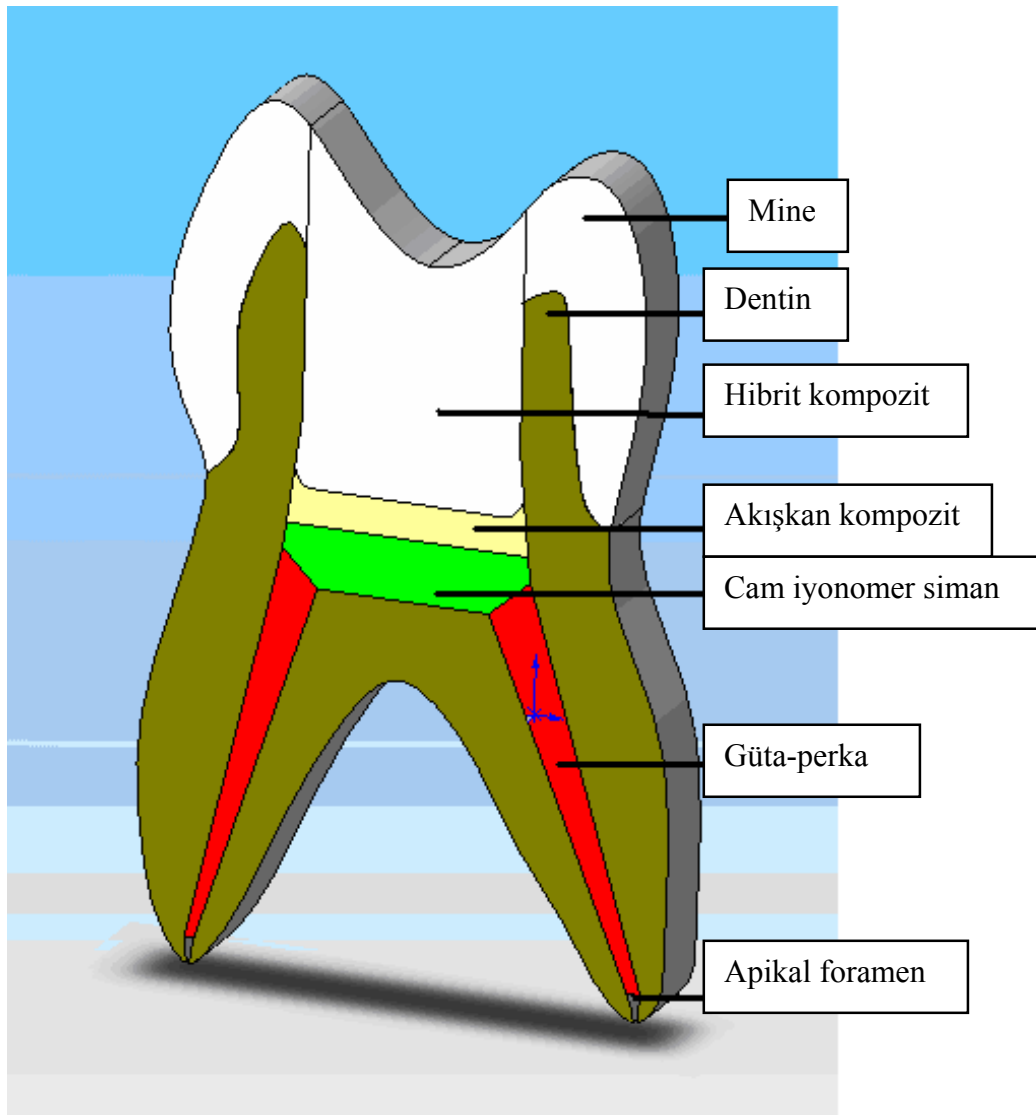
Şekil 4: Grup 1' in SESA modeli.



**Şekil 5: Grup 1' in SESA analizi.**

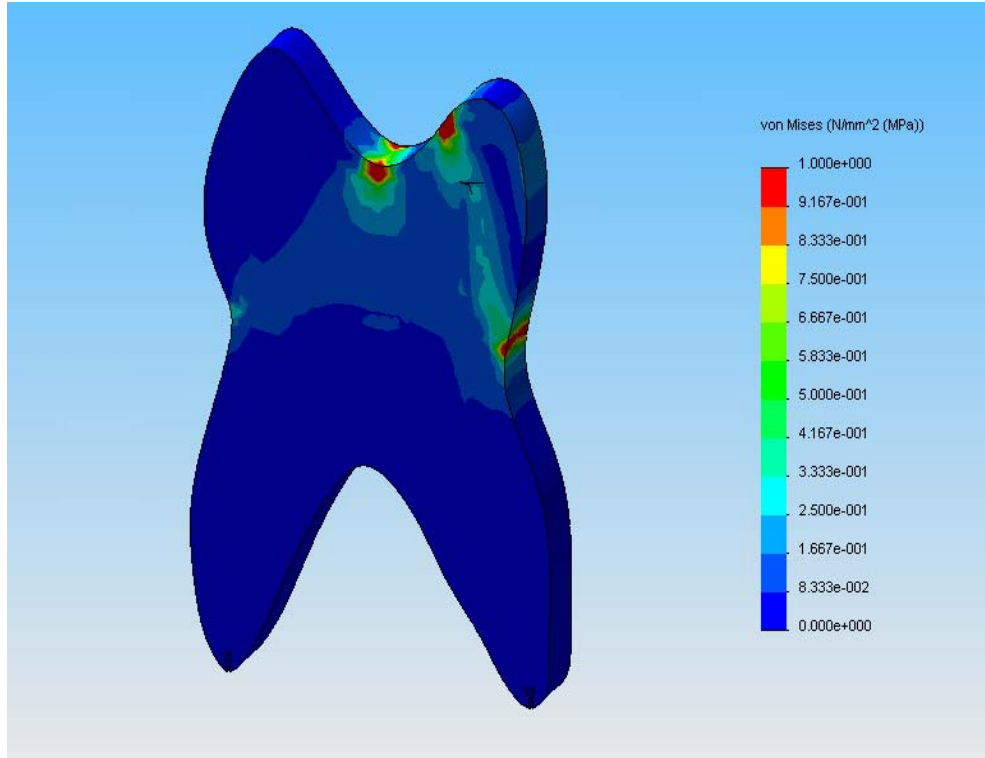
Şekil 4' de oblik sırtın korunduğu ve kaide materyali olarak cam iyonomer simanın ve akışkan kompozitin kullanıldığı üst birinci büyük azı diş modeli ve şekil 5' de kuvvet uygulandıktan sonra stres dağılımı görülmektedir. Bu modelde çapraz sırta ve palatinal tüberküle kuvvet uygulandığında kuvvet lokalizasyonları dışında en fazla stres palatinoservikal bölgede gözlenmiştir. Çapraz sırtın korunmadığı modelle karşılaştırıldığında şekil 7' de bu bölgede stres en üst seviyede izlenirken şekil 7' de orta seviyede izlenmektedir. Bukkoservikal bölgede stres düşük seviyededir. Uygulanan kuvvet nedeniyle palatinal tüberkül tepesi, çapraz sırt ve palatinoservikal bölge arasında orta seviyede bir stres hattı olduğu gözlemlendi. Bu hat şekil 5 ile karşılaştırıldığında stres düzeyinin daha düşük olduğu gözlemlendi. Modelin geneli incelendiğinde stresin furkasyon bölgesine doğru yayılım gösterdiği ve furkasyon bölgesinde düşük seviyede stres olduğu gözlemlendi. Şekil 5' de belirgin şekilde gözlenen

palatinal tüberkül ve servikopalatinal bölge arasındaki stres hattını matematiksel değerde düşük ancak oblik sırt palatinoservikal bölge arasında da ilişkilendirilmiş bir stres dağılımını izlenmektedir. Bukkoservikal bölgedeki stresin şekil 7' ye oranla belirgin derecede azalması hatta kuvvet uygulama bölgeleriyle ilişkili stres lokalizasyonlarının ortadan kalkarak trifurkasyon noktasına doğru yönlendiği gözlenmektedir.



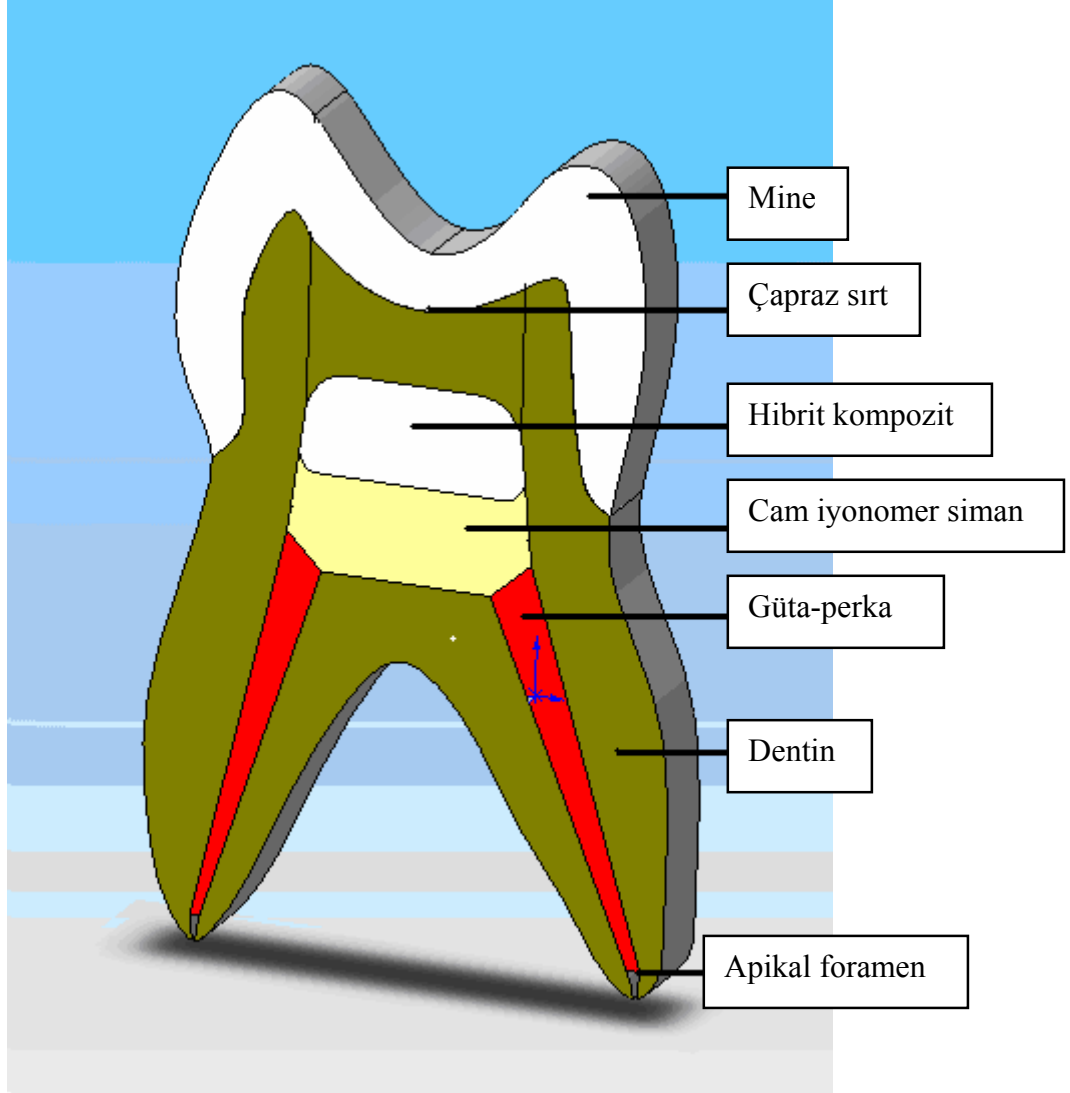
şekil 6: Grup 4' n SESA modeli.



