



**T.C.**

**AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
ENDODONTİ ANABİLİM DALI**

**FİBER POST İLE RESTORE EDİLMİŞ KANAL TEDAVİLİ ÜST  
SANTRAL KESİCİ DİŞLERDE PERİAPİKAL LEZYON  
ÇAPININ DİŞ YÜKLENMESİ ALTINDA ORTAYA ÇIKAN  
GERİLME DAĞILIMINA ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR  
ANALİZİ İLE İNCELENMESİ**

**Dt. Ayşe Işıl KARAOĞLU**

**DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN**

**Prof. Dr. Alper KUŞTARCI**

**İKİNCİ DANIŞMAN**

**Prof. Dr. Kürşat ER**

**2021-ANTALYA**

## ONAY SAYFASI

Ayşe Işıl KARAOĞLU tarafından sunulan bu çalışma jürimiz tarafından **oy birliği** /**oy çokluğu** ile Endodonti Anabilim Dalında Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.  
...../...../.....

**İmza**

**Üye:** Prof. Dr. Alper KUŞTARCI

(Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi  
Endodonti Anabilim Dalı) .....

**Üye:** Prof. Dr. Kürşat ER

(Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi  
Endodonti Anabilim Dalı) .....

**Üye:** Doç. Dr. Davut ÇELİK

(Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi  
Endodonti Anabilim Dalı) .....

Bu tez, ...../...../..... tarih ve ...../..... sayılı Yönetim Kurulu kararıyla belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

**Diş Hekimliği Fakültesi**

**Kurum Yöneticisi**

## ETİK BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün aşamalarında etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu çalışmada elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları kaynaklar listesine aldığımı beyan ederim.

Dt. Ayşe Işıl KARAOĞLU

İmza

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam sürecinde kıymetli bilgi, birikim ve tecrübeleri ile bana yol gösterici ve destek olan değerli danışman hocalarım Prof. Dr. Alper KUŞTARCI ve Prof. Dr. Kürşat ER'e,

Tez çalışmamın planlanması, araştırılması ve yürütülmesinde ilgi ve desteğini esirgemeyen Doç. Dr. Hüseyin Kürşat ÇELİK'e,

Eğitimim boyunca yardım, bilgi ve tecrübeleri ile bana destek olan değerli hocalarım Doç. Dr. Damla KIRICI ve Doç. Dr. Öznur GÜÇLÜER'e,

Son olarak bu süreçte beni hiçbir zaman yalnız bırakmayan sevgili aileme ve eşim Özgür KARAOĞLU'na sonsuz teşekkür ve saygılarımı sunarım.

Ayşe Işıl KARAOĞLU

## ÖZET

### **Fiber Post ile Restore Edilmiş Kanal Tedavili Üst Santral Kesici Dişlerde Periapikal Lezyon Çapının Diş Yüklenmesi Altında Ortaya Çıkan Gerilme Dağılımına Etkisinin Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi**

**Amaç:** Bu çalışmada, madde kaybı nedeniyle fiber post ile restore edilmiş ve çeşitli boyutlarda periapikal lezyonlara sahip dişlerde statik yük altında meydana gelen yapısal gerilme dağılımının sonlu elemanlar analizi (SEA) yöntemi ile incelenmesini amaçlanmıştır.

**Yöntem:** Örnek modeller, SEA yöntemi uygulanmak üzere Solidworks 3B CAD modeli kullanılarak simüle edilmiştir. Yapısal analizler için ANSYS Workbench program (ANSYS, Canonsburg, ABD) ara yüzü kullanılmıştır. Cam fiber post (ParaPost Fiber White, Coltène/Whaledent, Mahwah, ABD) ve tam seramik kron (IPS Empress, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) ile restore edilmiş periapikal lezyonu bulunmayan üst santral kesici diş referans modeli ve 2-, 4-, 6-, 8 mm çaplarında periapikal lezyonu temsil eden modeller olmak üzere toplam 5 model analize tabi tutulmuştur. Analiz kurguları, bilimsel literatüre uygun olarak dişin uzun aksına, 135° açıyla 300 N yükleme koşulları altında, modellerin deformasyon davranışını en gerçekçi şekilde simule edebilecek şekilde hazırlanmıştır.

**Bulgular:** Eşdeğer gerilme değerleri Von Mises hipotezine göre hesaplanarak, modellerdeki gerilme dağılımları değerlendirilmiştir. Tüm modellerde yük uygulanması sonucu oluşan gerilmenin, modeller üzerinde benzer bölgelerde yoğunlaştığı görülmüştür. Ancak; lezyonsuz dişten itibaren artan lezyon çapı ile birlikte kökün bukkal orta üçlüsünde oluşan yoğun gerilme alanının dişin koroneline taşındığı gözlenmiştir. Maksimum eşdeğer gerilmenin olduğu bölge, tüm modellerde dişin kole bölgesinin bukkali olurken; değerleri birbirine yakın bulunmuştur. Periapikal lezyon içeren tüm modellerdeki lezyon bölgeleri, düşük gerilmelerin gözlemlendiği alanlar olmuştur.

**Sonuç:** Dişlerde periapikal lezyon varlığı ve boyutunun dişin farklı bileşenlerindeki gerilme dağılımı üzerinde etkiye sahip olduğu doğrulanmıştır.

**Anahtar Kelimeler:** Periapikal lezyon, fiber post, sonlu elemanlar analizi

## ABSTRACT

### **Evaluation of the Effect of Periapical Lesion Diameter on Stress Distribution Under Tooth Loading in Canal-Treated Upper Central Incisors Restored with Fiber Post by Finite Element Analysis**

**Objective:** In this study, it was aimed to investigate the structural stress distribution under static load by using finite element analysis (FEA) method in teeth restored with fiber post due to material loss and with periapical lesions of various sizes.

**Method:** The sample models were simulated using the Solidworks 3D CAD model to apply the SEA method. ANSYS Workbench program (ANSYS, Canonsburg, USA) interface was used for structural analysis. Upper central incisor reference model without periapical lesions restored with glass fiber post (ParaPost Fiber White, Coltène/Whaledent, Mahwah, USA) and all-ceramic crown (IPS Empress, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) and total of 5 models were analyzed, including models representing the periapical lesion with 2-, 4-, 6- to 8 mm diameters. The analysis setups were prepared in accordance with the scientific literature, at an angle of 135° to the long axis of the tooth, to simulate the deformation behavior of the models in the most realistic way under 300 N loading conditions.

**Results:** Equivalent stress values were calculated according to the Von Mises hypothesis, and stress distributions in the models were evaluated. It has been observed that the stress resulting from the application of load in all models is concentrated in similar regions on the models. However; It was observed that the intense stress area formed in the buccal middle third of the root was moved to the coronal side of the tooth with the increasing lesion diameter from the lesionless tooth. The region where the maximum equivalent stress occurs is the buccal region of the neck of the tooth in all models; values were found close to each other. The lesion sites in all models with a periapical lesion were areas where low stresses were observed.

**Conclusion:** It has been confirmed that the presence and size of the periapical lesion in the teeth have an effect on the stress distribution in the different components of the tooth.

**Keywords:** Periapical lesion, fiber post, finite element analysis

# İÇİNDEKİLER

|                                                               |      |
|---------------------------------------------------------------|------|
| ÖZET.....                                                     | i    |
| ABSTRACT .....                                                | ii   |
| İÇİNDEKİLER.....                                              | iii  |
| SİMGELER ve KISALTMALAR.....                                  | v    |
| ŞEKİLLER.....                                                 | vi   |
| TABLolar .....                                                | viii |
| 1. GİRİŞ.....                                                 | 1    |
| 2. GENEL BİLGİLER .....                                       | 4    |
| 2.1. Pulpa Hastalıkları.....                                  | 4    |
| 2.1.1. Normal Pulpa .....                                     | 4    |
| 2.1.2. Reversible Pulpitis .....                              | 5    |
| 2.1.3. İrreversible Pulpitis .....                            | 5    |
| 2.1.4. Pulpa Kalsifikasyonları .....                          | 6    |
| 2.1.5. Pulpa Nekrozu.....                                     | 7    |
| 2.2. Periapikal Hastalıklar.....                              | 8    |
| 2.2.1. Akut Apikal Periodontitis .....                        | 8    |
| 2.2.2. Kronik Apikal Periodontitis .....                      | 8    |
| 2.2.3. Akut Apikal Apse.....                                  | 9    |
| 2.2.4. Kronik Apikal Apse .....                               | 9    |
| 2.2.5. Condensing Osteitis .....                              | 10   |
| 2.3. Endodontik Tedaviler.....                                | 10   |
| 2.3.1. Endodontik Tedavi Sonrası Restorasyonlar .....         | 11   |
| 2.4. Endodontik Post Sistemleri.....                          | 12   |
| 2.4.1. Post Boşluğunun Hazırlanması .....                     | 13   |
| 2.5. Postların Sınıflandırılması.....                         | 14   |
| 2.5.1. Metal Postlar .....                                    | 15   |
| 2.5.2. Metal Olmayan Postlar.....                             | 17   |
| 2.6. Post Simantasyonunda Kullanılan Yapıştırıcı Ajanlar..... | 21   |
| 2.6.1. Çinko Fosfat Siman.....                                | 21   |
| 2.6.2. Polikarboksilat Siman .....                            | 21   |
| 2.6.3. Cam İyonomer Siman .....                               | 22   |
| 2.6.4. Rezin Simanlar .....                                   | 22   |
| 2.7. Post Uygulanmış Dişlerin Restorasyonu.....               | 23   |

|                                                                 |           |
|-----------------------------------------------------------------|-----------|
| 2.8. Tam Seramik Restorasyonlar .....                           | 24        |
| 2.8.1. Dispersiyon ile Güçlendirilmiş Seramikler .....          | 24        |
| 2.8.2. Dökülebilir Seramikler.....                              | 24        |
| 2.8.3. Preslenebilir Seramikler.....                            | 24        |
| 2.8.4. CAD-CAM Sistemleri.....                                  | 25        |
| 2.9. Diş Hekimliğinde Biyomekanik.....                          | 25        |
| 2.10. Diş Hekimliğinde Gerilme Analizi Yöntemleri .....         | 28        |
| 2.11. SEA Yöntemi .....                                         | 29        |
| 2.11.1. SEA Avantajları .....                                   | 30        |
| 2.11.2. SEA Dezavantajları.....                                 | 30        |
| 2.11.3. SEA Temel Kavramları.....                               | 31        |
| <b>3. GEREÇ ve YÖNTEM .....</b>                                 | <b>33</b> |
| 3.1. Yapısal Bileşenlerin ve Ana Modelin Oluşturulması.....     | 33        |
| 3.2. Mesh (Ağ) Modelleme .....                                  | 37        |
| 3.3. Yükleme Koşulları .....                                    | 39        |
| 3.4. Sınır Koşulları.....                                       | 40        |
| <b>4. BULGULAR .....</b>                                        | <b>41</b> |
| 4.1. Lezyonsuz Referans Modelde Gerilme Dağılımı.....           | 41        |
| 4.2. 2 mm Periapikal Lezyonlu Modelde Gerilme Dağılımı.....     | 42        |
| 4.3. 4 mm Periapikal Lezyonlu Modelde Gerilme Dağılımı.....     | 43        |
| 4.4. 6 mm Periapikal Lezyonlu Modelde Gerilme Dağılımı.....     | 44        |
| 4.5. 8 mm Periapikal Lezyonlu Modelde Gerilme Dağılımı.....     | 45        |
| 4.6. Tüm Modellerde Gerilme Dağılımının Karşılaştırılması ..... | 46        |
| <b>5. TARTIŞMA .....</b>                                        | <b>48</b> |
| <b>6. SONUÇ ve ÖNERİLER .....</b>                               | <b>57</b> |
| <b>KAYNAKLAR.....</b>                                           | <b>58</b> |
| <b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>                                            | <b>72</b> |



## SİMGELER ve KISALTMALAR

|                 |                                                    |
|-----------------|----------------------------------------------------|
| %               | Yüzde                                              |
| mm              | Milimetre                                          |
| nm              | Nanometre                                          |
| N               | Newton                                             |
| MPa             | Megapaskal                                         |
| m <sup>2</sup>  | Metrekare                                          |
| mm <sup>2</sup> | Milimetrekare                                      |
| σM              | Von Mises eşdeğer gerilmesi                        |
| S               | Stres                                              |
| σ               | Sigma                                              |
| ν               | Nu                                                 |
| °               | Derece                                             |
| E               | Elastik modülü                                     |
| PDL             | Periodontal ligament                               |
| SEA             | Sonlu elemanlar analizi                            |
| 3B              | 3 boyutlu                                          |
| 2B              | 2 boyutlu                                          |
| CO <sub>2</sub> | Karbondioksit                                      |
| ark.            | Arkadaşları                                        |
| EPT             | Elektrikli pulpa testi                             |
| PEKK            | Poliariletereterketon                              |
| cq              | Kamforokinon                                       |
| TME             | Temporomandibular eklem                            |
| kg-f            | Kilogram-kuvvet                                    |
| CAD-CAM         | Computer aided design-Computer aided manufacturing |
| g               | Gram                                               |
| cm <sup>3</sup> | Santimetreküp                                      |
| mm <sup>3</sup> | Milimetreküp                                       |
| m <sup>3</sup>  | Metreküp                                           |
| CEJ             | Mine sement birleşimi                              |

## ŞEKİLLER

|                    |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                      |           |
|--------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>Şekil 2.1.</b>  | Pulpal ve periapikal patolojiler (A. Normal pulpa, B. Reversible pulpitis, C. İrreversible pulpitis, D. Pulpa nekrozu ve apikal periodontitis)                                                                                                                                                                                                                                       | <b>8</b>  |
| <b>Şekil 2.2.</b>  | Kök kanal tedavisi şematik gösterim                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                  | <b>11</b> |
| <b>Şekil 2.3.</b>  | Post boşluğunun hazırlanmasında kullanılan aletler (A: Gates-Glidden, B: Peeso reamer)                                                                                                                                                                                                                                                                                               | <b>14</b> |
| <b>Şekil 2.4.</b>  | Post örnekleri (A: Prebarik post, B: Fiber post)                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     | <b>15</b> |
| <b>Şekil 2.5.</b>  | Gerilme türleri                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                      | <b>26</b> |
| <b>Şekil 3.1.</b>  | Model temel bileşenlerinin sagittal kesitte gösterimi (A: Kök uzunluğu, B: Kron uzunluğu, C: Vestibulo-palatinal uzunluk (CEJ), D: Vestibulo-palatinal uzunluk (Kök orta noktası), E: Koronal yükseklikte post çapı, F: Kök içerisindeki post uzunluğu, G: Ferrule yüksekliği, H: CEJ’de ferrulenin dış çapı, I: Kron simanı kalınlığı, J: Post simanı kalınlığı, K: Kor yüksekliği) | <b>35</b> |
| <b>Şekil 3.2.</b>  | Modeli oluşturan katmanlar                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                           | <b>36</b> |
| <b>Şekil 3.3.</b>  | 3B santral kesici diş modelleri (A: lezyonsuz, B: 2 mm, C: 4 mm, D: 6 mm ve E: 8 mm lezyonlu)                                                                                                                                                                                                                                                                                        | <b>37</b> |
| <b>Şekil 3.4.</b>  | Meshli modelde düğüm ve elemanların şematik gösterimi-1                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              | <b>38</b> |
| <b>Şekil 3.5.</b>  | Meshli modelde düğüm ve elemanların şematik gösterimi-2 (A: Lezyonsuz, B: 2 mm, C: 4 mm, D: 6 mm, E: 8 mm lezyonlu)                                                                                                                                                                                                                                                                  | <b>39</b> |
| <b>Şekil 3.6.</b>  | Model yer değiştirme kısıtlaması ve yük uygulaması (A: 300 N yük, B: Sabit destek)                                                                                                                                                                                                                                                                                                   | <b>40</b> |
| <b>Şekil 4.1.</b>  | Gerilme haritası ölçeği                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              | <b>41</b> |
| <b>Şekil 4.2.</b>  | Lezyonsuz referans modelde gerilme dağılımı (MPa)                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                    | <b>42</b> |
| <b>Şekil 4.3.</b>  | Lezyonsuz referans modelde toplam deformasyon dağılımı (mm)                                                                                                                                                                                                                                                                                                                          | <b>42</b> |
| <b>Şekil 4.4.</b>  | 2 mm lezyonlu modelde gerilme dağılımı (MPa)                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                         | <b>43</b> |
| <b>Şekil 4.5.</b>  | 2 mm lezyonlu modelde toplam deformasyon dağılımı (mm)                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               | <b>43</b> |
| <b>Şekil 4.6.</b>  | 4 mm lezyonlu modelde gerilme dağılımı (MPa)                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                         | <b>44</b> |
| <b>Şekil 4.7.</b>  | 4 mm lezyonlu modelde toplam deformasyon dağılımı (mm)                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               | <b>44</b> |
| <b>Şekil 4.8.</b>  | 6 mm lezyonlu modelde gerilme dağılımı (MPa)                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                         | <b>45</b> |
| <b>Şekil 4.9.</b>  | 6 mm lezyonlu modelde toplam deformasyon dağılımı (mm)                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               | <b>45</b> |
| <b>Şekil 4.10.</b> | 8 mm lezyonlu modelde gerilme dağılımı (MPa)                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                         | <b>46</b> |

**Şekil 4.11.** 8 mm lezyonlu modelde toplam deformasyon dağılımı (mm) **46**

**Şekil 4.12.** Tüm modeller ve periapikal lezyon bölgelerinde gerilme dağılımı **47**  
(MPa; A: Lezyonsuz referans model, B: 2 mm lezyonlu, C: 4 mm,  
D: 6 mm, E: 8 mm lezyonlu modeller)



## **TABLÖLAR**

|                   |                                                           |           |
|-------------------|-----------------------------------------------------------|-----------|
| <b>Tablo 2.1.</b> | Postların sınıflandırılması                               | <b>16</b> |
| <b>Tablo 3.1.</b> | Diş modelinin temel boyutları                             | <b>33</b> |
| <b>Tablo 3.2.</b> | Modellerde elde edilen eleman ve düğüm sayıları           | <b>38</b> |
| <b>Tablo 3.3.</b> | Çalışmada kullanılan bileşenlere ait materyel özellikleri | <b>39</b> |



## 1. GİRİŞ

Günümüzde diş çürükleri, azalan estetik ve çiğneme yeteneklerinin bir sonucu olarak yaşam kalitesini etkileyen, yaygın görülen sağlık sorunlarından biri olmaya devam etmektedir.<sup>(1)</sup> Diş çürüklerinin sonucunda etkilenen dişler endodontik tedavi gerektirebilir.<sup>(2)</sup> Oluşan bu etkilerin pulpa dokusu üzerinde geri döndürebilir olması durumunda vital pulpa tedavileri uygulanır. Bu tedaviler pulpa kaplaması (indirekt/direkt) ya da pulpatomi (total/parsiyel) şeklinde olabilir. Etkilenen dişlerdeki hasarın geri döndürülemez olduğu durumlarda ise kök kanal tedavisi uygulanır (pulpektomi).<sup>(3)</sup> Bu tedavi, etkilenen diş pulpasının tümü ile çıkartılarak; kök kanallarının temizlenmesi, şekillendirilmesi ve biyouyumlu maddeler ile doldurulması şeklinde uygulanmaktadır.<sup>(4)</sup> Tedavi başarısı; restorasyonun kalitesi, kalan dentinin korunması ve dentin ile restoratif materyaller arasındaki bağlanmanın yeterliliği gibi faktörlere bağlıdır.<sup>(3)</sup>

Kök kanal tedavisi görmüş dişlerin; çürük, kırık,<sup>(5)</sup> idiyopatik etkenler gibi nedenler ile hasar görmesi,<sup>(6)</sup> ayrıca tedavi sürecinde; kavite hazırlığı ve şekillendirme sonucu diş sert doku yapısının kaybedilmesi genellikle diş yapılarını zayıflatır ve diş kırıklara daha duyarlı hale getirir.<sup>(7)</sup> Bununla birlikte, sağlam dişlere kıyasla, kök kanal tedavisi görmüş dişler, nem içeriği ve esneklik kaybının bir sonucu olarak kırılmaya karşı daha hassastır.<sup>(8)</sup> Bu tedavi ve sonrasında uygulanan restorasyonlarda; kök ve dentin boyunca homojen bir gerilme dağılımı elde etmek için, dentine olabildiğince yakın biyomekanik özelliklere sahip malzemeler kullanılarak<sup>(9)</sup> kayıp dentin dokusunun elastik özelliklerinin geri kazanılması amaçlanmaktadır.<sup>(10)</sup>

Koronal diş yapısında büyük kayba uğramış dişler, daha düşük kırılma direncine ve daha yüksek kırık riskine sahip olduğu<sup>(11)</sup> ve kor yapısına yeterli retansiyonun sağlanması için postlara ihtiyaç duyulmaktadır.<sup>(12)</sup> Post kullanımına kalan koronal madde miktarına göre karar verilmektedir.<sup>(13)</sup> Çoğu zaman kalan dentin, post yerleştirilmesi sonrası bir kron ya da kompozit restorasyon uygulanarak desteklenir. Endodontik postlarla oluşturulan restorasyonların bileşenleri, çiğneme gerilmelerinin homojen dağılımına olanak tanıyarak mekanik olarak güçlü bir sistem oluşturulmasını sağlamalıdır.<sup>(14)</sup> Alharbi ve ark.<sup>(15)</sup> post sistemlerinin doğal diş

yakın elastik modülüne sahip olması sonucu, gerilme konsantrasyonu ve dolayısıyla başarısızlık oranının azalacağını bildirmektedir.

Kök kanal tedavisi görmüş dişlerin restorasyonu için birçok post sistemi mevcuttur.<sup>(16)</sup> Prefabrik postlar, metal (örneğin paslanmaz çelik ve titanyum) veya metal olmayan (örneğin karbon fiber, zirkonyum, cam fiber) içeriğe sahip olarak üretilir.<sup>(17)</sup> Cam fiber postlar, mekanik özelliklerinden dolayı avantajlı özelliklere sahiptir.<sup>(18)</sup> Günümüzde; dentine çok benzer elastik modülüne sahip olmaları, estetik olmaları ve imalatları için daha az üretim aşaması gerektirmeleri gibi avantajlarından dolayı yaygın olarak kullanılmaktadır.<sup>(16)</sup> Cam fiber post sistemleri ayrıca, diş ve restorasyon yapısının mekanik mukavemet ve retansiyon gereksinimlerinin karşılanmasını sağlar.<sup>(19)</sup> Dentin yapısına benzer elastik modülüne sahip olmaları; gerilme dağılımının daha iyi olmasını sağlayarak kökte kırılma riskini azaltır.<sup>(7)</sup>

Kemik, periodontal ligament (PDL), dental fibröz lifler ve bunların ara yüzleri çeşitli gerilme giderici bileşenler içerir. Normalde PDL, koruyucu fonksiyonu nedeniyle okluzal ve çiğneme kuvvetlerini dişin destekleyici yapılarına iletir ve fizyolojik sınırlar içindeki yükler optimum PDL alanını korur. Pulpal enfeksiyonun periapekte yayıldığı durumlarda, periapikal bağ dokusunda semptomatik enflamatuvar yanıt gelişmesi sonucu çeşitli boyutlarda periapikal lezyonlar gelişebilir. Bitişik mineralize dokulardaki değişiklikler PDL boşluğunun boyutlarını değiştirir ve sonunda PDL'nin oklüzal yükleri en uygun şekilde iletme kabiliyetini değiştirir. Hastalıklı liflerin, sağlıklı muadili ile karşılaştırıldığında belirli bir yük altında başarısızlık riskinde artış oluşturduğu bildirilmektedir; bu nedenle periodontitis, kök kanal tedavisi görmüş bir dişin biyomekanik yanıtını değiştirebilmektedir.<sup>(20)</sup> Roscoe ve ark.<sup>(21)</sup> alveolar kemik kütlesi kaybının post-kor restorasyonundaki başarısızlığın başlıca nedeni olduğunu bildirmiştir.