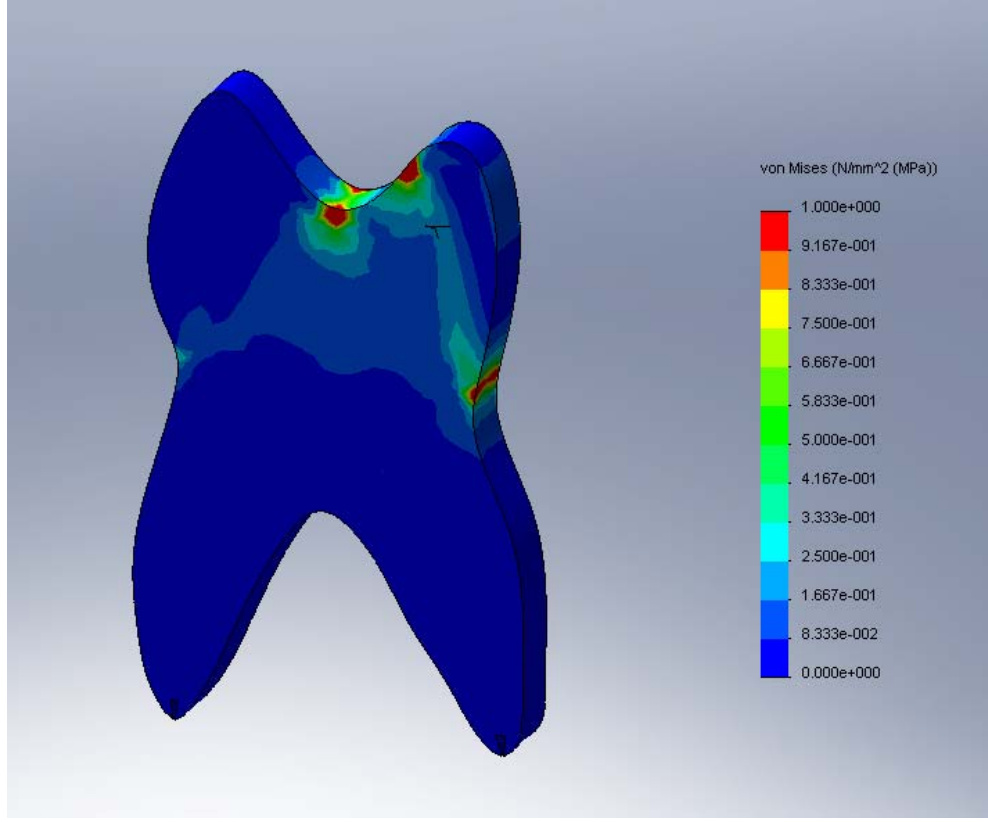


**Şekil 7: Grup 4' ün SESA analizi.**

Şekil 6' de çapraz sırtın kaldırıldığı ve kaide materyali olarak cam iyonomer simanın ve akışkan kompozitin kullanıldığı üst birinci büyük azı diş modeli gösterilmiştir. Şekil 7' de ise aynı modeldeki stres dağılımı gösterilmektedir. Bu dişin sentrik oklüzyon konumunda oluşan sentrik stopların izdüşümünde çapraz sırt ve palatinal tüberkülüne kuvvet uygulandığında stres yoğunluğunun kuvvet uygulanan bölgeler dışında en fazla palatinal yüzeyde servikal bölgede biriktiği görüldü. Dişin palatinal ve bukkal bölgeleri stresin birikimi açısından karşılaştırıldığında, palatinoservikal bölgede en üst seviyede izlenen stres miktarının bukkoservikal bölgede orta seviyelerde olduğu gözlemlendi. Palatinal tüberküle uygulanan kuvvet nedeniyle palatinal tüberkül tepesi ve palatinoservikal bölge arasında orta seviyede belirgin bir stres hattı olduğu gözlemlendi. Modelin geneli incelendiğinde, palatinal ve bukkal yüzey arasında yaygın şekilde düşük seviyede stres gözlemlendi. Furkasyon bölgesinde stres gözlenmedi.

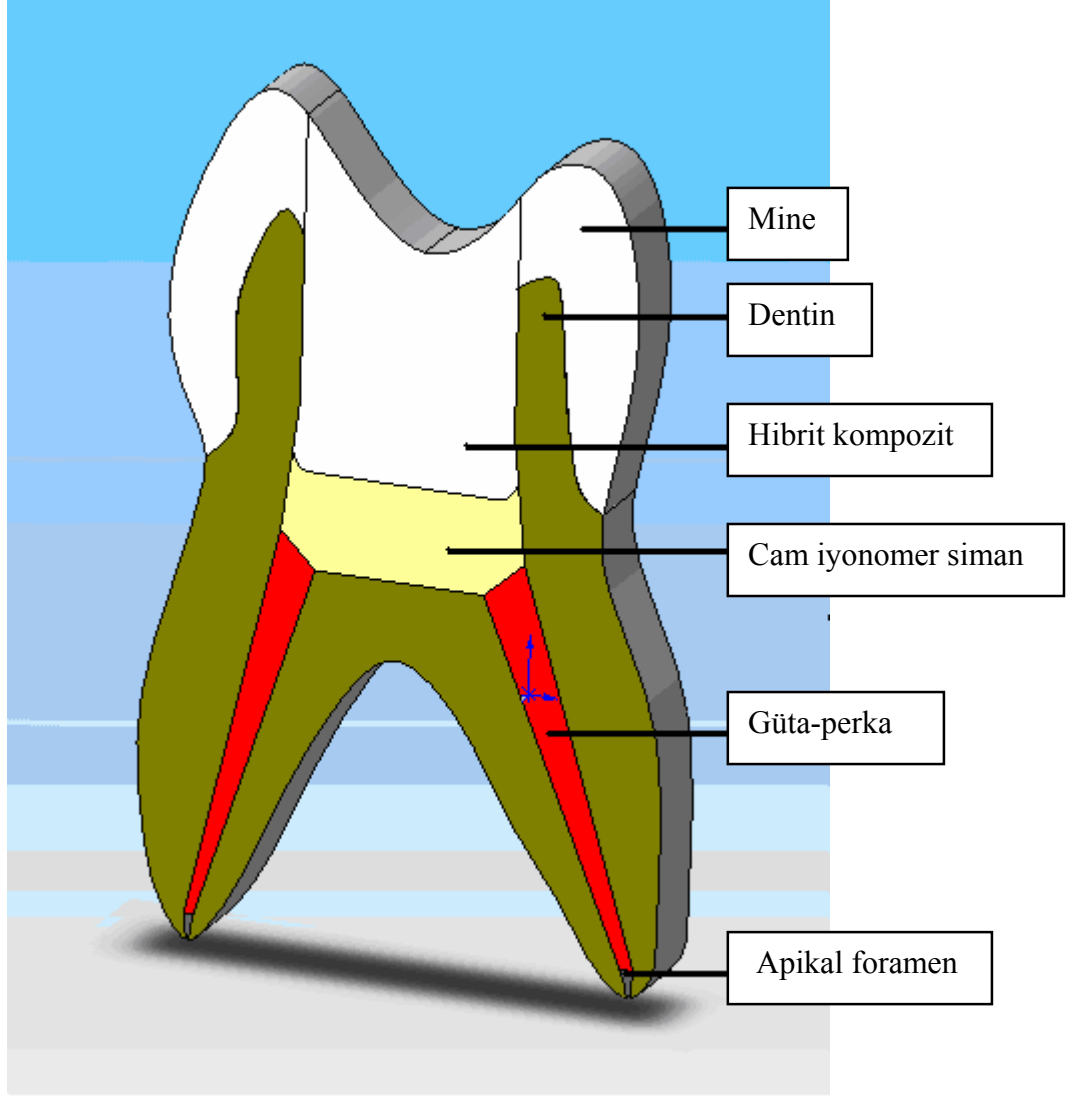


Şekil 8: Grup 2' nin SESA modeli.

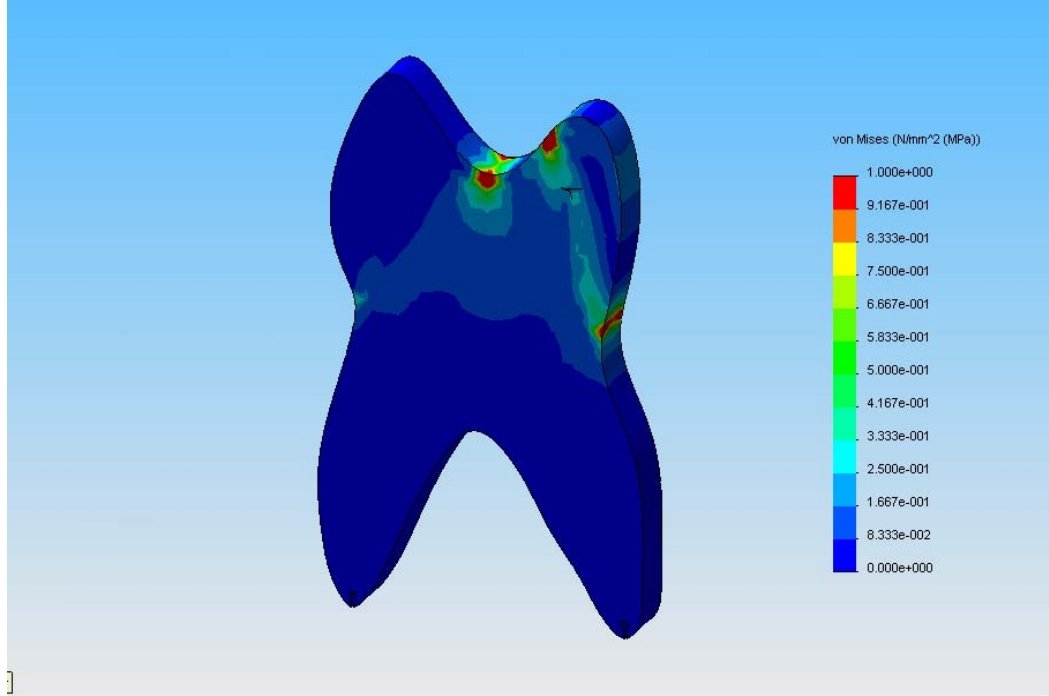


**Şekil 9: Grup 2' nin SESA analizi.**

Şekil 8' da çapraz sırtın korunduğu ve kaide materyali olarak cam iyonomer simanın kullanıldığı, akışkan kompozitin kullanılmadığı üst birinci büyük azı diş modeli görülmektedir. Şekil 9' da ise aynı modelde stres dağılımı gösterilmiştir. Çapraz sırt ve palatinal tüberküle kuvvet uygulandığında stres yoğunluğunun en fazla palatinal yüzeyde servikal bölgede biriktiği görüldü. Dişin palatinal ve bukkal bölgeleri stresin birikimi açısından karşılaştırıldığında, palatinoservikal bölgede en üst seviyede izlenen stres miktarının bukkoservikal bölgede orta seviyelerde olduğu gözlemlendi. Palatinal tüberküle uygulanan kuvvet nedeniyle palatinal tüberkül tepesi ve palatinoservikal bölge arasında orta seviyede bir stres hattı oluştuğu gözlemlendi. Palatinal yüzeyde mine seviyesinde izlenen stres Şekil 9'la karşılaştırıldığında, Şekil 11' de aynı seviyelerde fakat daha yaygın bir kuvvet izlendi. Şekil 9' da modelin geneli incelendiğinde, palatinal ve bukkal yüzey arasında yaygın şekilde düşük seviyede stres gözlemlendi. Furkasyon bölgesinde stres gözlenmedi.



Şekil 10: Grup 5' in SESA modeli.



**Şekil 11: Grup 5' in SESA analizi.**

Şekil 10' de çapraz sırtın kaldırıldığı ve kaide materyali olarak cam iyonomer simanın kullanıldığı, akışkan kompozitin kullanılmadığı üst birinci büyük azı diş modeli, şekil 11' de ise aynı modelde stres dağılımı gösterilmiştir. Bu dişin sentrik oklüzyon konumunda oluşan sentrik stopların izdüşümünde oblik sırt ve palatinal tüberkülüne kuvvet uygulandığında stres yoğunluğunun kuvvet uygulanan bölgeler dışında en fazla palatinal yüzeyde servikal bölgede biriktiği görüldü. Dişin palatinal ve bukkal bölgeleri stresin birikimi açısından karşılaştırıldığında, palatinoservikal bölgede en üst seviyede izlenen stres miktarının bukkoservikal bölgede orta seviyelerde olduğu gözlemlendi. Palatinal tüberküle uygulanan kuvvet nedeniyle palatinal tüberkül tepesi ve palatinoservikal bölge arasında orta seviyede belirgin bir stres hattı oluştuğu gözlemlendi. Palatinal yüzeye bakıldığında, mine seviyesinde orta düzeyde stres izlendi. Modelin geneli incelendiğinde, palatinal ve bukkal yüzey arasında yaygın şekilde düşük seviyede stres gözlemlendi. Furkasyon bölgesinde stres gözlenmedi.

#### 4.3. Kırık Şekilleri

Uygulama gruplarının kırılma deneyleri sonucunda, çapraz sırtın korunduğu dişlerde, kuvvet uygulanan tüberküllerde mine-dentin kırıklar oluştu (Resim 12).

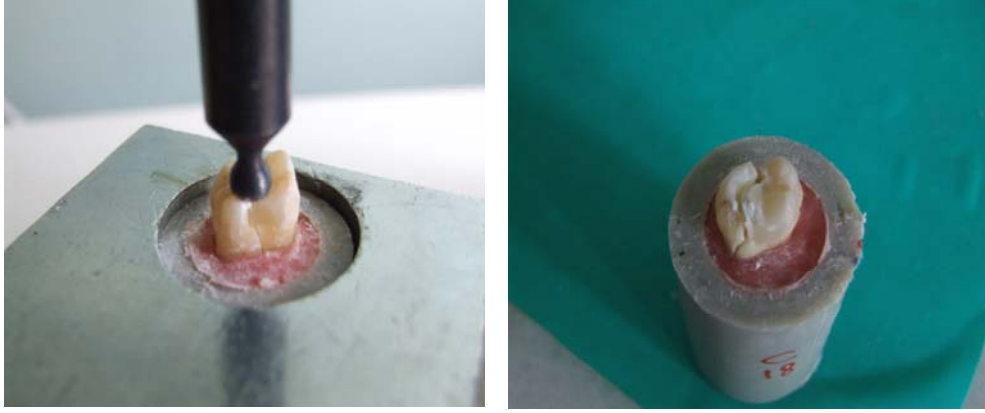


Resim 12: a. Grup 1' e örnek. b. Grup 2' ye örnek.

Çapraz sırtın korunmadığı deney gruplarında dişlerde bukkolingual yönde derin kırıklar oluştu (Resim 13, 14).



Resim 13: Grup 4' e örnek.



**Resim 14: Grup 5' e örnek.**

Çapraz sırtın korunduğu dişlerde örneklerin bukkolingual yönde bütünlüklerini korudukları ve konservatif yöntemlerle tamir edilebilecek kırıkların oluştuğu gözlemlendi. Çapraz sırtın kaldırıldığı dişlerde, örneklerin bukkal ve lingual olarak ikiye ayrıldıkları, kökleri de içine alan, restorasyonu mümkün olmayan kırıkların oluştuğu gözlemlendi. Çapraz sırtın korunmasının kırık şekliyle direkt ilgili olduğu düşünüldü.

**Tablo 6: Kırık şekilleri**

| <b>Gruplar</b> | <b>Mine-dentin kırığı</b> | <b>Mine-dentin-kök kırığı</b> | <b>Bukkolingual yönde ayrılma</b> |
|----------------|---------------------------|-------------------------------|-----------------------------------|
| <b>Grup 1</b>  | 19                        | 1                             | -                                 |
| <b>Grup 2</b>  | 18                        | 2                             | -                                 |
| <b>Grup 3</b>  | 15                        | 5                             | -                                 |
| <b>Grup 4</b>  | 4                         | 9                             | 7                                 |
| <b>Grup 5</b>  | 1                         | 9                             | 10                                |
| <b>Grup 6</b>  | 3                         | 8                             | 9                                 |
| <b>Grup 7</b>  | 20                        | -                             | -                                 |

## 5. TARTIŞMA

Çalışmamızın asıl amacı distal çürük olduğu varsayılan üst birinci büyük azı dişlerinde açılan modifiye giriş kavitesinin ve akışkan kompozitin kanal tedavisi sonrası dişlerin kırılma direnci üzerine etkisinin incelenmesi ve üst birinci büyük azı dişinde fonksiyonel tüberküllere gelen kuvvetlerin stres analizinin sonlu elemanlar analiz yöntemi ile değerlendirilmesidir.

Günümüzde yapılan çalışmaların birçoğu endodontik tedavi gören dişlerin kırığa yatkınlığının daha fazla olduğunu göstermektedir<sup>103,104</sup>. Dişlerde endodontik amaçla fazla madde kaldırılmaktadır. Assif ve arkadaşları<sup>105</sup> 2003 yılında yaptıkları çalışmalarında standart giriş kavitesi açılan dişlerin daha fazla madde kaldırılan dişlere oranla daha dirençli olduğunu göstermişlerdir. Cortade ve Timmermans<sup>106</sup> ise dişlerin endodontik kavite, kök kanal hazırlanması, çürük gibi nedenlerle dişte oluşan madde kaybının dişleri zayıflattığını bildirmişlerdir. Linn ve Messer<sup>107</sup> endodontik tedavi uygulanmış dişlerde MOD ve DO/MO kaviteler açmışlar ve madde kaybı fazla olan MOD kaviteli dişlerin direncinin daha az olduğunu bildirmişlerdir. Steele ve Johnson<sup>108</sup> 1999'da yaptıkları çalışmalarında endodontik tedavi uyguladıkları MOD kaviteli, dişlerin direncinin sağlam dişlere oranla % 50 daha az olduğunu bildirmişlerdir. Yaptığımız çalışmada klinik uygulamalarda madde kaybının dişlerin kırılması üzerine etkisini göz önünde bulundurarak distal çürüklü üst birinci büyük azı dişlerinde standart kavite preparasyonu ile daha az madde kaybına neden olan çapraz sırtın korunduğu kavite şeklinin kırılmaya karşı dirençlerini araştırdık.

Çapraz sırtın korunmasının dişin kırılma direncine etkisini



araştırmak için bir plot çalışma gerçekleştirdik. Bu çalışmamızda kaviteleri aynı şekilde hazırladık. Fakat restorasyonlarını tamamlamadık. Bu çalışmanın sonuçları madde kaybı fazla olan çapraz sırtın kaldırıldığı dişlerin kırılma dirençlerinin istatistiksel olarak daha düşük olduğunu göstermiştir.

Deneysel işlemler öncesinde, dentin yapısında değişiklik olmaması için dişlerin distile su içinde saklanması önerilmiştir<sup>109</sup>. Saklama şartları uygun olmadığı durumlarda dentin yapısında oluşan değişikliklerin restorasyonun bağlanma direncini olumsuz etkilediği bildirilmiştir<sup>110,111</sup>. Bu bilgiler ışığında çalışmamızda dişler deneysel işlemler başlayana kadar distile su içinde bekletildi.

Gher ve arkadaşları yaptıkları klinik çalışmada kanal tedavili dişlerin %71 oranında kırılma insidansına sahip olduklarını bildirmişlerdir<sup>112</sup>. Helfer'in 1972'de<sup>9</sup> ve Weigner 'in<sup>113</sup> 1994'te yaptığı çalışmaların sonuçları endodontik tedavi sonrası dişlerin kırılma direncinin çeşitli nedenlerle azaldığını göstermiştir. Biz de çalışmamızda endodontik tedavinin kırılma direnci üzerine etkisini göz önünde bulundurarak klinikte en sık kullanılan genişletme ve doldurma teknikleriyle örneklerimize kök kanal tedavisi uyguladık.

Çalışmamızda dişlere kök kanal tedavisinin tamamlanmasından sonra kaide materyali olarak ışıkla sertleşen cam iyonomer siman yerleştirildi. Trope ve Tronstad<sup>114</sup> 1991' de, Macpherson ve Smith<sup>115</sup> 1994' de yaptıkları çalışmalarında cam iyonomer simanın kaide materyali olarak kullanımının dişin kırılma direncini artırdığını göstermişlerdir. Chen ve arkadaşları<sup>116</sup> 2000 yılında yaptıkları çalışmalarında amalgamın altına cam iyonomer siman kullanımının dişlerin direncini artırdığını bildirmişlerdir. Al-Moayad ve arkadaşları<sup>117</sup> 1993'de cam iyonomer siman kullandıkları çalışmalarında, materyalin

kullanılan dolgu maddesinin bağlanma direncine olumlu yönde etkisi olduğunu saptamışlardır. Dhummarunrong ve arkadaşları<sup>118</sup> 3 farklı tip cam iyonomer simanı karşılaştırdıkları çalışmalarında metalle güçlendirilmiş cam iyonomer simanın geleneksel cam iyonomerlere kıyasla kırılma direncinin daha iyi olduğunu fakat ışıkla sertleşen kompozitlerden daha kötü olduğunu bildirmişlerdir. Croll ve Killian<sup>119</sup>, rezin modifiye cam iyonomer simanların kimyasal sertleşenlere oranla kırılma, aşınma dirençlerinin, basma ve elastisite dayanıklılığının daha iyi olduğunu bildirmişlerdir. Mitra' nın<sup>120</sup> 1991 yılında yaptığı çalışma sonuçları da Croll ve Killian' ı desteklemektedir.