Kök kanal tedavisi görmüş dişlerin biyomekanik davranışını anlamak, başarısızlığa neden olan nedenleri/faktörleri netleştirmek için önemli olduğundan, çeşitli araştırmalar yapılmaktadır.<sup>(22)</sup> Klinik çalışmalar, bir materyal ya da restorasyonun kalitesi ve davranışı hakkında yüksek düzeyde bilimsel kanıt sağlar. Ancak, bu çalışmalar zaman alıcı, uygulaması zor ve pahalıdır. Bu nedenle laboratuvar testleri, kontrollü koşullar altında farklı malzemelerin karşılaştırılmasına olanak tanıdığından önemli değerlendirme araçlarıdır.<sup>(23)</sup> Restorasyonların rekonstrüksiyon süreci,

klınisyenlerin yeteneklerinin önemli rol oynadığı birçok farklı adımı gerektirir (kök kanal tedavisi, post boşluk hazırlığı, post seçimi, simantasyon, kor restorasyon). İnsan faktörünü ortadan kaldırmayı mümkün kılan ve malzemeleri ideal koşullarda gösterebilen tek analiz yöntemi, sonlu elemanlar analizidir (SEA).<sup>(9)</sup>

SEA, diş hekimliğinin farklı alanlarında, klinik ve biyomekanik durumlarının belirlenmesinde önemli bir rol oynar.<sup>(24)</sup> Bu teknik, esnekliği nedeniyle diş hekimliğinin yanı sıra mühendislik alanlarında da kullanılmaktadır.<sup>(25)</sup> SEA diğer analitik tekniklere göre, gerilme dağılımının nitel analizinin yapılabilmesi ve tek tek bileşenleri analiz etme yeteneği gibi büyük avantajlara sahiptir.<sup>(9)</sup> Bilgisayar programları gerilme, gerinim ve deformasyonların hesaplanmasına izin verir.<sup>(24)</sup> Önceki yıllarda dental uygulamalarda SEA hem iki boyutlu (2B) hem de üç boyutlu (3B) çalışmalarda yaygın olarak kullanılmıştır.<sup>(9)</sup>

Bu çalışmanın amacı, periapikal lezyon varlığı ve boyutunun gerilme dağılımlarını nasıl etkileyebileceğini analiz etmek için nümerik modelleme tabanlı simülasyonlar oluşturmak; 3B bir sonlu eleman modeli geliştirerek, belirlenen yük ve sınır koşulları altında, post-kor kompleksi içindeki gerilme dağılımını değerlendirmek ve post-kor ile restore edilmiş kök kanal tedavili dişlerin mekanik performansının analiz ve incelenmesini yapmaktır.

Bu çalışmanın sıfır hipotezi, periapikal lezyon varlığı ve boyutunun dişin farklı bileşenlerindeki gerilme dağılımı üzerinde herhangi bir etkiye sahip olmadığıdır.

## 2. GENEL BİLGİLER

Endodontinin çalışma ve uygulama alanları; normal pulpanın biyolojisi de dahil olmak üzere temel klinik bilimleri, pulpal hastalık ve yaralanmaların ve ilişkili periapikal durumların; etiyoloji, teşhis, önleme ve tedavisini kapsamaktadır.<sup>(3)</sup> Pulpa, damar ve sinir ağından oluşan, dentin ile çevrelenmiş, duysal, koruyucu, besleyici ve şekil verici çeşitli görevlere sahip bir bağ dokusudur.<sup>(26)</sup> Pulpa, diş çevre dokuları ve dolayısıyla diğer vücut yapıları ile bağlantısını, kök apikal bölgesinde bulunan apikal foramen ve aksesuar kanallar ile sağlar.<sup>(27)</sup> Mekanik, kimyasal, termal ve mikrobiyal etkenler pulpaya zarar verdiğinde vasküler, lenfatik ve lokal doku reaksiyonlarına neden olan enflamatuvar yanıtlara neden olmaktadır.<sup>(28)</sup> Bu durum, yapısal olarak anaerobik ve belirli özelliklere sahip miks florada artışı başlatır. Oluşan adaptif polimikrobiyal yapı nedeniyle pulpa enfekte olur. Mikrobiyal faktörler ve doku savunma sistemi arasındaki etkileşim sonucunda lokal enflamasyonu, sert dokuların rezorpsiyonu ve periapikal dokuların yıkımı takip eder.<sup>(29)</sup>

### 2.1. Pulpa Hastalıkları

Pulpal sağlık ve hastalıkların sınıflandırılması için literatürde çeşitli tanısal terimler kullanılmıştır.<sup>(30)</sup> Sınıflandırma sistemleri; histopatolojik ve klinik sınıflandırma sistemleri olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Tanı sistemlerinin çoğu; bu 2 tip sınıflandırmanın bir kombinasyonunu kullanmaktadır<sup>(31)</sup> ve tanısal terminolojinin doğruluğunu artırmak için yeni sınıflandırma sistemleri ortaya çıkmaya devam etmektedir.<sup>(32)</sup>

#### 2.1.1. Normal Pulpa

Normal Pulpa, pulpa testlerine vital yanıt alınan ve pulpanın semptomsuz olduğu klinik tanı kategorisidir.<sup>(33)</sup> Pulpa; ısı, karbondioksit (CO<sub>2</sub>), buz ve/veya elektrikli pulpa testi (EPT) gibi canlılık testlerine tepki verir. Pulpa "*yaşlandığında*", pulpa odasında artan miktarda sekonder dentin oluşur; öyle ki termal testlere reaksiyonu azalabilir. Ancak, bu durumlarda bile sağlıklı bir pulpa EPT'ye tepki vermektedir.<sup>(34)</sup> Perküsyon, palpasyon ve ısırma testleri ağrıya neden olmaz ve radyografik görünüm



normaldir.<sup>(32)</sup> Söz konusu dişi komşu ve karşı dişlerle karşılaştırmadan olası bir tanıya varılamaz.<sup>(35)</sup>

### **2.1.2. Reversible Pulpitis**

Pulpanın bir uyarana ilk tepkisi enflamasyon ve sonrasında iltihaplanmadır. Pulpa iltihaplanmasında kullanımı en uygun terim pulpitistir; çünkü sözlüklerde *-it* eki, adı bağılı olduğu dokunun iltihaplanmasını belirtmektedir.<sup>(35)</sup> Reversible pulpitis, pulpanın vital olduğunu, ancak konservatif vital pulpa tedavilerinden sonra iyileşebilen bazı lokal iltihaplı doku alanlarına sahip olduğunu göstermektedir.<sup>(36)</sup> Dişe soğuk veya tatlı gibi bir uyarın uygulandığında rahatsızlık hissedilir ve uyarının ortadan kalkmasını takiben bu durum birkaç saniye içinde kaybolur. Açıkta kalan dentin, çürükler veya derin restorasyonlar tipik etiyolojileri arasındadır. Periapikal bölgede önemli bir radyografik değışiklik yoktur ve yaşanan ağrı spontan değıldir. Çürüğün giderilmesi, açıkta kalan dentinin kapatılması ve yapılan restorasyonlar sonucu etiyolojinin ortadan kaldırılmasını takiben pulpal durumun reversible pulpitisten normal pulpaya dönüp dönmediğini belirlemek için gerekli değerlendirmelerin yapılması gerekmektedir.<sup>(37)</sup>

### **2.1.3. İrreversible Pulpitis**

İrreversible pulpitis, pulpanın ciddi şekilde iltihaplandığı ancak dişin hala canlılığını koruduğu, değışken semptomlara sahip bir durumdur.<sup>(38)</sup> Genellikle reversible pulpitisin ilerlemesi sonucu meydana gelir ve etiyolojik faktörleri reversible pulpitis ile aynıdır.<sup>(39)</sup> Diş, termal değışkenlere aşırı hassastır ve uyarın kaldırıldıktan sonra ağrı devam etme eğilimindedir.<sup>(40)</sup> Tipik belirtilerinden biri dişe herhangi bir termal uyarı olmaksızın ve hastayı derin uykudan uyandırabilecek şiddette olabilen spontan ağrı öyküsüdür.<sup>(41)</sup> Enfeksiyon; ağrı ve basınç reseptörlerinin bulunduğu apikal bölgeye ulaşmadığından ağrının lokalizasyonu perküsyon hassasiyeti ile belirlenememektedir. Dişlerde perküsyon ve palpasyon hassasiyeti yoktur. Radyografik olarak periapikal dokular normal sınırlar içindedir.<sup>(42)</sup>

### **Aseptomatik İrreversible Pulputis**

Pulpa dokusunun enflamatuvar cevabı sonucu oluşan iltihabi eksudanın kendine kaçış yolu bulması nedeniyle bu hastalıklarda dişlerde semptom görülmemektedir. Klinik

ve radyografik muayenede, dişte derin çürük ve/veya restorasyon varlığı ile karakterizedir. Hiperplastik pulpitis ve ülseratif pulpitis olmak üzere 2 farklı klinik görünümüne sahiptir. <sup>(42)</sup>

**Hiperplastik Pulpitis (Pulpa Polibi):** Nadiren görülen bu durum, kök ucu kapanmamış immatür dişlerde, çürük pulpayı işgal ettiğinde ortaya çıkmaktadır. <sup>(43)</sup> Açık apeks tarafından oluşturulan gelişmiş kan beslenmesi, immatür pulpanın bakteri istilasına daha olgun bir pulpadan daha iyi direnmesine izin verir <sup>(44)</sup> ve çürük lezyonunun ağız boşluğuna açılması, pulpal enflamatuar eksüdanın drenajı için bir yol oluşturur. Akut enflamasyon daha sonra azalır ve kronik enflamatuar doku açıklıktan çoğalır. <sup>(39)</sup> Klinik olarak bu durum; diştten dışarı doğru büyüyor gibi görünen, pulpa boşluğuna bağlı ve etli bir doku kütlesi olarak görünür. <sup>(45)</sup> Bu görüntü; “kırmızı karnabahar” görünümü olarak adlandırılır. Ortaya çıkan lezyon, çiğneme kuvvetlerinin tahrişe ve kanamaya neden olduğu durumlar dışında nadiren ağrılıdır. <sup>(39)</sup> Radyografik olarak, pulpa boşluğuna bağlanan derin bir çürük lezyona sahip kök uçları kapanmamış bir diş görünümü verir. <sup>(45)</sup>

**Ülseratif Pulpitis:** Diş pulpasının çürükle ekspoz olmas ve granülasyon dokusu ile çevrelenmesi sonucu, bu bölgede ülser oluşumuyla seyreden kronik bir iltihaptır. <sup>(42)</sup> Ülser alanının varlığı, altta yer alan pulpa dokusunun dejenerasyonunu geciktirmektedir. Kısa bir süre içinde ülser tabakasının bütünlüğünün bozulması nedeniyle enfeksiyon pulpanın içine doğru yayılım göstermeye başlar. Klinik olarak; yeterli drenaj sağlandığından granülamatöz dokular ve gıda artıklarının drenajı kesmesi gibi durumlar haricinde genellikle ağrı oluşmaz. <sup>(46)</sup> Radyografik muayenede periapikal dokular sağlıklı bir görüntü verir. <sup>(47)</sup>