Çalışmamızda cam iyonomer siman üzerine 1mm kalınlığında akışkan kompozit kullanıldı. Düşük elastikiyet modülüne sahip olduğundan esneme gücü daha yüksektir. Gömeç ve arkadaşları<sup>121</sup> 2005 yılında yaptıkları çalışmalarında akışkan kompozitin kondanze edilebilen kompozit altına yerleştirilmesinin restorasyonun kırılma direncini artırdığını göstermişlerdir. Bayne ve arkadaşları<sup>59</sup> 1998 yılında yaptıkları çalışmada düşük elastikiyet modülüne sahip oldukları için akışkan kompozitlerin yüksek kırılma direncine sahip olabileceğini bildirmişlerdir. Lio ve arkadaşları<sup>122</sup> 2006 yılında kenar uyumu üzerine yaptıkları bir çalışmada akışkan kompozitin kenar uyumunu artırdığını göstermişlerdir. Kompozit dolgularda görülen iç boşlukların akışkan kompozitlerde daha az olduğu bildirilmiştir ve böylece restorasyonun kalitesi artmaktadır<sup>66</sup>.

Diş hekimliğinde arka grup dişlerin restorasyonunda kullanılacak malzemelerin yüksek kırılma direnci, aşınma dirençleri, basınçlar karşısındaki dirençleri, çekme ve gerilme dirençleri ve elastikiyet modülleri çalışmacıların konusu olmuştur. Uzun yıllar yüksek kırılma direncine sahip maddeler arasında amalgam ve altın alaşımları ilk sırada olmuştur. Ancak bu malzemelerin estetik olmamaları, yüksek ısı geçirgenlikleri gibi dezavantajları bulunmaktadır<sup>123</sup>. Ayrıca amalgamın civa

içermesi, dişte renklenmeye neden olması, galvanik akıma neden olması ve mikrosızıntı göstermesi gibi dezavantajları vardır<sup>124,125</sup>. Bakır amalgamların geleneksel amalgamlara oranla oklüzal kuvvetlere karşı daha dirençli ve daha sert oldukları çalışmalarda gösterilmiştir<sup>41,125,126</sup>. Fakat mekanik tutuculuğa sahip olması nedeniyle dolgu için uygun tutuculuk sağlamak diştan fazla madde kaldırmakla mümkün olmaktadır. Dişe bağlanma özelliği olmadığı için diş yapısını kuvvetlendiremez<sup>127</sup>. Boyer ve Roth<sup>128</sup> 1994 yılında yaptıkları çalışmalarında amalgam dolguların dişlerin kırılma olasılığını artırdıklarını vurgulamışlardır. Geiger ve arkadaşları<sup>129</sup> 2008 yılında yaptıkları çalışmalarında MOD kavite ve endodontik tedavi uyguladıkları dişlerde, sadece amalgam restorasyon, amalgam, bağlayıcı ile restorasyon ve amalgam- kompozit kombine restorasyonlar uygulamışlardır. Kırılma deneyleri sonuçlarında kompozit-amalgam kombinasyonunu uyguladıkları restorasyonun sadece amalgam uygulanan guruba göre kırılma direncini % 51 oranında artırdığını göstermişlerdir. Bu nedenlerden dolayı bu çalışmada amalgam restorasyon kullanılmadı.

Gelişen teknoloji ve estetiğe verilen önem, üretici firmaların çalışmalarını kompozit dolgular üzerine yoğunlaştırmasına neden olmuştur. Günümüzde kompozit dolgu maddesi posterior dişlerde sıklıkla kullanılmaktadır<sup>33,44,64</sup>. Ortalama partikül büyüklüğü 1 µm olan hibrit kompozitler, 1980' li yılların başlarında geliştirilmiştir ve hem anterior hem de posterior dişlerde kullanılabilir<sup>130</sup>. Mikro hibrit kompozitlerin partikül büyüklükleri 0,6-0,7 µm' dir ve uniform yapıları nedeniyle fiziksel özellikleri daha iyidir. Soares ve arkadaşları<sup>131</sup> 2008 yılında yaptıkları çalışmalarında mikrohibrit yapıya sahip olan Filtek Z250' yi kullanmışlar ve kompozit resin kullanımının dişin kırılmaya karşı direncini geri kazandırdığını vurgulamışlardır. Segura ve Riggins<sup>132</sup> 1999' da yaptıkları çalışmalarında pin uygulanmış amalgam restorasyon, amalgabond uygulanmış amalgam restorasyon, bağlayıcı ajan sonrası seramik β-quartz

eklendikten sonra kompozit restorasyon ve bağlayıcı ajanla uygulanmış kompozit restorasyonu karşılaştırmışlar ve bağlayıcı ajanla uygulanan kompozit rezinin kırılma direncinin diğer gruplara oranla daha yüksek olduğunu bulmuşlardır. Kuijs ve arkadaşları<sup>133</sup> 2003 yılında yaptıkları çalışmalarında, tüberkül kırığı olan dişlerde farklı kavite şekillerini kompozit dolgu maddesi ile restore etmişlerdir. Çalışmaları sonucunda kırılma dirençleri arasında bir fark görülmemiştir. Macpherson ve Smith<sup>115</sup> 1994 yılında yaptıkları çalışmalarında amalgam restorasyon ve seramik restorasyonlarla kıyaslandığında kompozit dolguların kırılma dirençlerinin daha iyi olduğunu vurgulamışlardır. Bizde çalışmamızda bu veriler ışığında restorasyonlarımızı mikrohibrit yapıya sahip Z250 kompozit dolgu maddesi ile tamamladık.

Kaviteye yerleştirilen kompozit maddesinin kalınlığı artıça ışık geçişinde azalma olduğu gösterilmiştir<sup>134</sup>. Pires ve arkadaşları<sup>135</sup> 1993' de yaptıkları çalışmalarda kompozit kalınlığı artıka sertliğinde azalma olduğunu bildirmişlerdir. Yerleştirilen kompozit kalınlığı sertleşme reaksiyonunun yeterli olması için 2 mm' yi geçmemelidir<sup>136,137</sup>. İdeal bir dolgu yapabilmek, uniform ve maksimum polimerizasyon sağlayabilmek için bizde çalışmamızda kompozitleri kaviteye 2 mm' lik parçalar halinde yerleştirdik ve her katmanı ayrı ayrı ışıkla polimerize ettik.

Çalışmalar farklı kompozit renkleri kullanıldığında polimerizasyon derinliğinde ve kompozitin sertliğinde değişiklikler olabileceğini göstermiştir<sup>138,139,140</sup>. Çalışmamızda bu nedenle akışkan kompozitin ve tepilebilir kompozitin rengi sabit tutulmuş ve A2 olarak belirlenmiştir.

Kompozit rezinlerin en önemli dezavantajları aşınma dirençleri ve polimerizasyon büzülmeleri olduğu bildirilmiştir<sup>141</sup>. Bağlayıcı ajanların gelişimiyle bu dezavantajlar ortadan kaldırılmaya çalışılmıştır.

Chan ve Swift<sup>142</sup> 1994' te yaptıkları çalışmalarında bağlayıcı ajan kullanılan deney gruplarında sadece kompozit uygulanan gruba oranla bu dezavantajların ortadan kalktığını bildirmişlerdir. Pilo ve Ben-Amar<sup>143</sup> 1999 yılında molar dişlerde klas V kavitelerde, IV. nesil bağlayıcılarla V. nesil bağlayıcıları karşılaştırmışlardır. Single Bond'un da bulunduğu V. nesil bonding ajanların daha başarılı olduğunu bulmuşlardır. Daneshkazemi<sup>144</sup> 2004 yılında yaptığı çalışmada Single Bond' u bağlayıcı ajan olarak kullanmıştır. Çalışma sonuçlarında bağlayıcı ajan ve kompozit rezinin kullanıldığı grup diğer gruplara kıyasla kırılmaya daha dirençli bulunmuştur. Çalışmamızda dişlerin kırılma direnci ve dolgu materyalinin dişe bağlanması üzerine etkilerini göz önünde bulundurarak V. nesil bir bağlayıcı olan Single Bond 2' yi kullandık.

Kompozit rezinlerdeki gelişmelere ek olarak ışık cihazlarına restorasyonun polimerizasyonunu tamamlamak ve kalitesini artırmak için ihtiyaç vardır<sup>145</sup>. Işıkla sertleşen kompozit rezinlerin klinik performansı kullanılan ışık cihazı ile direkt ilişkilidir<sup>146</sup>. LED ışık cihazları 470 nm dalga boyu civarında bir pik ile dar ve etkili bir spektruma sahiptir<sup>147,148,149</sup>. LED ışık cihazlarının aktivasyon kapasiteleri yüksektir. Bu nedenle polimerizasyon derinlikleri de fazladır<sup>85</sup>. Hofmann ve arkadaşları<sup>90</sup> 2002' de yaptıkları çalışmalarında, Filtek Z250 ve Herculite XRV kompozit dolgu maddelerinin tungsten halojen ve LED ışık cihazları ile kullanıldıklarında benzer sertlik değerleri elde etmişlerdir. Jandt ve arkadaşlarının<sup>95</sup> yaptıkları bir çalışmada LED ışık cihazlarının ışık verme gücünün halojen lambaların 2 katı olduğu belirtilmiştir. Stahl ve arkadaşlarının<sup>150</sup> 2000 yılında yaptıkları çalışmada LED ışık cihazının etkin aralığının kamferokinonun aktivasyonu için en uygun aralıkta olduğu bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda fotobaşlatıcı olarak sadece kamferokinon içeren Filtek Z250 kompozit dolgusu kullanılmıştır ve bu bilgiler ışığında sertleşme reaksiyonunu sağlayabilmek için LED ışık cihazı kullanılmıştır.

Örneklerimizi kırma testleri uygulanmadan önce 37<sup>0</sup>C' de 7 gün distile su içinde beklettik. Chen ve arkadaşları<sup>116</sup> 2000 yılında yaptıkları çalışmalarında bizim çalışmamıza benzer şekilde örneklerini kırma testi öncesi 37<sup>0</sup>C' de 7 gün distile su içinde bekletmişlerdir. Lindemuth ve arkadaşları<sup>151</sup> ise yine 2000 yılında yaptıkları araştırmalarında örneklerini aynı ortamda 24 saat bekletmişlerdir. Örneklerin 37<sup>0</sup>C' de 3 aydan fazla bekletilmesinin bağlayıcı sistemlerin etkinliğini azalttığı bilinmektedir<sup>152</sup>.

Kırma testlerinin uygulandığı universal test cihazına örneklerin yerleştirilebilmesi için özel, sert kalıplara yerleştirilmesi ve sabitlenmesi gerekmektedir. Kırıkların net olarak izlenebilmesi ve kırık hattının kök yüzeyini içerip içermeyeceğinin görülebilmesi için mine-sement sınırının serbest kalması gerekmektedir. Hanning ve arkadaşlarının<sup>153</sup> 2005 yılında yaptıkları çalışmada dişler otopolimerizan akrilik rezin içine gömülmüştür. Dişlerin kırılma testi uygulanacak olan kron kısmı ile kök yüzeyinin 2 mm' lik kısmı dışarıda bırakılmıştır. Biz de çalışmamızda kırık hattını net gözleyebilmek ve yorumlayabilmek için dişlerimizin mine-sement sınırından 2 mm aşağıda kalan kök yüzeylerini akrilik rezine gömdük.

Bu çalışmada örnekler universal test cihazına kuvvet uygulayıcı çelik küre dişin fonksiyon gören palatinal tüberkül tepesi oklüzal eğimine dik açılı gelecek şekilde sabitlenmiştir. Çelik küre büyüklüğü ise 4 mm' dir. Çelik kürenin dişe dik kuvvet uygulayacak şekilde yerleştirildiği bir çok çalışma vardır<sup>116,151,154,155</sup>. Yapılan bir çalışmada oklüzal yüklemde kürenin değim noktaları ve küre büyüklüğü araştırılmıştır<sup>156</sup>. Stampalia ve arkadaşlarının yaptıkları bu çalışmada oklüzal yüklemde kürenin dişe değeceği noktaların lingual ya da palatinal tüberküllerde tüberkül tepesi ile restorasyon arasındaki mesafenin 1/2 'sine uyacak şekilde olması gerektiği bildirilmiştir ve 3,9-5 mm arasında değişen büyüklükte küreler

kullanmışlardır. Burke ve arkadaşları<sup>157</sup> oklüzal kuvvet uyguladıkları çalışmalarında küre büyüklüğünü 4 mm' de sabit tutmuşlardır.

Kırma testleri uygulanırken, Özgünaltay ve Görücü'nün<sup>158</sup> 2005 yılında, Hürmüzlü ve arkadaşlarının<sup>159</sup> 2003 yılında yaptıkları çalışmalara uygun şekilde universal test cihazının 1 mm/ dak ile kuvvet uygulaması sağlanmıştır.

Çalışmamızın sonuçlarına göre, çapraz sırtın kaldırıldığı grup 4' de akışkan kompozit kullanımı ile, çapraz sırtın kaldırılmadığı grup 1 ve hiçbir işlem yapılmayan grup 7 arasında istatistiksel anlamda bir fark görülmedi. Akışkan kompozitin kullanıldığı grup 1 ve 4, akışkan kompozit kullanılmayan grup 2 ve 5'den istatistiksel anlamda daha dirençli bulunmuştur. Bu sonuçlara göre, endodontik tedavi gören dişlerde akışkan kompozit kullanımının elastikiyet modülü nedeniyle kırılmaya direnci artırdığı söylenebilir. Çalışmamızın sonuçları Gömeç ve arkadaşlarının<sup>121</sup>, Bayne ve arkadaşlarının<sup>59</sup>, Chuang ve arkadaşlarının<sup>66</sup> yaptığı çalışmalarla benzerlik göstermektedir.

Kontrol gruplarımız karşılaştırıldığında, çapraz sırtın korunduğu grup 3, çapraz sırtın kaldırıldığı grup 6' dan istatistiksel olarak daha iyi bulunmuştur. Çalışmamız fazla diş dokusu kaldırılmasının dişin kırılmaya karşı direncini azalttığını göstermektedir. Bulgularımız diş dokularının kaybının dişlerin kırılması üzerine etkisini araştıran diğer çalışmalarla benzerlik göstermiştir. Çapraz sırtın korunduğu gruplarda mine- dentin kırıkları oluşmuştur. Oluşan kırık şekilleri konservatif yöntemlerle restore edilebilir durumdadır. Madde kaybının fazla olduğu gruplarda oluşan kırıklar kök kırıklarını içermektedir. Oluşan kırık şekilleri kron kaplama ya da çekim gerektirmektedir. Diğer çalışmalarda olduğu gibi madde kaybı fazla olan endodontik tedavi gören dişlerde başarısızlık oranı daha yüksektir.

Çapraz sırtın korunduğu dişlerde oluşan kırıkların mine ve dentinde sınırlı oldukları, çapraz sırtın kaldırıldığı dişlerdeki kırıkların ise köklerde içine aldığı gözlemlendi. Mine ve dentinde sınırlı kırıkların konservatif yöntemlerle onarımların tamamlanabileceği görüldü. Köklerde içine alan kırıklarda, dişin bukko-lingual yönde tamamen ayrıldığı ve onarımlarının konservatif yöntemlerle sağlanamayacağı görüldü. Çalışmamızın sonucunda elde edilen kırık şekilleri, çapraz sırtın korunmasının dişin bukko-lingual yönde bütünlüğünü korumasında etkili olduğunu göstermiştir. Sağlam marjinal ve çapraz sırt varlığı bukkal ve lingual tüberkül elemanlarını bağlar ve streslerin daha iyi dağılımını sağlar<sup>19</sup>. Stres dağılım modelleri incelendiğinde çapraz sırtın korunduğu dişlerde belirgin bir kırık hattı oluşmamaktadır ya da kırık hattının stres yoğunluğu düşüktür. Çapraz sırtın kaldırıldığı dişlerde ise oluşan kırıklara benzer şekilde tüberkülün servikale kadar tamamen dişten ayrılmasına neden olacak belirgin stres hatları oluşmuştur. Bu durum çalışmamızın diğer sonuçlarıyla benzerdir.

Çapraz sırtın korunmadığı gruplarda kompozit dolgu materyali ile restore edilen grup 4 ve 5 kontrol grubu 6'dan istatistiksel olarak farklı bulunmuştur. Bu durum Soares ve arkadaşlarının<sup>131</sup> 2008 yılında yaptıkları çalışmayla benzerlik göstermektedir. Fakat çapraz sırtın korunduğu gruplarda, akışkan kompozitin kullanılmadığı, kompozit ile restore edilen grup 2 ile çapraz sırtın korunduğu kontrol grubu olan grup 3 arasında istatistik olarak anlamlı bir fark görülmemiştir. Bu durum çapraz sırtın korunmasıyla dişte daha az madde kaybı oluşması ve dişin kırılmaya karşı direncinin artması ile açıklanabilir.

Soares ve arkadaşları<sup>131</sup> 2008 yılında adeziv restorasyon uygulamalarının stres dağılımlarını sağlam dişler ve sadece kavite açılan dişlerle kıyaslamışlardır. Bağlayıcı sistemlerle restorasyonları tamamlanan



dişlerin sağlam dişlerle benzer direnç gösterdiklerini, sadece kavite olarak hazırlanan modellerden ise daha dirençli olduklarını bildirmişlerdir. Dejak ve Mlotkowski<sup>160</sup> 2008 yılında yayınlanan makalelerinde bağlayıcı sistemlerle kullanılan kompozit dolguları ve seramik inleyleri karşılaştırmışlardır. Sonlu elemanlar stres analizi kullandıkları çalışmalarında her iki restorasyonun dişin direncini artırdığını bildirmişlerdir. Yapılan bu çalışmalar mekanik testlerle elde edilen sonuçlarla benzerlik göstermektedir. Yapmış olduğumuz stres analizi çalışmasında restorasyonları tamamlanmış modellerin stres dağılımlarını inceledik.

Sonlu elemanlar stres analizi çalışmamızda, diğer modellerde çapraz sırtın korunduğu, kaide materyali olarak cam iyonomer simanın ve akışkan kompozitin kullanıldığı modele oranla kuvvetin uygulandığı palatinal tüberkül tepesi ile palatino-servikal bölge arasında oluşan stres hattı daha belirgindir. Birinci modelde kuvvet daha çok trifurkasyon bölgesine doğru yayılım göstermiştir. Bu modelde belirgin kırık hattı oluşmaması, kırma deneyi sonuçlarımızla benzerlik göstermektedir.

Çapraz sırtın korunduğu modellerde oluşan stresler, çapraz sırtın kaldırıldığı modellerle karşılaştırıldığında dişlerde oluşan madde kaybı arttıkça stresin dağılımının değiştiğini göstermektedir. Soares ve arkadaşlarının<sup>131</sup> 2008 yılında sonlu elemanlar analiz yöntemini kullanarak yapmış oldukları çalışmada, dişlerde madde kaybının artmasının stres konsantrasyonunu artırdığı ve böylece dişlerin kırılma dirençlerinin düştüğü bildirilmiştir. Goel ve arkadaşları<sup>161</sup> 1992 yılında kavite derinliğinin dişin kırılma direnci üzerine etkisini sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanarak araştırmışlardır. Kavite derinliği arttıkça tüberkül kırığı riskinin arttığını görmüştür. Çalışmamızın bulguları bu çalışmalarla benzerlik göstermektedir.

Çalışmamızda çapraz sırtın korunduğu dişlerde akışkan kompozitin kullanılması stres dağılımını önemli derecede etkilemiştir. Akışkan kompozit kullanılan çapraz sırtın korunduğu modelde kuvvet trifurkasyona doğru dağılım gösterirken, akışkan kompozitin kullanılmadığı modelde stres dağılımının furkasyon bölgesiyle ilişkisi yoktur. Servikal bölgede oluşan stres, akışkan kompozitin kullanıldığı modelde düşük seviyelerde iken diğer modelde servikal bölgede stres yoğunluğu artmıştır.

Yamamoto ve arkadaşları<sup>162</sup> 2007 yılında kaide materyallerinin stres dağılımlarını incelemişler ve düşük elastikiyet modülüne sahip materyallerin kaide maddesi olarak kullanılmasını önermişlerdir. Lin ve arkadaşları<sup>163</sup> 2008 yılında yaptıkları çalışmalarında düşük elastikiyet modülü olan materyallerin kullanımın daha iyi biyomekanik performans sağladığını bildirmişlerdir. Bu nedenle çalışmamızda kaide materyali olarak cam iyonomer siman kullanıldı. Ancak cam iyonomer simanın dişlerin kırılması üzerine etkisinin olup olmadığı bu tez çalışmamızda incelenmedi. Bu konuyla ilgili ayrı çalışma parametreleri oluşturulmasına ihtiyaç vardır.

## 6. SONUÇ

1. Kök kanal tedavisi gören distal çürüklü üst birinci büyük azı dişlerinde çapraz sırtın korunması, dişlerin kırılmaya karşı direncini artırmaktadır.
2. Akışkan kompozit kullanımı dişlerin kırılmaya karşı direncinde olumlu etkiliye sahiptir.
3. Kök kanal tedavisi görmüş ve çapraz sırtı korunmuş, kaide materyali üzerine akışkan kompozit kullanılmış üst büyük azı dişlerinin kırılmaya karşı direnci sağlıklı dişlerle benzerdir.
4. Kompozit dolgu maddesi dişlerin bütünlüğünü korumasında etkindir.
5. Çapraz sırtın korunduğu ve akışkan kompozitin kullanıldığı dişlerde stres furkasyon bölgesine doğru yayılım göstermektedir. Furkasyon problemlili periodontal defektli dişlerde çapraz sırtın kaldırılması daha uygun olabilir.
6. Çapraz sırtın kaldırıldığı ve akışkan kompozitin kullanılmadığı dişlerde servikal bölge ve tüberkül tepesi arasında belirgin bir stres hattı oluşmaktadır. Akışkan kompozit kullanımı bu dişlerde stres hattında kuvvet yoğunluğunu azaltmaktadır.
7. Çapraz sırtın korunduğu dişlerde kuvvet uygulamaları sonucunda tüberküllerde mine-dentin kırıkları oluşmaktadır. Bu tip kırıkların onarımları oldukça kolaydır.
8. Çapraz sırtın kaldırıldığı dişlerde bukko-lingual yönde mine, dentin hatta köklerinde içeren kırıklar oluşmaktadır. Dişin bukko-lingual bütünlüğü kalmamaktadır. Bu tür kırıkların tamiri çok zordur, bazılarında ise mümkün değildir.
9. Çapraz sırt, dişlerin bukko-lingual bütünlüğünü korumasında direkt etkilidir.
10. İki yöntemin bulgularında ve sonuçlarındaki uyum SESA yönteminin dental yapılar ve malzemelerle ilgili çalışmalarda güvenilir bir metot olduğu gösterilmiştir.