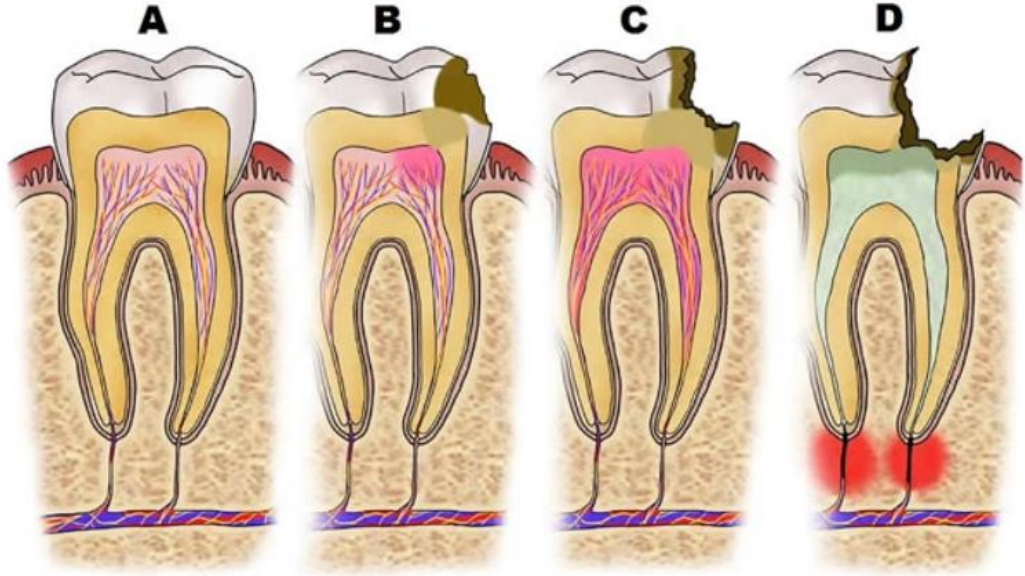
#### 2.1.4. Pulpa Kalsifikasyonları

Pulpa kalsifikasyonu veya pulpa atrofisi/fibrozu gibi dejeneratif değişiklikler; pulpanın, kronik irritasyona neden olan yaralanmalarda ya da yaşlanmaya, fibroz veya kalsifikasyon ile yanıt verdiği durumlarda meydana gelmektedir. Genel olarak, pulpa fibrozu veya atrofisi, kök kanal tedavisinin ilk aşamalarında pulpa boşluğuna girilmediği sürece klinik olarak fark edilemeyen histolojik bir değişikliktir. <sup>(48)</sup> Kök kanallarının tamamen tıkanmış durumlarda “pulpa kanalı obliterasyonu” <sup>(33)</sup> veya “kalsifik metamorfoz” <sup>(49)</sup> olarak da adlandırılır. Radyografik görüntüde, ilerleyen

dentin birikimine bağılı olarak, pulpa kanal boşluğunun belirgin bir şekilde küçüldüğü gözlenir.<sup>(43)</sup>

### **2.1.5. Pulpa Nekrozu**

Pulpa nekrozu terimi, pulpal canlı dokuların kısmi veya bütün kanal sistemini kapsayacak şekilde kaybını ifade eder.<sup>(50)</sup> İrreversible pulpitis (asemptomatik veya semptomatik) ya da dişin maruz kaldığı travma nedeni ile pulpa dokusunda nekroz meydana gelebilmektedir.<sup>(48)</sup> Diş travması vakaları haricine nadiren ani bir şekilde gelişir. Bu nedenle pulpanın kısmen nekrotik olacağı değişken bir zaman periyodu meydana gelir. Hücre ölümü alanı, tüm pulpa nekrozuna kadar genişler. Pulpa nekrozu olan dişler; ağrısız durumdan çok şiddetli ağrıya, ısırma hassasiyeti ve periradiküler kaynaklı hiperoklüzyona kadar değişen çeşitli semptomlar göstermektedir.<sup>(51)</sup> Nekrotik pulpalı dişte nadiren, diş yapısının translusensinin değişmesi veya pulpa ayrışması sırasında kırmızı kan hücrelerinin hemolizinin bir sonucu olarak renk değişimi izlenebilmektedir. Radyografik olarak; normal görünümünden geniş bir çevresel radyolüseni sergilemeye kadar değişebilir. Pulpa nekrozunu diğer pulpa hastalıklarından ayıran tek şey termal veya EPT'ye duyarlılığın olmamasıdır. Ancak, bazı durumlarda nekrotik pulpa ısı uygulamasına yanıt verebilmektedir. İltihap dişin apeksine ilerlemediği sürece perküsyon, palpasyon, mobilite ve şişlik gibi klinik bulgular gözlenmemektedir. Nekroz sonrası diş tedavi edilmezse sonrasında gelişen bakteri istilas sonucu kanal sistemi enfekte olarak apikal periodontitis ile sonuçlanacaktır (Şekil 2.1).<sup>(48)</sup>



**Şekil 2.1.** Pulpal ve periapikal patolojiler (A. Normal pulpa, B. Reversible pulpitis, C. İrreversible pulpitis, D. Pulpa nekrozu ve apikal periodontitis)<sup>(52)</sup>

## 2.2. Periapikal Hastalıklar

### 2.2.1. Akut Apikal Periodontitis

Akut apikal periodontitis, PDL'nin akut enflamasyonu olarak tanımlanır. İltihaplı veya nekrotik bir pulpadan ya da okluzal travmadan kaynaklanabilir. Okluzal travma durumunda pulpa vitaldir ancak bakteri söz konusu olduğunda, pulpa ya geri dönüşümsüz şekilde iltihaplıdır ya da daha büyük olasılıkla nekrotiktir. Akut apikal periodontitis, ciddi şekilde iltihaplı veya nekrotik bir pulpadan kaynaklandığında, çigneme, perküsyon (hem dikey hem de yatay yönde) ve palpasyonda ağrı belirtileri gösterir ve bu semptomlar teşhis açısından radyografik belirtilerinden önce gelir. Bakteriyel kaynaklı durumlarda ve okluzal travma yeni ise diş radyografide normal bir görüntü verir. Ancak travmatik oklüzyon uzun süredir varsa, kökün her tarafında PDL kalınlığı hafifçe genişleyebilmektedir.<sup>(53)</sup>

### 2.2.2. Kronik Apikal Periodontitis

Kronik apikal periodontitis, genellikle klinik belirti vermeden seyreden ve pulpa nekrozundan kaynaklanan bir durumdur. Nekroz nedeni ile ilgili dişte termal ya da

elektiriksel testlere yanıt alınamaz. Öncesinde irreversible pulpitis veya akut apikal apse hikayesi olabilmektedir.<sup>(46)</sup> Bazen kronik bir lezyonda, bölgede şişlik ve/veya ağrıya neden olacak akut alevlenme meydana gelebilir. Bu, genellikle Phoenix apsesi veya kronik apikal periodontitisin akut alevlenmesi olarak adlandırılır.<sup>(54)</sup> Radyografik görünüm, başlangıçta sadece düzensiz lamina dura ve periodontal aralığın genişlemesi şeklinde görülebileceği gibi ilerleyen zamanlarda periapikal dokuların yıkıma uğramasıyla sınırları belirgin yoğun radyolusent alanlar görülebilmektedir.<sup>(55)</sup> Diş kökü kemik ile çevreli olduğundan ve kök, rezorpsiyonlara karşı kemikten daha dirençli olduğundan, enflamatuvar reaksiyonların sonucunda çoğunlukla diş çevreleyen kemik dokusunda yıkımlar gözlenir.<sup>(56)</sup> Bu nedenle radyografik olarak bu tip dişlerin periradiküler alanlarına bakıldığında geniş lezyonlar görülebilmektedir.<sup>(46)</sup>

### **2.2.3. Akut Apikal Apse**

Akut Apikal Apse, enfeksiyon nedeniyle periradiküler dokularda oluşan dejenerasyon sonucu, lezyona eksuda formasyonunun eşlik etmesi ile seyreden akut enflamatuvar bir durumdur. Oluşan enflamasyon sonucu püy birikimi meydana gelir ve eksudanın drene olabilme durumuna göre semptomlar değişkenlik gösterir. Etiyolojik olarak kronik apikal periodontitisten ya da bakteriyel iritanların periradiküler dokulara ani çıkışından kaynaklanabilmektedir. Diş, palpasyon ve perküsyona duyarlı olmakla birlikte bazı sistemik etkiler (ateş, ağrı ve lökosit miktarında artış) de gözlenebilmektedir. Enflamasyonun kortikal kemiğe yayılımı sonucu oluşan rezorpsiyon, eksudanın yumuşak dokulara yayılarak şişlik meydana getirmesine neden olabilmektedir. Oluşan şişliğin boyutu; eksudanın miktarına, içeriğine ve konak savunma direncine bağlı olarak değişebilmektedir. Radyolojik incelemelerde herhangi bir bulgu vermeden seyredebilmektedir.<sup>(57)</sup>

### **2.2.4. Kronik Apikal Apse**

Kronik Apikal Apse; kronik apikal periodontitisin ilerlemesi, akut apikal apsenin fistül yoluyla kronikleşmesi, travma görmüş dişlerde kronik apikal periodontitisin ilerlemesi veya iyi yapılmamış bir kanal tedavisinin ardından meydana gelebilmektedir. Pulpa dokusunu etkileyen mikroorganizmaların ve ürettikleri zararlı

yan ürünlerin kök çevre dokularına ulaşması, bu alanda eksuda oluşuma neden olarak kronik enfeksiyon odağı meydana getirmektedir.<sup>(57)</sup> Etiyolojik faktörlerden bağımsız olarak klinik belirti vermeden seneler boyu apikal alanda kalabilmektedir. Fistül varlığında, fistül açılarak içinden cerahat akması hasta tarafından fark edilebilmekte veya fistül ağzı rutin klinik muayenede tespit edilmektedir.<sup>(55)</sup> Fistül ağzından drenaj engellendiğinde, klinik olarak ağrı, şişlik gibi semptomların yanı sıra dişte perküsyon ve palpasyonda hassasiyet meydana gelebilmektedir.<sup>(57)</sup> Radyografik olarak, koyu ve diffüz bir periapikal lezyon görüntüsüne sahiptir.<sup>(55)</sup>

### **2.2.5. Condensing Osteitis**

Kök kanalından periapikal dokulara yayılan inatçı iritanlara yanıt olarak trabeküler kemik yoğunluğunda artışın neden olduğu durumdur. Etiyolojik nedene bağlı olarak (pulpitis veya nekroz), asemptomatik ya da ağrıyla beraber seyrebilmektedir. Elektriksel ve termal uyaranlara cevap alınabilir ayrıca palpasyon ve perküsyona hassasiyet görülebilmektedir. Radyografik olarak dişin kökü etrafında diffüz ve yoğun radyopak görünümle karakterizedir.<sup>(57)</sup>

### **2.3. Endodontik Tedaviler**

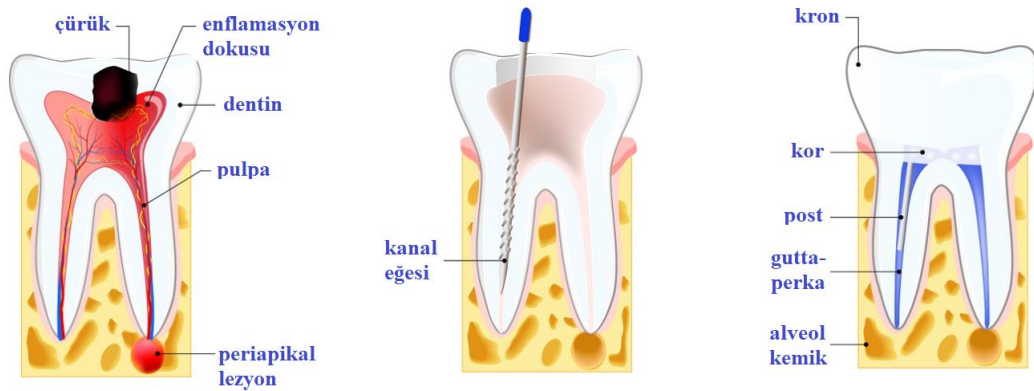
Teşhis sonucu endodontik tedavi ihtiyacı belirlendiğinde vakaların büyük çoğunluğunda geleneksel kök kanal tedavisi gerçekleştirilmektedir. Kanal sistemine korondan girişin imkânsız olduğu durumlarda endodontik cerrahi işlemleri de gerekebilmektedir. Teşhis ve uygun tedavinin belirlenmesinden sonra genel tedavi planı düşünülerek kök kanal tedavisinin zamanı belirlenir. Ağrı ve şişlik gibi semptomların acilen giderilmesi gereken durumlarda tedaviye acilen başlanmalıdır. İşlemlerin karmaşıklığı ve vakanın durumuna bağlı olarak endodontik tedaviler tek veya birden fazla seansta bitirilebilmektedir.