## 7. ÖZET

### **DİSTAL ÇÜRÜKLÜ ÜST BİRİNCİ BÜYÜK AZI DİŞLERİNDE AÇILAN MODİFİYE GİRİŞ KAVİTESİNİN VE AKIŞKAN KOMPOZİT KULLANIMININ KÖK KANAL TEDAVİSİ SONRASI DİŞLERİN KIRILMA DİRENCİ ÜZERİNE ETKİSİ**

Çalışmanın amacı distal çürüklü üst birinci büyük azı dişlerinde çapraz sırt korunarak açılan modifiye giriş kavitesinin ve akışkan kompozit kullanımının dişlerin kırılma direncine etkisinin araştırılmasıdır.

Çalışmada 140 adet çürüksüz üst birinci büyük azı dişi kullanıldı. 20 diş negatif kontrol grubu olarak ayrıldı. Diğer dişler rastgele 2 gruba ayrıldı. Bir grupta disto-oklüzal giriş kavitesi çapraz sırt korunarak diğer grupta ise çapraz sırt kaldırılarak hazırlandı. Dişlerin kök kanalları, K tipi eğe ile 40 numaraya kadar genişletildi. Ana gruplar rastgele üçer alt gruba ayrıldı ve birer tanesi pozitif kontrol olarak ayrıldı. Kontrol grupları hariç tüm dişlerin kök kanalları AH plus ve gutta-perka ile lateral kondenzasyon tekniği ile dolduruldu ve kaide materyali olarak cam iyonomer siman kullanıldı. Birer alt gruba cam iyonomer siman üzerine 1 mm akışkan kompozit kullanıldı. Kök kanalları doldurulan tüm dişlerin onarımları kompozit ile tamamlandı. 140 diş akrilik bloklar içine gömüldü ve dişlere 1mm/ dak ile üniversal test cihazında kuvvet uygulandı. Veriler kaydedildi ve istatistiksel analizleri Tukey ve Bonferroni testleri ile yapıldı. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi için bilgisayar ortamında modeller oluşturuldu. Diş yapılarının ve kullanılan malzemelerin değerleri bilgisayara aktararak dişlere kuvvet uygulandı.

İstatistiksel analiz sonucunda çapraz sırtın korunduğu ve akışkan kompozitin kullanıldığı grup, kavite açılan gruplar içerisinde

istatistiksel olarak en iyi grup oldu. Sonlu elemanlar analizi bu bulguyu destekledi.

Akışkan kompozit kullanımı ve çapraz sırtın korunması dişlerin kırılmaya karşı direncini artırmaktadır. Çapraz sırtın korunduğu dişlerde oluşan kırık şekilleri daha kolay onarılabilir.

Anahtar kelimeler: Endodontik giriş kavitesi, kırılma direnci, çapraz sırt

## **8. SUMMARY**

### **THE EFFECT OF MODIFIED ACCESS CAVITY PREPARATIONS BY PREVENTING OBLIQUE RIDGE AND USING FLOWABLE COMPOSITE OF FRACTURE RESISTANCE IN DISTALLY DECAYED MAXILLER FIRST MOLAR TEETH AFTER ENDODONTIC TREATMENT**

The aim of this study was to evaluate the effect of modified access cavity preparations by preventing oblique ridge and using flowable composite on fracture resistance in distally decayed maxillary first molar teeth after endodontic treatment.

140 noncarious maxillary first molar teeth were used. 20 teeth were allowed for negative control. Teeth were randomly divided into two groups. In the first group cavities were prepared protecting oblique ridge and in the second group oblique ridge were removed. The root canals were enlarged with K files to size 40. Each group was divided into three subgroups randomly. One each subgroup was allowed for positive control. Other teeth root canals were filled with gutta-percha and AH plus. Glass ionomer cement was used for base material. We used 1mm flowable composite for base material one each subgroups. Teeth, which root canals were filled, restored with composite resin. All teeth were embedded in the acrylic resin and subjected to an increasing compressive force with 1 mm/min until fracture occurred by using universal testing machine. The data were recorded and statistical analyses were made with Tukey and Bonferroni. Finite element analyses models were created in a computer. Tooth structures' and material's values were transferred to the computer and force applied.

The group which protecting oblique ridge and using flowable composite were found better than other groups which have been cavity

preparations. Finite element analyses results were similar to these findings.

Protecting oblique ridge and using flowable composite were increased teeth's fracture resistance.

Key words: Endodontic access cavity, fracture resistance, oblique ridge.

## 9.KAYNAKLAR

- 1- Jagadish S, Yogesh BG. Fracture resistance of teeth with Class 2 silver amalgam, posterior composite, and glass cermet restorations. Oper Dent 1990; 15: 42-7.
- 2- Eakle WS. Fracture resistance of teeth restored with class II bonded composite resin. J Dent Res 1986; 65:149-53.
- 3- Sokol DJ. Effective use of current core and post concepts. J Prosthet Dent 1984; 52: 231-4.
- 4- Sorensen JA, Martinoff JT. Intracoronar reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. J Prosthet Dent 1984; 51: 780-4.
- 5- Reeh ES, Douglas WH, Messer HH. Stiffness of endodontically-treated teeth related to restoration technique. J Dent Res 1989; 68: 1540-4.
- 6- Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. J Prosthet Dent 1994; 71: 565-7.
- 7- Steele A, Johnson BR. In vitro fracture strength of endodontically treated premolars. J Endod 1999; 25: 6-8.
- 8- Gutmann JL. The dentin-root complex: Anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. J Prosthet Dent 1992; 67: 458-67.
- 9- Helfer AR, Melnick S, Schilder H. Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. Oral Surg 1972; 34: 661-70.
- 10- Huang TJ, Schilder H, Nathanson D. Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. J Endod 1992;18: 209-15.
- 11- Jameson MW, Hood JA, Tidmarsh BG. The effects of dehydration and rehydration on some mechanical properties of human dentine. J Biomech 1993; 26: 1055-65.



- 12- Kahler B, Swain MV, Moule A. Fracture-toughening mechanisms responsible for differences in work to fracture of hydrated and dehydrated dentine. *J Biomech* 2003; 36: 229-37.
- 13- Fusayama T, Maeda T. Effect of pulpectomy on dentin hardness. *J Dent Res* 1969; 48: 452-60.
- 14- Panitvisai P, Messer HH. Cuspal deflection in molars in relation to endodontic and restorative procedures. *J Endod* 1995; 21: 57-61.
- 15- Cohen S, Burns RC. *Pathways of The Pulp*. 8 nd ed. St. Louis: Mosby; 2002.
- 16- Lewinstein I, Grajower R. Root dentin hardness of endodontically treated teeth. *J Endod* 1981; 7: 421-2.
- 17- Rivera EM, Yamauchi M. Site comparison of dentin collagen cross-links from extracted human teeth *Arch Oral Biol* 1993; 38: 541-6.
- 18- Deutsch AS, Musikant BL, Cavallari J, Silverstein L, Lepley J, Ohlen K, Lesser M. Root fracture during insertion of prefabricated posts related to root size. *J Prosthet Dent* 1985; 53: 786-9.
- 19- Alaçam T, Nalbant L, Alaçam A. *İleri Restorasyon Teknikleri*. 1 nd ed. Ankara: Polat Yayınları; 1998.
- 20- Potashnick SR, Weine FS, Strauss S. *Endodontic therapy*. 4 nd ed. St. Louis: Mosby; 1989.
- 21- Gelb MN, Barouch E, Simonsen RJ. Resistance to cusp fracture in class II prepared and restored premolars. *J Prosthet Dent* 1986; 55:184-5.
- 22- Liberman R, Ben-Amar A, Gontar G, Hirsh A. The effect of posterior composite restorations on the resistance of cavity walls to vertically applied occlusal loads. *J Oral Rehabil* 1990; 17: 99-105.
- 23- Hernandez R, Bader S, Boston D, Trope M. Resistance to fracture of endodontically treated premolars restored with new generation dentine bonding systems. *Int Endod J* 1994; 27: 281-4.

- 24- Oliveria Fde C, Denehy GE, Boyer DB. Fracture resistance of endodontically prepared teeth using various restorative materials. J Am Dent Assoc 1987; 115: 57-60.
- 25- Christensen GJ. Posts and cores: state of the art. J Am Dent Assoc 1998; 129: 96-7.
- 26- Vire DE. Failure of endodontically treated teeth: classification and evaluation. J Endod 1991;17: 338-42.
- 27- Ausiello P, De Gee AJ, Rengo S, Davidson CL. Fracture resistance of endodontically-treated premolars adhesively restored. Am J Dent 1997; 10: 237-41.
- 28- Çalışkan K. Endodontide tanı ve tedaviler. 1 nd ed. İstanbul: Nobel tıp kitap evi; 2006.
- 29- Alaçam T. Endodonti. 2 nd ed. Ankara: Fakülteler kitap evi barış yayınları; 2000.
- 30- Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. Br Dent J 1972; 132: 133-5.
- 31- Önal B. Restoratif diş hekimliğinde maddeler ve uygulamalar. 1 nd ed. İzmir: Ege üniversitesi dişhekimliği yayınları; 2004.
- 32- Sidhu SK, Watson TF. Resin-modified glass-ionomer materials. Am J Dent 1995; 8: 59-67.
- 33- Dayangaç GB. Kompozit rezin restorasyonlar. 1 nd ed. Ankara: Güneş kitap evi; 2000.
- 34- Ngo H, Mount GJ, Peters MC. A study of glass-ionomer cement and its interface with enamel and dentin using a low-temperature, high-resolution scanning electron microscopic technique. Quintessence Int 1997; 28: 63-9.
- 35- Watson TF, Billington RW, Williams JA. The interfacial region of the tooth/glass ionomer restoration: a confocal optical microscope study. Am J Dent 1991; 4: 303-10.

- 36- Croll TP, Killian CM. Visible light-hardened glass-ionomer-resin cement restorations for primary teeth: new developments. *Quintessence Int* 1992; 23: 679-82.
- 37- Irie M, Suzuki K. Marginal seal of resin-modified glass ionomers and compomers: effect of delaying polishing procedure after one-day storage. *Oper Dent* 2000; 25: 488-96.
- 38- Croll TP, Killian CM. Restoration of Class II carious lesions in primary molars using light-hardening glass-ionomer-resin cement. *Quintessence Int* 1993; 24: 561-5.
- 39- Croll TP, Killian CM. Glass-ionomer-resin restoration of primary molars with adjacent Class II carious lesions. *Quintessence Int* 1993; 24: 723-7.
- 40- Zaimoğlu A, Can G, Ersoy AE, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. 1 nd ed. Ankara: Ankara üniversitesi kitap evi; 1993.
- 41- Ilikli BG, Aydın A, Işimer A, Alpaslan G. In vitro corrosion behaviour and microhardness of high-copper amalgams with platinum and indium. *J Oral Rehabil* 1999; 26: 170-6.
- 42- Bonilla E, White SN. Fatigue of resin-bonded amalgam restorations. *Oper Dent* 1996; 21: 122-6.
- 43- Köhler B, Rasmusson CG, Odman P. A five-year clinical evaluation of Class II composite resin restorations. *J Dent* 2000; 28: 111-6.
- 44- Jackson RD, Morgan M. The new posterior resins and a simplified placement technique. *J Am Dent Assoc* 2000; 133: 375-83.
- 45- Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanharle G. Composite resins in the 21st century. *Quintessence Int* 1993; 24: 641-58.
- 46- Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K. New direct restorative materials. FDI Commission Project. *Int Dent J* 1998; 48: 3-16.
- 47- Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 1997; 105: 97-116.

- 48- Koray F, Yücel T. Kompozitin ön dişlerde kullanımı. TDBD 2002; 71: 16-23.
- 49- Davy KW, Kalachandra S, Pandain MS, Braden M. Relationship between composite matrix molecular structure and properties. Biomaterials 1998; 19: 2007-14.
- 50- Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. Biomaterials 2002; 23: 1819-29.
- 51- Monte Alto RV, JGA, Poskus LT, da Silva EM. Depth of cure of dental composite submitted to different light-curing modes. J Appl Oral Sci 2006, 14: 71-76.
- 52- Palin WM, Fleming GJ, Burke FJ, Marquis PM, Randall RC. Monomer conversion versus flexure strength of a novel dental composite. J Dent 2003; 31: 341-51.
- 53- Anusavice KJ. Phillips' science of dental materials. 11 nd ed. St. Louis, Missouri: Saunders; 2003.
- 54- McCabe JF. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. 7 nd ed. İstanbul: İstanbul üniversitesi diş hekimliği yayınları;1999.
- 55- Leinfelder KF. Composite resins. Dent Clin North Am 1985; 29: 359-71.
- 56- Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis JP, Vanherle G. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. Dent Mater 1992; 8: 310-9.
- 57- Kiremitçi A. Akışkan (flowable) kompozitler. Hacettepe ünv diş hek fak dergisi 2000; 24: 10-12.
- 58- Gökçe K, Özel E. Kompozit restorasyonlarda son gelişmeler. Atatürk ünv diş hek fak dergisi 2005;15: 52-60.
- 59- Bayne SC, Thompson JY, Swift EJ Jr, Stamatides P, Wilkerson M. A characterization of first-generation flowable composites. J Am Dent Assoc 1998; 129: 567-77.

- 60- Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater* 1999; 15: 128-37.
- 61- Dauvillier BS, Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Visco-elastic parameters of dental restorative materials during setting. *J Dent Res* 2000; 79: 818-23.
- 62- Staninec M, Kawakami M. Adhesion and microleakage tests of a new dentin bonding system. *Dent Mater* 1993; 9: 204-8.
- 63- Unterbrink GL, Liebenberg WH. Flowable resin composites as "filled adhesives": literature review and clinical recommendations. *Quintessence Int* 1999; 30: 249-57.
- 64- Leevailoj C, Cochran MA, Matis BA, Moore BK, Platt JA. Microleakage of posterior packable resin composites with and without flowable liners. *Oper Dent* 2001; 26: 302-7.
- 65- Belli S, Inokoshi S, Ozer F, Pereira PN, Ogata M, Tagami J. The effect of additional enamel etching and a flowable composite to the interfacial integrity of Class II adhesive composite restorations. *Oper Dent* 2001; 26: 70-5.
- 66- Chuang SF, Liu JK, Chao CC, Liao FP, Chen YH. Effects of flowable composite lining and operator experience on microleakage and internal voids in class II composite restorations. *J Prosthet Dent* 2001; 85: 177-83.
- 67- Murchison DF, Charlton DG, Moore WS. Comparative radiopacity of flowable resin composites. *Quintessence Int* 1999; 30: 179-84.
- 68- Duke ES. Adhesion and its application with restorative materials. *Dent Clin North Am* 1993; 37: 329-40.
- 69- Perdigão J. Dentin bonding as a function of dentin structure. *Dent Clin North Am* 2002; 46: 277-301.
- 70- Swift EJ Jr, Perdigão J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. *Quintessence Int* 1995; 26: 95-110.

- 71- Sano H, Yoshikawa T, Pereira PN, Kanemura N, Morigami M, Tagami J, Pashley DH. Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer, in vivo. J Dent Res 1999; 78: 906-11.
- 72- Retief DH. Clinical applications of enamel adhesives. Oper Dent 1992; 5: 44-9.
- 73- Yeşilyurt C, Bulucu B. Bond strength of total-etch and self-etch dentin adhesive systems on peripheral and central dentinal tissue: a microtensile bond strength test. J Contemp Dent Pract 2006; 7: 26-36.
- 74- Erickson RL. Surface interactions of dentin adhesive materials. Oper Dent 1992; 5: 81-94.
- 75- Perinka L, Sano H, Hosoda H. Dentin thickness, hardness, and Ca-concentration vs bond strength of dentin adhesives. Dent Mater 1992; 8: 229-33.
- 76- Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Horner JA. Permeability of dentin to adhesive agents. Quintessence Int 1993; 24: 618-31.
- 77- Pashley DH, Carvalho RM. Dentine permeability and dentine adhesion. J Dent 1997; 25: 355-72.
- 78- Swift EJ Jr. Dentin/enamel adhesives: review of the literature. Pediatr Dent 2002; 24: 456-61.
- 79- Burke FJ, Cheung SW, Mjör IA, Wilson NH. Restoration longevity and analysis of reasons for the placement and replacement of restorations provided by vocational dental practitioners and their trainers in the United Kingdom. Quintessence Int 1999; 30: 234-42.
- 80- Kugel G, Ferrari M. The science of bonding: from first to sixth generation. J Am Dent Assoc.2000; 131: 20-5.
- 81- Retief DH, Denys FR. Adhesion to enamel and dentin. Am J Dent 1989; 2:133-44.
- 82- Öztürk AN, Aykent F. Dentin bonding ajanlar ve simantasyon. Cumhuriyet üniv diş hek fak dergisi. 2001; 4: 128-131.

- 83- Dunn JR. iBond: the seventh-generation, one-bottle dental bonding agent. *Compend Contin Educ Dent* 2003;24: 14-8.
- 84- Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dent Mater* 2000; 16: 330-6.
- 85- Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br Dent J* 1999; 186: 388-91.
- 86- Yoon TH, Lee YK, Lim BS, Kim CW. Degree of polymerization of resin composites by different light sources. *J Oral Rehabil* 2002; 29: 1165-73.
- 87- Unterbrink GL, Muessner R. Influence of light intensity on two restorative systems. *J Dent* 1995; 23: 183-9.
- 88- Mills RW, Uhl A, Blackwell GB, Jandt KD. High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties. *Biomaterials* 2002; 23: 2955-63.
- 89- Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Ashworth SH. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dent Mater* 2000; 16: 41-7.
- 90- Hofmann N, Hugo B, Klaiber B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. *Eur J Oral Sci* 2002;110: 471-9.
- 91- Teshima W, Nomura Y, Tanaka N, Urabe H, Okazaki M, Nahara Y. ESR study of camphorquinone/amine photoinitiator systems using blue light-emitting diodes. *Biomaterials* 2003;24: 2097-103.
- 92- Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW. Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. *Biomaterials* 2000; 21: 1379-85.

- 93- Kurachi C, Tuboy AM, Magalhães DV, Bagnato VS. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. Dent Mater 2001; 17: 309-15.
- 94- Vandewalle KS, Roberts HW, Tiba A, Charlton DG. Thermal emission and curing efficiency of LED and halogen curing lights. Oper Dent 2005; 30: 257-64.
- 95- Doğan A, Doğan OM. Oklüzal morfoloji. 1 nd ed. Ankara: Önder matbaa; 1986.
- 96- Craig RG, Powers JM, Sakaguchi RL. Craig's restorative dental materials, 12 nd ed. St. Louis, Missouri: Westem Industrial Drive; 2006.
- 97- Eligüzeloğlu E. Servikal bölgedeki çürüksüz lezyonlara farklı bağlayıcı sistemlerin bağlanma dayanımlarının invivo ve invitro olarak incelenmesi. Doktora. Ankara: Gazi Üniversitesi;2007.
- 98- Sonugelen M, Artunç C. Ağız protezleri ve biyomekanik. Ege üniversitesi diş hekimliği fakültesi yayınları 2002: 17:1-7.
- 99- Eskitaşcıoğlu G, Yurdukoru B. Diş Hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. AÜ Diş Hek Fak dergisi 1995; 2: 65-70.
- 100- Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stres analysis of porous rooted dental implants. J Dent Res 1976; 55: 772-7
- 101- Eskitaşcıoğlu G, Yurdukoru B. Diş Hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. AÜ Diş Hek Fak Dergisi 1995; 22: 201-205.
- 102- Major M, Stanley N. Wheeler' s dental anatomy, phsiology and occlusion. 8 nd ed. Philadelphia : WB. Saunders; 1993.
- 103- Rosen H. Operative procedures on mutilated endodontically treated teeth. J prosthet Dent 1961; 11: 973-86.
- 104- Ross IF. Fracture susceptibility of endodontically treated teeth. J Endod 1980; 6: 560-5.
- 105- Assif D, Nissan J, Gafni Y, Gordon M. Assessment of the resistance to fracture of endodontically treated molars restored with amalgam. J Prosthet Dent 2003; 89: 462-5.



- 106- Cottrade GL, Timmermans JJ. Pins in restorative dentistry. 1nd ed. St. Louis: Mosby; 1971.
- 107- Linn J, Messer HH. Effect of restorative procedures on the strength of endodontically treated molars. J Endod 1994; 20: 479-85.
- 108- Steele A, Johnson BR. In vitro fracture strength of endodontically treated premolars. J Endod 1999; 25: 6-8.
- 109- Schneider BT, Baumann MA, Watanabe LG, Marshall GW Jr. Dentin shear bond strength of compomers and composites. Dent Mater 2000; 16: 15-9.
- 110- Fujisawa S, Kadoma Y. Effect of phenolic compounds on the polymerization of methyl methacrylate. Dent Mater 1992;8: 324-6.
- 111- Goodis HE, Marshall GW Jr, White JM, Gee L, Hornberger B, Marshall SJ. Storage effects on dentin permeability and shear bond strengths. Dent Mater 1993; 9: 79-84.
- 112- Gher ME Jr, Dunlap RM, Anderson MH, Kuhl LV. Clinical survey of fractured teeth. J Am Dent Assoc 1987; 114: 174-7.
- 113- Weiger R, Hahn R. The conservative management of a discolored pulpless premolar: a case report. Quintessence Int 1994; 25: 191-3.
- 114- Trope M, Tronstad L. Resistance to fracture of endodontically treated premolars restored with glass ionomer cement or acid etch composite resin. J Endod 1991; 17: 257-9.
- 115- Macpherson LC, Smith BG. Peplacement of missing cusps: an in vitro study. J Dent 1994; 22: 118-20.
- 116- Chen RS, Liu CC, Cheng MR, Lin CP. Bonded amalgam restorations: using a glass-ionomer as an adhesive liner. Oper Dent 2000; 25: 411-7.
- 117- al-Moayad M, Aboush YE, Elderton RJ. Bonded amalgam restorations: a comparative study of glass-ionomer and resin adhesives. Br Dent J 1993; 175: 363-7.
- 118- Dhummarungrong S, Moore BK, Avery DR. Properties related to strength and resistance to abrasion of VariGlass VLC, Fuji II L.C.,