Normal pulpa ve reversible pulpitis durumlarında kök kanal tedavisi gerekli değildir, etken ortadan kaldırılıp restorasyon yapılması yeterlidir. Pulpada geri dönüşümsüz iltihabın başladığı pulpitis ve periapikal hastalıklarda ise pulpanın tamamı çıkartılarak (pulpektomi) kök kanal tedavisi yapılmalıdır.

Periapikal lezyonlu dişlerde; enfeksiyon nedeni ile kemikte görülen rezorpsiyonlar sonucunda kök ucunun etrafında radyolusent bir alan oluşur (lezyon). Pulpası canlı

bir dişin periapikal bölgesindeki büyük radyolusentlik endodontik kaynaklı değildir ya normal bir yapıdır ya da endodontik kaynaklı olmayan bir hastalıktır. Endodontik kaynaklı periapikal lezyonların karakteristik özellikleri arasında; apikal bölgedeki lamina duranın kaybı, kök ucundaki radyolusent alanın asılmış damla görünümünde olması ve değişik açılardan alınan radyografilerde yer değiştirmemesi gelmektedir. Lezyonun endodontik kaynaklı olduğu teşhis edildiğinde, büyüklüğüne bakılmaksızın kök kanal tedavisi başlanmalıdır. Uygun tedavi sonucu farklı büyüklükteki lezyonlar iyileşebilmektedir.<sup>(57)</sup>

Kök kanal tedavisi, pulpanın tümüyle çıkarılarak; kanalların temizlenip, şekillendirilip, doldurulması şeklinde uygulanmaktadır.<sup>(47)</sup> Tedavinin amacı; kanal sisteminde bulunan enfekte doku artıklarını (pulpa ve dentin), mikroorganizma ve zararlı yan ürünlerini, kanalların preparasyon (şekillendirme) ve dezenfeksiyonu yardımıyla sağlamaktır. Şekillendirme işlemi, orijinal kanal şekli-kurvaturü korunarak ve kök kanallarına korondan apikale konik şekil verilerek gerçekleştirilir.<sup>(58)</sup> Şekillendirme sonrası en bilinen kanal dolgusu yöntemi, kanal patı ve gutta-perka kullanımıdır.<sup>(59)</sup> Bu şekilde kök kanalının lateral ve apikal yönde tam olarak doldurulması sağlanmaktadır (Şekil 2.2).<sup>(58)</sup>



Şekil 2.2. Kök kanal tedavisi şematik gösterim<sup>(60)</sup>

### 2.3.1. Endodontik Tedavi Sonrası Restorasyonlar

Kök kanal tedavisinin amacı dişin ağız içinde fonksiyon görmesine devam etmesini sağlamaktır. Bunu sağlamak için dişin koroner yapısının da uygun bir şekilde restore edilmesi gerekmektedir. Çünkü kök kanal tedavisi görmüş bir dişe yeterli düzeyde restorasyon yapılması kök kırığını engelleyerek kanal tedavisinin başarılı olmasını sağlar.

İyi yapılmış bir kök kanal tedavisi sonrası periapikal durumla ilgili bir belirsizlik yoksa koroner restorasyonun hemen yapılması tercih edilmektedir. Restoratif tedavinin periapikal iyileşmenin radyografik olarak gözlenmesinin beklenilmesi durumunda; periodontal problemler, çürük, çeşitli kırık durumları ve koroner sızıntılar gibi sorunlar ortaya çıkabilmektedir. Dişe uygulanacak restorasyon çeşidi tedavi uygulanırken belirlenmiş olmalıdır.

Uzun yıllar kök kanal tedavisi sırasında pulpanın çıkarılması nedeni ile dentin dokusunda dehidratasyon meydana geldiğine ve bunun sonucunda da dişlerde kırılma eğiliminin arttığına inanılmasına rağmen Stokes,<sup>(61)</sup> Sedgley ve Messer,<sup>(62)</sup> Huang ve ark.<sup>(63)</sup> yaptıkları çalışmalarda, dehidratasyonun dentin yapısını zayıflatmadığı ayrıca dentin direnç ve sertliğini etkilemediği sonucuna varmıştır. Pulpası çıkarılan dişlerin elastik modülünde ve kırılmaya karşı dayanıklılığında değişiklik olmadığı tespit edilmiştir. Kök kanal tedavili dişlerde kırılma insidansının yüksek olmasının nedeninin; çürük, travma, restoratif veya endodontik işlemler sonucu koroner yapının zayıflaması olduğu ortaya konulmuştur.<sup>(55)</sup> Madde kaybına uğramış dişlerde restorasyon seçimini etkileyen faktörler şunlardır; (a) diş yapılarındaki (kron/kök) kayıp sonucu kalan doku hacmi, (b) diş şekil ve yapısı, (c) diş kökünün hacmi, uzunluğu ve kanal şekli, (d) dişin ağız içerisindeki konumu, (e) dişe gelen fonksiyonel kuvvetler, (f) materyal uyumu, kor tutuculuğu ve kron materyali, (g) uygulanacak restorasyonun sökülebilirliği, (h) kökün etrafındaki kemik desteği, (ı) estetik gereksinimler.<sup>(59)</sup>

Post endikasyonu konulabilmesi için azı/küçük azı bölgesinde dişlerin en az 2 duvarını, kesici/kanin bölgesinde ise en az 1 duvarını kaybetmiş olması gerekmektedir. %40'tan fazla koroner diş dokusu kaybı olan dişlerde post uygulaması uygundur. Postun retantif ve koruyucu fonksiyonu, kalan sert diş doku miktarına bağlı olduğundan, post retansiyonuna destek verecek şekilde şekillendirme yapılmalıdır.<sup>(64)</sup>

#### **2.4. Endodontik Post Sistemleri**

Diş dokusundaki madde kaybının az olduğu endodontik tedavili dişlerde giriş kavitesi direkt dolgu malzemeleriyle onarılmaktadır. Kırılma direnci daha çok geride kalan diş yapısına bağlı olduğundan, çürük veya travma sonucu fazla miktarda diş

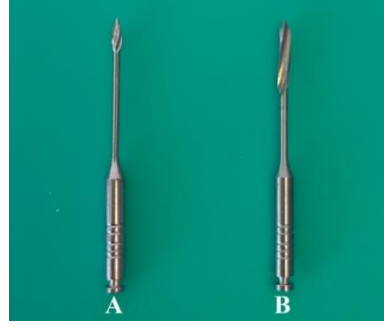


dokusu kaybedilmedikçe post veya kronlar gerekmemektedir.<sup>(59)</sup> Aşırı koronal madde kaybı durumunda uygulanacak restorasyonlar, yeterli tutuculuk ve dayanıklılığa sahip bir alt yapı ile desteklenmelidir. Bu dişlerin restorasyonunda kullanılan yöntemlerden birisi de post-kor uygulamasıdır ve bu tedavi; kök kanal kanalı içine yerleşen post ve bu yapıdan destek alan bir kor yapıdan oluşmaktadır.<sup>(65)</sup> Post, kök kanal tedavisi görmüş dişlerin köklerine yerleştirilen rijit, restoratif bir materyaldir.<sup>(66)</sup>

Kaybedilen koronal diş yapısının yerine konulması kor yapısı ile sağlanır. Kor, çoğunlukla klasik kron preparasyonu şeklinde inşa edilir. Kor için tutuculuk post ile elde edilir ve kor da son restorasyon için destek ve tutuculuk görevi görür. Kor postun koronal uzantısı olarak düşünülebilir ve döküm, amalgam, cam iyonomer ve kompozit malzemelerle hazırlanabilir. Coping; yüklerin dentine dağıtılmasını, post ve kora iletilmesini, siman örtücülüğünün devam etmesini ve kırığa karşı ferrule etkisinin oluşturulmasını sağlayan, kalınlığı ortama 2 mm olan metal bantlardır.<sup>(59)</sup>

#### **2.4.1. Post Boşluğunun Hazırlanması**

Gutta-perka; ısıtılmış sond ve aletlerin veya döner ege sistemlerinin kullanımı yardımıyla fiziksel yöntemlerle ya da gutta-perka çözücülerin kullanıldığı kimyasal yöntem ile kanaldan uzaklaştırılabilmektedir. Ucu kesmeyen Gates-Glidden ve Peeso gibi frezlerle uygulanan mekanik yöntemler oldukça etkilidir (Şekil 2.3).<sup>(67)</sup> Bu işlem için güncel olarak GPX (Brasseler, Savannah, ABD) ve XGP (The Cutting Edge, Chattanooga, ABD) gibi aletler de üretilmiştir.<sup>(68)</sup> Gutta-perkanın yalnızca döner bir ege ile çıkarılması kök kanalında lateral perforasyon ve stripping gibi riskler oluşturabileceğinden ucu keskin olmayan eğeler kullanılarak söz konusu risk azaltılmalıdır.<sup>(67)</sup> Kimyasal yöntemde kullanılan çözücüler arasında kloroform, ksilen, okaliptüs yağı ve terebentin yağı vardır. Kloroform ve ksilen sıklıkla kullanılmalarına rağmen toksiktirler ve kanserojen potansiyelleri vardır.<sup>(69)</sup>



**Şekil 2.3.** Post boşluğunun hazırlanmasında kullanılan aletler (A: Gates-Glidden, B: Peeso reamer)

Post boşluğunun hazırlanması sırasında dişin apikal bölgesinde bırakılması gereken kanal dolgusun miktarı 4 ya da 5 mm olarak tavsiye edilmektedir.<sup>(67)</sup> Dişin periodontal olarak sağlıklı olması durumunda post uzunluğu miktarı, klinik kron boyuna eşit ya da daha fazla, kökün 2/3'üne eşit ve alveol kemiği ile desteklenen kök uzunluğunun ise yarısı kadar olmalıdır. Bu koşulların oluşturulması durumunda; dişteki rotasyon merkezi daha apikale indirilmiş olur. Bu da yüklemelerin diş yapılarına daha iyi dağılmasını ve gerilme yoğunlaşmalarının kritik dentin-restorasyon ara yüzeyinden uzaklaşmasını sağlar.<sup>(59)</sup> Postun kök içindeki yerleşimi kanal morfolojisine bağlıdır. Postun koronalden apikale kanal ile temasının iyi olması gerilme dağılımının homojen olmasını sağlar.<sup>(70)</sup>

Post uygulama işlemleri sırasında şu kriterler göz önünde bulundurulmalıdır: (a) post preperasyonu sırasında diş yapısından gerekenden fazla uzaklaştırılmamalı, (b) kanalın apikal bölgesinde minimum 4 mm gutta-perka bırakılmalı, (c) kullanılacak post sistemi rotasyonel kuvvetlere dirençli olacak şekilde tasarlanmış olmalı, (d) fonksiyon sırasında kuvvetler alveolar kemik kretinde yoğunlaştığından post, kretin apikaline uzanacak şekilde yerleştirilmelidir.<sup>(65)</sup>

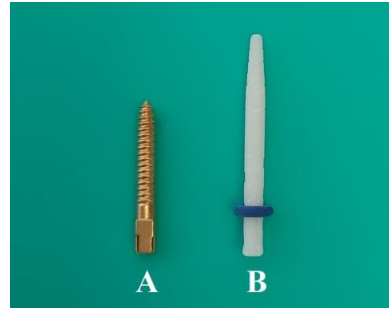
## **2.5. Postların Sınıflandırılması**

Klasik olarak postlar; metal, prefabrik veya döküm post olarak sınıflandırılırken, güncel sınıflandırmada postlar, yapılarına göre sınıflandırılmaktadır. Postlar yapılarına göre: 1. Metal postlar; (a) geleneksel döküm postlar, (b) prefabrik postlar, 2. Metal olmayan postlar; (a) fiber postlar (b) seramik postlar (c) yüksek performanslı polimer post sistemleri şeklinde sınıflandırılmaktadır (Tablo 2.1).<sup>(66,71)</sup>

### 2.5.1. Metal Postlar

**Geleneksel döküm postlar:** Geleneksel döküm postlar, madde kaybı fazla olan ve kanal şekli düzensiz dişlerdeki post uygulamalarında tercih edilirler. Kanal dolgusu yapılmış ve post boşluğu hazırlanmış kök kanalının, rezin veya mum kalıp kullanılarak alınan ölçüsünden döküm yapılarak uygulanmaktadır.<sup>(66)</sup> Döküm postların en önemli avantajı kanalın şekline tam uyum sağlamasıdır. Ancak, üzerine gelen kuvvetleri ileterek kama etkisi oluşturabilirler. Krom-kobalt, 3. ve 4. sınıf altın alaşımları ile titanyumdan hazırlanabilirler. En büyük dezavantajları elastik modüllerinin dentin ile uyumlu olmaması sonucu çiğneme kuvvetleri karşısında esneyememeleri ve bu nedenle dikey kök kırıklarına neden olabilmeleridir. Diğer dezavantajları arasında; metal alerjisi, galvanik korozyon ve estetik olmamaları gelmektedir.<sup>(59)</sup>

**Prefabrik postlar:** Prefabrik postlar, kök kanal tedavili dişlerde restoratif tedavileri hızlandırmak ve işlemi kolaylaştırmak için geliştirilmiştir. Tek seansta uygulanabilmeleri, laboratuvar işlemlerinin olmaması ve ekonomik olmaları avantajları arasındadır. En önemli dezavantajları postun kanala uygun şekillendirilmesi yerine kanalın posta uyacak şekilde şekillendirilmesi gereğidir (Şekil 2.4).<sup>(72)</sup>



**Şekil 2.4.** Post örnekleri (A: Prebarik post, B: Fiber post)

**Tablo 2.1.** Postların sınıflandırılması

| Postların Sınıflandırılması   |                                   |                         |                                |                                       |                                                           |                                        |
|-------------------------------|-----------------------------------|-------------------------|--------------------------------|---------------------------------------|-----------------------------------------------------------|----------------------------------------|
| Metal Postlar <sup>(66)</sup> |                                   |                         |                                | Metal Olmayan Postlar <sup>(71)</sup> |                                                           |                                        |
| Geleneksel döküm postlar      | Prefabrik postlar                 |                         |                                | Seramik Postlar                       | Fiber postlar                                             | Yüksek performanslı polimer sistemleri |
|                               | Şekil ve yüzey özelliklerine göre |                         | Retansiyon tipine göre         |                                       | Cam seramik                                               | Karbon fiber                           |
|                               | Konik, düz yüzeyle                | Paralel, düz yüzeyle    | Aktif                          | Pasif                                 | Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> ile güçlendirilmiş seramik | Cam fiber                              |
|                               | Konik, yüzeyi dişli               | Paralel, yüzeyi dişli   | Vida yuvasını kendi açan       | Pasif konik                           | Freze Tekniği ile elde edilen                             | Kuvars fiber                           |
|                               | Konik, vidalı                     | Paralel vidalı          | Vida yuvası önceden hazırlanan | Pasif paralel                         | Zirkonyum                                                 | Polieliten ile güçlendirilmiş fiber    |
|                               |                                   | Paralel uç bölümü konik |                                |                                       |                                                           |                                        |

Prefabrik postlar şekil ve yüzey özelliklerine göre; (a) konik, düz yüzeyli postlar, (b) konik, yüzeyi dişli postlar, (c) konik, vidalı postlar, (d) paralel, düz yüzeyli postlar, (e) paralel, yüzeyi dişli postlar, (f) paralel vidalı postlar, (g) paralel, uç bölümü konik olan postlar şeklinde, ayrıca, retansiyon tipine göre ise; (a) pasif retansiyonlu ve (b) aktif retansiyonlu postlar<sup>(59)</sup> şeklinde sınıflandırılmıştır.

Retansiyon tiplerine göre ise; (a) pasif retansiyonlu postlar, (b) aktif retansiyonlu postlar şeklinde sınıflandırılırlar.

*Pasif Retansiyonlu Postlar:* Pasif retansiyonlu postlarda retansiyon genellikle kanal duvarı ile post arasındaki siman adezyonuna bağlıdır. Bu postlar, ya kanala uygun olacak şekilde ya da kanala özel olarak hazırlanırlar. Tüm döküm post sistemleri bu sınıflandırmaya dahildir. Konik ve paralel tasarımları vardır.<sup>(73)</sup>

*Aktif Postlar:* Post yüzeyinde dentine sıkıca bağlanan yiv ve vidalar bulunduran konik ya da paralel şekilli olabilen postlardır. Vidalama işlemi saat yönünde yapılır ve tutuculuk açısından dentinden daha fazla yararlanılması amaçlanır.<sup>(66)</sup> Bu tip postlar uygulama şekillerine göre; (a) vida yuvasını yerleştirilirken kendi açan postlar ve (b) vida yuvası dentinde önceden hazırlanılan postlar olmak üzere ikiye ayrılır.<sup>(70)</sup>

### 2.5.2. Metal Olmayan Postlar

Metal postların kullanımı, yüksek fiziksel özelliklerine rağmen özellikle seramik restorasyonlarla birlikte uygulandıklarında estetik problemlere yol açabilmektedir. Kullanılan simanın ya da tam seramik restorasyonun kalınlığı ya da opaklığındaki değişimler metalin koyu rengini restorasyonunun altından yansıtabilmektedir. Metal postların içeriğindeki bileşenlerin oluşturduğu korozyon ürünlerinin dişe komşu yumuşak dokularda birikmesi dişlerde renklenmeye neden olabilmektedir. Estetik ve biyolojik uyuma sahip materyallere olan ihtiyacın giderek artması nedeni ile günümüzde metal olmayan post sistemleri geliştirilmeye başlanmıştır.<sup>(66)</sup>

*Fiber Postlar:* Fiber postlar, fiberlerin polimer matriks (epoksi rezin) içine gömülmesi ile oluşturulurlar.<sup>(74)</sup> Bu postların matriks ve fiber lif bağlantılarında kullanılan bağlayıcı ajanlar silan olarak tanımlanır. Fiber oranı ise %35-65 arasında değişmektedir. Artan fiber içeriği postun sertlik ve dayanıklılığını artırır. Fiberler; gerilmeleri daha geniş alanlara dağıtması ve mikro kırıklara karşı yüklemeye eşliğini

arttırması<sup>(66)</sup> sayesinde materyalin; kırılma direnci, sertlik ve yorulma dayanımı gibi özelliklerinde belirgin bir artış sağlamaktadır.<sup>(74)</sup> Fiber postlar rijit olmayan post sistemleridir ve metal içermediklerinden allerjen değildir.<sup>(66)</sup>

Fiber postların elastik özellikleri dentine benzer olduğundan meydana gelen gerilmeler post tarafından absorbe edilebilmektedir.<sup>(75)</sup> Bu sebepten dolayı diş fonksiyonel yükler uygulandığında, bu postlar diş ile birlikte hareket edebildiği için köke gelen yük azalır ve dolayısıyla kök kırıklarının oluşma riski azalmış olur. Ayrıca fiber postlar ile kompozit kor ve rezin simanların kullanımının monoblok etki yaratarak kırılma riskini en aza indirdiği düşünülmektedir.

Fiber postlar kanal duvarına siman aracılığıyla pasif olarak bağlandıklarından oluşabilecek gerilmeler en aza indirilmiştir. Bu sistemlerin kendilerine özel frezleri olduğundan dişte daha az preparasyon gerektirir ve dolayısıyla dentin dokusu korunmuş olur. Fiber ile güçlendirilmiş postlar 4 gruba ayrılır.<sup>(66)</sup>

*Karbon Fiber Postlar:* Karbon fiber postlar, metal içermeyen post sistemlerinin ilk örneğidir.<sup>(76)</sup> Bu postlar; karbon fiberlerin epoksi matriksi içinde sıralı ve paralel şekilde yerleştirilmesi ile oluşturulurlar. Elastik modülleri dentine çok yakın olduğundan dentin ile post arasında gerilme birikimi engellenir. Tasarımları ise, kayma ve bası gerilmelerini dokulara dağıtacak şekilde oluşturulmuştur.<sup>(77)</sup> Elastik modüllerinin düşük olması deformasyona direnci arttırmaktadır. Ayrıca, esneme dayanımları; paslanmaz çelik, titanyum ve zirkonyum postlardan yüksektir.<sup>(78)</sup> Tedavinin yenilenmesi gerektiği takdirde post kanaldan kolaylıkla çıkarılabilmektedir.<sup>(77)</sup> Renklerinden dolayı estetiğin ön planda olduğu durumlarda ve tam seramik restorasyonların altında kullanımları tercih edilmemektedir. Radyografide radyolusent görüntü vermesi dezavantajları arasındadır. Ayrıca, direnç ve sertliği su ile teması halinde %60-70 oranında azalmaktadır.<sup>(66)</sup>

*Cam Fiber Postlar:* Cam fiber postlar; karbon fiber ve zirkonyum seramik postlardan daha sonra geliştirilen<sup>(17)</sup> ve rezin matriks içine tek yönlü cam fiberler gömülerek oluşturulan post sistemleridir.<sup>(79)</sup> Resin yapıda olmaları nedeniyle rezin simanlar ile bağlanma dayanımları yüksektir. Elastik modülleri düşüktür ve fiziksel özellikleri dentine karbon fiber postlardan daha yakındır.<sup>(66)</sup> Biyouyumlu ve korozyona karşı dirençli materyallerdir. Ayrıca, translusent yapıda olanları ışık geçişine izin verdiğinden ön grup dişlerin tam seramik restorasyonlarında tercih edilirler.<sup>(17)</sup>

Radyoopasiteleri markalarına göre değişkenlik göstermektedir.<sup>(66)</sup> Ayrıca, uygulama sırasında uzunluk ayarlaması yapılabilmekte ve kanaldan uzaklaştırma işlemleri frezler yardımıyla rahatça gerçekleştirilebilmektedir. Dezavantajları arasında neme karşı hassas olmaları nedeniyle böyle ortamlardaki stabilizasyon problemleri sayılabilir.<sup>(80)</sup>