- Ketac-Silver, and Z-100 composite resin. ASDC J Dent Child 1994; 61: 17-20.
- 119- Croll TP, Killian CM. Glass-ionomer-resin restoration of primary molars with adjacent Class II carious lesions. Quintessence Int 1993; 24: 723-7.
- 120- Mitra SB. Adhesion to dentin and physical properties of a light-cured glass-ionomer liner/base. J Dent Res 1991; 70: 72-4.
- 121- Gömeç Y, Dörter C, Dabanoglu A, Koray F. Effect of resin-based material combination on the compressive and the flexural strength. J Oral Rehabil 2005; 32: 122-7.
- 122- Li Q, Jepsen S, Albers HK, Eberhard J. Flowable materials as an intermediate layer could improve the marginal and internal adaptation of composite restorations in Class-V-cavities. Dent Mater 2006; 22: 250-7.
- 123- Gwinnett AJ, Baratieri LN, Monteiro S Jr, Ritter AV. Adhesive restorations with amalgam: guidelines for the clinician. Quintessence Int 1994; 25: 687-95.
- 124- Mass E, Gordon M, Fuks AB. Assessment of compomer proximal restorations in primary molars: a retrospective study in children. ASDC J Dent Child 1999; 66: 93-7.
- 125- Plasmans PJ, Creugers NH, Mulder J. Long-term survival of extensive amalgam restorations. J Dent Res 1998; 77: 453-60.
- 126- Smales RJ, Hawthorne WS. Long-term survival of extensive amalgams and posterior crowns. J Dent 1997; 25: 225-7.
- 127- Joynt RB, Wieczkowski G Jr, Klockowski R, Davis EL. Effects of composite restorations on resistance to cuspal fracture in posterior teeth. J Prosthet Dent. 1987; 57: 431-5.
- 128- Boyer DB, Roth L. Fracture resistance of teeth with bonded amalgams. Am J Dent 1994; 7: 91-4.

- 129- Geiger S, Paikin L, Gorfil C, Gordon M. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with combined composite-amalgam restorations. *Quintessence Int* 2008; 39: 58-62.
- 130- Manhart J, Kunzelmann KH, Chen HY, Hickel R. Mechanical properties of new composite restorative materials. *J Biomed Mater Res* 2000; 53: 353-61.
- 131- Soares PV, Santos-Filho PC, Queiroz EC, Araújo TC, Campos RE, Araújo CA, Soares CJ. Fracture resistance and stress distribution in endodontically treated maxillary premolars restored with composite resin. *J Prosthodont* 2008; 17: 114-9.
- 132- Segura A, Riggins R. Fracture resistance of four different restorations for cuspal replacement. *J Oral Rehabil* 1999; 26: 928-31.
- 133- Kuijs RH, Fennis WM, Kreulen CM, Roeters JJ, Burgersdijk RC. Fracture strength of cusp replacing resin composite restorations. *Am J Dent* 2003; 16: 13-6.
- 134- Li J, Nicander I, von Beetzen M, Sundström F. Influence of paste temperature at curing on conversion rate and bending strength of light-cured dental composites. *J Oral Rehabil* 1996; 23: 298-301.
- 135- Pires JA, Cvitko E, Denehy GE, Swift EJ Jr. Effects of curing tip distance on light intensity and composite resin microhardness. *Quintessence Int* 1993; 24: 517-21.
- 136- Pilo R, Oelgiesser D, Cardash HS. A survey of output intensity and potential for depth of cure among light-curing units in clinical use. *J Dent* 1999; 27: 235-41.
- 137- Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW Jr. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent* 1994; 19: 26-32.
- 138- Mills RW, Uhl A, Jandt KD. Optical power outputs, spectra and dental composite depths of cure, obtained with blue light emitting diode (LED) and halogen light curing units (LCUs). *Br Dent J* 2002; 193: 459-63.

- 139- Tsai PC, Meyers IA, Walsh LJ. Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights. *Dent Mater* 2004; 20: 364-9.
- 140- Arikawa H, Fujii K, Kanie T, Inoue K. Light transmittance characteristics of light-cured composite resins. *Dent Mater* 1998; 14: 405-11.
- 141- Phillips RW, Avery DR, Mehra R, Swartz ML, McCune RJ. Observations on a composite resin for Class II restorations: three-year report. *J Prosthet Dent* 1973; 30: 891-7.
- 142- Chan KC, Swift EJ Jr. Marginal seal of new-generation dental bonding agents. *J Prosthet Dent* 1994; 72: 420-3.
- 143- Pilo R, Ben-Amar A. Comparison of microleakage for three one-bottle and three multiple-step dentin bonding agents. *J Prosthet Dent* 1999; 82: 209-13.
- 144- Daneshkazemi AR. Resistance of bonded composite restorations to fracture of endodontically treated teeth. *J Contemp Dent Pract* 2004; 5: 51-8.
- 145- Micali B, Basting RT. Effectiveness of composite resin polymerization using light-emitting diodes (LEDs) or halogen-based light-curing units. *Braz Oral Res* 2004; 18: 266-70.
- 146- Price RB, Felix CA, Andreou P. Evaluation of a second-generation LED curing light. *J Can Dent Assoc* 2003; 69: 666-75.
- 147- Nomoto R, McCabe JF, Hirano S. Comparison of halogen, plasma and LED curing units. *Oper Dent* 2004; 29: 287-94.
- 148- Bala O, Olmez A, Kalayci S. Effect of LED and halogen light curing on polymerization of resin-based composites. *J Oral Rehabil* 2005; 32: 134-40.
- 149- Uçtaşlı MB, Bala O, Güllü A. Surface roughness of flowable and packable composite resin materials after finishing with abrasive discs. *J Oral Rehabil* 2004; 31: 1197-202.

- 150- Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW. Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. *Biomaterials* 2000; 21: 1379-85.
- 151- Lindemuth JS, Hagge MS, Broome JS. Effect of restoration size on fracture resistance of bonded amalgam restorations. *Oper Dent* 2000; 25: 177-81.
- 152- Nakabayashi N, Watanabe A, Gendusa NJ. Dentin adhesion of "modified" 4-META/MMA-TBB resin: function of HEMA. *Dent Mater* 1992; 8: 259-64.
- 153- Hannig C, Westphal C, Becker K, Attin T. Fracture resistance of endodontically treated maxillary premolars restored with CAD/CAM ceramic inlays. *J Prosthet Dent* 2005; 94: 342-9.
- 154- Dias de Souza GM, Pereira GD, Dias CT, Paulillo LA. Fracture resistance of premolars with bonded class II amalgams. *Oper Dent* 2002; 27: 349-53.
- 155- Oliveira JP, Cochran MA, Moore BK. Influence of bonded amalgam restorations on the fracture strength of teeth. *Oper Dent* 1996; 21: 110-5.
- 156- Stampalia LL, Nicholls JL, Brudvik JS, Jones DW. Fracture resistance of teeth with resin-bonded restorations. *J Prosthet Dent* 1986; 55: 694-8.
- 157- Burke FJ, Wilson NH, Watts DC. The effect of cavity wall taper on fracture resistance of teeth restored with resin composite inlays. *Oper Dent* 1993; 18: 230-6.
- 158- Özgünaltay G, Görücü J. Fracture resistance of class II packable composite restorations with and without flowable liners. *J Oral Rehabil* 2005; 32: 111-5.
- 159- Hürmüzlü F, Kiremitçi A, Serper A, Altundaşar E, Siso SH. Fracture resistance of endodontically treated premolars restored with ormocer and packable composite. *J Endod* 2003; 29: 838-40.

- 160- Dejak B, Mlotkowski A. Three-dimensional finite element analysis of strength and adhesion of composite resin versus ceramic inlays in molars. *J Prosthet Dent* 2008; 99: 131-40.
- 161- Goel VK, Khera SC, Gurusami S, Chen RC. Effect of cavity depth on stresses in a restored tooth. *J Prosthet Dent* 1992; 67: 174-83.
- 162- Yamamoto T, Takeishi S, Momoi Y. Finite element stress analysis of indirect restorations prepared in cavity bases. *Dent Mater J* 2007; 26: 274-9.
- 163- Lin CL, Chang YH, Liu PR. Multi-factorial analysis of a cusp-replacing adhesive premolar restoration: A finite element study. *J Dent* 2008; 36: 194-203.

## 10. TEŞEKKÜR

Distal çürüklü üst birinci büyük azı dişlerinde açılan modifiye giriş kavitesinin ve akışkan kompozit kullanımının kanal tedavisi sonrası dişlerin kırılma direnci üzerine etkisini incelediğim doktora tezimde deneyimleri ve bilgileriyle yardımlarını ve desteğini esirgemeyen doktora hocam Prof. Dr. Ali Cemal Tınaz' a, bölüm başkanımız Prof. Dr. Tayfun Alaçam' a teşekkür ederim.

Tez çalışmalarımın tamamlanmasında yardımcı olan Prof. Dr. Yüksel Bek ve Prof. Dr. Gürcan Eskitaşçıoğlu' na,

Doktora süresi boyunca bana bir aile ortamı sağlayan ve her konuda yardımcı olan tüm hocalarıma ve arkadaşlarıma,

Tüm hayatım boyunca yanımda olan, desteği ve yardımını esirgemeyen aileme ve halen yanımda olduğunu bildiğim kardeşim Ali Tolga Erol' a teşekkür ederim.

## **11. ÖZGEÇMİŞ**

**Adı:** Şebnem

**Soyadı:** Erol

**Doğum Yeri ve Tarihi:** Ankara/ 1979

### **Eğitimi:**

1997- 2002- Gazi Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi

1993- 1997- Fatih Sultan Mehmet Süper Lisesi

1990- 1993- Hüseyin Güllüoğlu Ortaokulu

1989- 1993- Şenlik İlköğretim Okulu

**Yabancı Dili:** İngilizce

### **Bilimsel Etkinlikleri:**

-Kongre katılımları ve sertifikalar: -9. Uluslararası endodonti kongresi (22-24 Nisan 2004 İSTANBUL)

-11. Konservatif bilim dalları toplantısı (2-5 Mart 2006 ERZURUM)

-7. Ege bölgesi dişhekimleri odaları uluslar arası bilimsel kongre ve sergisi (27-30 Nisan 2007 FETHİYE)

Tınaz AC, Uzun Ö., Karadağ S., Alaçam T., Erol Ş.

Üst azı dişlerde meziobukkal ve meziobukkal ikinci kanal ağzlarının konumlanması ile kanalların izlediği yol arasında bir ilişki var mı? İn vitro bir pilot çalışma. (9. Uluslararası endodonti kongresi)

Tınaz AC, Kıvanç BH, Erol Ş, Bek G Farklı geçici restoratif materyallerin mikrosızıntısının değerlendirilmesi ( 6. ege bölgesi dişhekimleri odaları uluslar arası bilimsel kongre ve sergisi)