**Kuvars Fiber Postlar:** Kuvars, kristalize formdaki saf silikadır. Bu materyal, düşük termal ekspansiyon katsayısına sahip doku dostu bir materyaldir.<sup>(66)</sup> Bu post sistemi, optimum estetik arayışı sonucu oluşturulmuştur.<sup>(17)</sup> Kuartz fiberler epoksi rezin içine gömülmüştür ve dentine benzer şekilde düşük elastik modülüne sahiptir. Baryum içermeleri nedeniyle radyografide kolayca izlenirler.<sup>(66)</sup> İleri derecede translusent özellikte olduklarından kök kanalına ışığı geçirirler ve ışıkla sertleşen rezin simanların polimerizasyonlarını arttırmırlar.<sup>(80)</sup> Yüzey alanına düşen fiber lif miktarı daha fazla olduğundan cam fiber ve zirkonya postlara kıyasla kırılma dayanımları daha fazladır.<sup>(66)</sup>

**Polietilen Fiber Postlar:** Bu post sisteminde, plazma ile güçlendirilmiş polietilen fiber materyali olarak Ribbond (Ribbond Inc., Seattle, Washington, ABD) kullanılmaktadır. Işığı geçirebilme özelliği sayesinde estetik olan bu postların yapısı örgü şerit olarak da adlandırılmaktadır ve farklı boyutlara sahiptirler. Aynı zamanda biyolojik olarak uyumlu ve kolay uygulanabilir bir sistemdir.<sup>(81)</sup> Polietilen fiberlerin yüzey enerjileri düşük, dolayısıyla ıslanabilirlikleri az olduğundan, üretim aşamasında gaz plazma uygulamasına tabi tutulurlar. Böylece adeziv rezinlerle kimyasal adezyona uygun hale getirilmiş olurlar.<sup>(82)</sup> Düşük sürtünme katsayıları sayesinde aşınmaya karşı dirençlidirler ve yüksek yorgunluk direncine sahiptirler.<sup>(66)</sup> Yumuşak kıvamdayken şekillendirilebilmesi; kök kanalı ve pulpa odasına adaptasyonu sırasında sağlam diş dokusundan fazla kayba neden olunmamasını sağlar. Kanal içi düzensizlik ve andırkatlara iyi adapte olduklarından, sertleştikten sonra retansiyonları yeterlidir. Polietilen fiber postlar, döküm veya prefabrik postlar gibi korozyon ürünlerine neden olmadıklarından ve diş renginde olduklarından restorasyonlarda estetik açıdan problem yaratmamaktadırlar.<sup>(83)</sup>

**Seramik Postlar:** Tam seramik restorasyonlarda kullanılmak üzere geliştirilmiş post sistemleridir.<sup>(84)</sup> Seramik kaplı postlar, estetik amaçlarla karbon fiber postların rengini maskelemek için üst yüzeylerinin beyaz zirkonyum ile kaplanmasıyla

üretmiş post sistemleridir.<sup>(85)</sup> Tam seramik postlar ise kendi içinde sınıflara ayrılmaktadır.

*Cam Seramik Postlar:* Dökülebilir cam seramiklerden üretilen post sistemleridir. Sistemin en yaygın örneği Dicor (Dentsply, York, PA, ABD)'dur. Dayanıklılıklarının yeterli olmamasından dolayı kullanımları sınırlı kalmıştır.<sup>(86)</sup>

*Alüminyum Oksit ile Güçlendirilmiş Seramik Postlar:* Bu post sistemi, kor materyalinin alüminyum oksit ile güçlendirilmesiyle üretilmiştir. Dezavantajları arasında yapım aşamalarının teknik hassasiyet gerektirmesi ve uzun sürmesi bulunmaktadır.<sup>(87)</sup>

*Freze Tekniği ile Elde Edilen Seramik Postlar:* Kopya-freze yöntemi ile zirkonyum seramikten yararlanılarak rezin materyalinden geliştirilen post sistemleridir.<sup>(88)</sup>

*Zirkonyum Seramik Postlar:* Zirkonyum oksit esaslı seramik postlar, döküm ve prefabrik olarak üretilen post sistemleridir. Prefabrik zirkonyum seramik post-kor materyali; itrium oksit ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonyum polikristallerinden oluşan bir yapıya sahiptir.<sup>(89)</sup> Avantajları arasında estetik özellikleri ve biyolojik olarak uyumlu olmaları gelmektedir.<sup>(17)</sup> Işığı geçirme özellikleri ve dentine benzer renkleriyle üzerlerine uygulanan tam seramik restorasyonlarda derin bir translüsensi sağlayarak restorasyonun estetiğine katkıda bulunurlar.<sup>(90)</sup> Elastik modülleri yüksektir ve dolayısıyla oldukça rijit bir yapıya sahiplerdir; eğilme kuvvetlerine yüksek dayanıklılık gösterirler.<sup>(91)</sup> Metal postlardan daha sert ve kırılğandır.<sup>(66)</sup> Kırıldıklarında kökün içinde kalan parçasını kaldırmak oldukça güçtür. Tutuculuğu arttırmak için kumlama ile yüzey pürüzlendirme gibi mikro retantif işlemlerin yapılması gerekmektedir.<sup>(92)</sup> Zirkonyum postların kırılğan yapısını kompanse etmek için daha kalın formda hazırlanmaları gerektiğinden daha fazla diş dokusu kaybına neden olabilmektedirler.<sup>(93)</sup>

***Yüksek Performanslı Polimer (PEKK) Post-Kor Sistemi:*** PEKK; yüksek performanslı polimerlerden poli-aril-eter-keton ailesine ait, keton ve eter fonksiyonel grupları ile birbirine bağlanmış aromatik polimer moleküler zincir yapısında yarı kristal bir termoplastiktir.<sup>(94)</sup> Üretici firma, dentinden daha düşük elastik modülüne sahip olsa da PEKK'nin dentine benzer basma mukavemetine sahip olduğunu bildirmektedir. Biyoyumluluk özelliğine ek olarak, uygun mekanik mukavemet, darbe emme yeteneği, freze ve presleme dahil olmak üzere geniş işlenme kabiliyeti



nedeniyle PEKK; metal ve cam seramik postlara alternatif olarak düşünülmektedir.<sup>(95)</sup>

## **2.6. Post Simantasyonunda Kullanılan Yapıştırıcı Ajanlar**

Post yuvası hazırlığı sonrası, postları yapıştırmak için çeşitli yapıştırıcı simanlar kullanılmaktadır.<sup>(96)</sup> İdeal yapıştırıcı siman materyali; (a) diş ve çevre dokuları irrite etmemeli, toksik olmamalıdır, (b) ağız sıvılarında erimemelidir, (c) yeterli basma, çekme dayanımına ve adezyona sahip olmalıdır, (d) optik özellikleri diş yapısına benzer olmalıdır, (e) mine, dentin, metal alaşımlar, porselen ve akrilik rezinlerle iyi bağlantı kurmalıdır, (f) kullanılamı kolay olmalı, aletlerden kolayca uzaklaştırılabilir, (g) restorasyonun yerleştirilmesine izin verecek şekilde ağız ısısında uygun çalışma zamanına sahip olmalıdır.<sup>(86)</sup>

Postların simantasyonunda geçmişten günümüze sırasıyla; çinko fosfat, polikarboksilat, cam iyonomer ve rezin simanlar kullanılmıştır.

### **2.6.1. Çinko Fosfat Siman**

Çinko fosfat simanlar; en eski, en bilinen ve günümüzde de hala kullanılan yapıştırma simanlarıdır. Toz kısmının ana bileşeni %2-10 magnezyum oksit eklenmiş çinko oksittir. Likit kısmı ise %45-60'lık fosforik asit çözeltisidir.<sup>(97)</sup> Karıştırma sırasında kullanılan toz-likit oranı fiziksel özelliklerini etkilemektedir. Çinko fosfat simanların elastik modülü dentine yakın, maliyetleri düşük ve kullanımları kolaydır. Ancak, diş dokuları ile kimyasal bağlantı oluşturmazlar, çekme dayanımları düşüktür ve sertleşme süreleri uzundur.<sup>(98)</sup>

### **2.6.2. Polikarboksilat Siman**

Polikarboksilat simanların tozu %10 magnezyum oksit eklenmiş çinko oksitten oluşmaktadır. Likit kısmı %30-45'lik akrilik asit çözeltisidir. Bazı ticari formlarında polimer kurutularak toz kısma eklenmiş ve siman hazırlamak için saf su kullanılmıştır. Polikarboksilat simanın diş dokularına adezyonu iyi, basma dayanımı yüksek, çözünürlüğü ise düşüktür. Çalışma süresi kısa olduğundan hassas bir uygulama gerektirmektedir.<sup>(99)</sup>

### 2.6.3. Cam İyonomer Siman

Cam iyonomer simanlar 1972 yılında geliştirilmiş olup ve günümüzde en yaygın kullanılan yapıştırma simanlarıdır.<sup>(100)</sup> Tozu kalsiyum floro-alüminosilikat cam, likiti ise poliakrilik asit veya akrilik asit kopolimeridir. Likit içeriğine, çalışma zamanı ve akıcılığı arttırmak için tartarik asit de eklenmiştir.<sup>(101)</sup> Cam iyonomer simanlar, mine ve dentin ile kimyasal bağlantı oluştururlar, ayrıca ısısal genleşme katsayıları ve ısı iletkenlikleri diş dokuları ile uyumludur.<sup>(99)</sup> Kırılma dayanımları düşüktür. Maksimum dayanıklılığa ulaşabilmesi için bazen birkaç hafta süre gerektiğinden, post simantasyonu için uygun bir ajan değildir.<sup>(98)</sup>

Rezin modifiye cam iyonomer simanlarda, geleneksel cam iyonomer simanlara %20 oranında rezin ilave edilerek gerilme ve aşınma dayanımları artırılmış, ağız sıvılarında çözünürlük azaltılmıştır.<sup>(102)</sup> Ancak, sertleşme sonrası genleşme özelliği nedeniyle post simantasyonunda kullanılmaları önerilmemektedir.<sup>(103)</sup>

### 2.6.4. Rezin Simanlar

Rezin simanlar içerik ve karakteristik özellikler bakımından restoratif kompozitlere benzemektedir. Diş dokularına kimyasal olarak bağlanabilirken, birçok dental materyale de yapışabilirler. Rezin simanın mineye adezyonu, mikromekanik olarak hidroksiapatit kristallerinde ve asitlenmiş mine yüzeyinde oluşur. Dentindeki adezyon ise, hibrit tabakanın altında bulunan demineralize dentin ile mikromekanik olarak sağlanır.<sup>(104)</sup> Yüksek fiziksel ve mekanik özelliklerinin yanı sıra çözünürlükleri düşüktür ve seramik restorasyonların da dayanımlarını arttırırlar.<sup>(105)</sup> Dezavantajları arasında; hassas çalışma gerektirmeleri, sertleştikten sonra temizlenmelerinin zor olması ve kalın bir film tabakası oluşturmaları sayılabilir.<sup>(106)</sup> Rezin simanlar kompozit rezinlerde olduğu gibi organik matris, inorganik doldurucular ve ara fazdan oluşurlar ve polimerizasyon şekillerine göre 3'e ayrılırlar; (a) kimyasal olarak polimerize olanlar (chemical-cure), (b) ışık ile polimerize olanlar (light-cure), (c) hem kimyasal hem de ışıkla polimerize olanlar (dual-cure).<sup>(105)</sup>

**Kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar:** Kimyasal olarak polimerize olan simanların kullanım alanları; endodontik postlar, zayıf tutuculuğa sahip metal restorasyonlar ve ışığın ulaşamayacağı kalın veya opak (zirkonyum oksit içeren) tam

seramik ve kompozit restorasyonlardır. Bu simanların renk seçenekleri sınırlıdır, ayrıca translusent özellik göstermezler.<sup>(107)</sup>

**Işık ile polimerize olan rezin simanlar:** Işıkla polimerize olan rezin simanların kullanım alanları, ışığın kolaylıkla ulaşabileceği kadar ince (en fazla 1.5 mm kalınlığında) cam seramik ve indirekt kompozit restorasyonları kapsamaktadır.<sup>(108)</sup> Renk stabilizasyonlarının iyi olması ve çalışma sürelerinin uzun olması gibi avantajları vardır.<sup>(109)</sup>

**Dual polimerize olan rezin simanlar:** Dual polimerize olan rezin simanlar, restorasyon materyalinin opak olması nedeniyle ışığın rezine ulaşmasının tam olarak sağlanamayacağı kalın restorasyonların simantasyonunda kullanılır.<sup>(110)</sup> Işıkla polimerizasyon reaksiyonu, kimyasal polimerizasyona oranla çok daha hızlı gerçekleşir; ışık kaynağından gelen ışıkla tamamlanamayan polimerizasyon işlemi kimyasal olarak tamamlanır.<sup>(111)</sup> Polimerizasyon reaksiyonunun başlaması peroksit türevi bir başlatıcı ile amin türevi bir hızlandırıcı ile gerçekleşir. Işık reaksiyonu ile kamforokinon (cq) başlatıcının aktivasyonu için 460 nm dalga boyunda mavi görünür ışık gereklidir. Polimerizasyon için ek kimyasalların kullanımı zamanla renk değişikliğine neden olabilmektedir.<sup>(112)</sup> Estetik bölgelerde renk değişimini önlemek ve marjinal bütünlüğü sağlamak için dual polimerize olan simanların polimerizasyonlarında mutlaka ışık kullanımı önerilmektedir.<sup>(113)</sup>

## 2.7. Post Uygulanmış Dişlerin Restorasyonu

Kök kanal tedavisi sonrası oluşan dental doku kaybının yerine konulabilmesi için; amalgam, kompozit ve fiber ağlarla desteklenmiş kompozit restorasyonları gibi direkt yöntemlerin yanı sıra endo-kron, overlay, inley, onlay ve tam kron gibi indirekt restorasyonlar da kullanılmaktadır. <sup>(114,115)</sup> Post-kor restorasyonu uygulanmış dişlerde estetik ve fonksiyonun sağlanması için, kor restorasyonu sonrası yapılan preparasyonlar sonrasında tam kron restorasyonlar uygulanır. Tam kron restorasyonları, metal seramik ve tam seramik restorasyonlar şeklinde uygulanabilmektedir. Metal seramik restorasyonlar içerdikleri metal altyapı nedeniyle estetik dezavantajlara sahiptir. Bu nedenle günümüzde olumlu estetik özelliklere sahip tam seramik restorasyonlar yaygın bir şekilde kullanılmaktadır.<sup>(115)</sup>

## 2.8. Tam Seramik Restorasyonlar

Diş hekimliğinde kullanılan seramikler genel olarak cam matriks ve içerisindeki kristalin minerallerinden oluşmaktadır.<sup>(99)</sup> Tam seramik restorasyonlar, ışığı geçirme özellikleri sayesinde renk derinliği sağlayan estetik üstünlüğe sahip materyallerdir. Ayrıca, doğal diş dokusuna yakın ısıl genleşme katsayısına sahip olmaları, ısı iletkenliği, korozyona uğramamaları, plak birikimini önleyecek şekilde düzgün yapıda olmaları ve biyouyumlu olmaları gibi avantajlara sahiptirler.<sup>(116)</sup> Dezavantajları arasında kolay kırılmaları ve düşük dayanıklılığa sahip olmaları gelmektedir.<sup>(117)</sup> Tam seramik restorasyonlar; (a) dispersiyon ile güçlendirilmiş seramikler, (b) dökülebilir seramikler, (c) preslenebilir seramikler, (d) CAD-CAM sistemleri olarak sınıflandırılır.<sup>(118)</sup>

### 2.8.1. Dispersiyon ile Güçlendirilmiş Seramikler

Dispersiyon yöntemi ile güçlendirilen seramiklerde direncin artırılması için kullanılan yöntemlerden biri iyon değişimi yöntemidir. Camın bileşenlerinden olan ve çapı diğer bileşenlere göre daha küçük olan sodyum iyonlarının, çap olarak 35 kat daha büyük olan potasyum iyonlarıyla yer değiştirmesi sağlanarak basma gerilmesi oluşturulur ve dayanıklılık artırılmış olur.<sup>(119)</sup>

### 2.8.2. Dökülebilir Seramikler

Dökülebilir seramiklerde; kristalizasyon olarak adlandırılan özel bir işlem uygulanmaktadır. Uygulanan ısıl işlem sonrası cam matriks içindeki tetrasiklik flor mika kristallerinin boyutu artırılarak dayanıklılığın artması sağlanmaktadır.<sup>(120)</sup>

### 2.8.3. Preslenebilir Seramikler

Preslenebilir seramik sistemleri, ısı ve basınçla şekillendirme tekniğine dayanmaktadır. Sistemin ilk örneği olan IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) sistemi, ticari olarak 1991 yılında piyasaya sunulmuştur. Mum atımı sonrası elde edilen döküm boşluğu, lüsit kristal içerikli hazır seramik blokların özel fırınlarda ısı ve basınç altında eritilmesi ve basınçla döküm boşluğuna itilmesi ile doldurulur. Bu sistemde restorasyon son şekli ile elde edilip yüzey boyama ile

renklendirilebilir ya da seramik altyapı elde edildikten sonra tabakalama yöntemi ile restorasyona son şekli verilebilir.<sup>(121)</sup>

#### 2.8.4. CAD-CAM Sistemleri

CAD/CAM sistemi diş hekimliğinde temel olarak, bilgisayar yazılımı kullanılarak çok hassas bir freze makinesinin çalıştırılması sonucu; seramik bloklardan korlar, kronlar ve köprüler üretilmesini sağlamak amacıyla kullanılmaktadır. Bu sistemde geleneksel ölçü alma yöntemleri kullanılmamakla birlikte bekleme süresi de kısaltılmıştır.<sup>(122)</sup>

#### 2.9. Diş Hekimliğinde Biyomekanik

İnsan vücudundaki biyolojik yapıların kuvvet altında davranışlarını incelen bilim dalına biyomekanik denir. Diş hekimliği için biyomekanik kavramı; çeşitli kuvvetlerin diş, diş çevre dokuları ve restorasyonlara etkisini kapsamaktadır.<sup>(123)</sup>

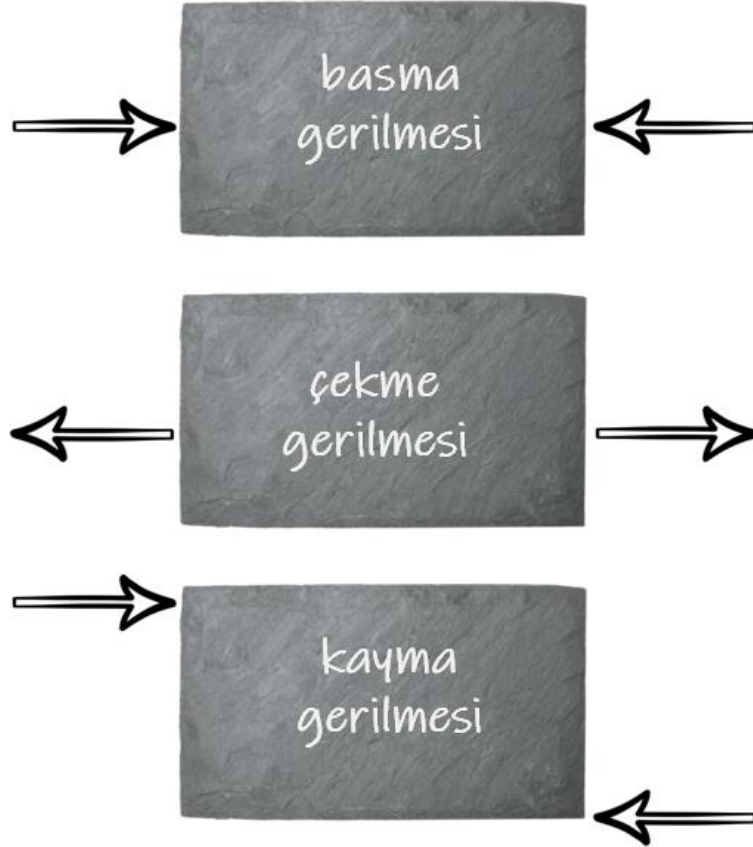
**Kuvvet:** Kuvvet, bir cismi hareket ettiren, hareket eden bir cismi durduran, cisimlerin durum ve/veya şekillerini değiştirebilen etkidir. Bir cisme kuvvet uygulandığında, cisim hareket etmiyorsa şekil değişimine uğrar ve bu da deformasyona neden olur. Newton kanunlarında kuvvet; cismin kütlesi ve ivmesinin çarpımına eşittir. Birimi, Newton (N) veya kg-f cinsinde ifade edilir.<sup>(124)</sup>

**Okluzal Kuvvet:** Çiğneme kaslarının ürettiği kuvvetler, temporomandibular (TME) eklemin hareketi aracılığıyla dental arka iletilir. Okluzal kuvvet miktarını etkileyen durumlar arasında; yaş, cinsiyet, TME problemleri ve dişin arktaki konumu bulunmaktadır. Okluzal kuvvetler; TME'ye en yakın olan azı dişleri bölgesinden kesici dişlerin bulunduğu ön bölgeye doğru azalmakla beraber genel olarak 150-800 N arası bir değerde oldukları kabul edilmektedir.<sup>(125)</sup>

**Gerilme (Gerilim, Stres):** Bir cisme kuvvet uygulandığında, uygulanan dış kuvvete karşı bu kuvvete eşit ve zıt yönde bir tepki kuvveti oluşur ve oluşan her 2 kuvvet, tüm cisim alanı üzerinde dağılır. Buradan yola çıkılarak gerilme; birim alana gelen kuvvet olarak tanımlanır.<sup>(125)</sup> Gerilme birimi Paskal ( $N/m^2$ )'dir. Ancak, diş hekimliğinde kullanılan objeler küçük olduğu için megapaskal (MPa) ve/veya

(N/mm<sup>2</sup>) daha fazla kullanılmaktadır.<sup>(126)</sup> Gerilme “S” ya da “ $\sigma$ ” harfleriyle ifade edilmektedir.

Gerilmenin türü kuvvet bileşenleri tarafından belirlenmektedir. Kuvvet, farklı doğrultu ve açılarla uygulanabilir ve genellikle karmaşık gerilmelerin oluşması için birkaç kuvvetin bir araya gelmesi gerekmektedir. Gerilme türleri temel olarak; basma, çekme ve kayma olmak üzere 3’e ayrılır.<sup>(124)</sup> Basma gerilmesi; aynı doğrultuda ve ters yönde 2 kuvvetin cisme uygulanması ile meydana gelen ve yapıyı sıkıştırmaya yarayan,<sup>(127)</sup> çekme gerilmesi; aynı doğrultuda ve ters yönde 2 kuvvetin cisme uygulanması<sup>(124)</sup> ile meydana gelen ve yapıyı uzatma yarayan gerilme türleridir.<sup>(127)</sup> Kayma gerilmesi ise; birbirine paralel, farklı doğrultuda ve zıt yönde 2 kuvvetin uygulanmasıyla<sup>(124)</sup> yapının bir kısmının diğer kısmına paralel olacak şekilde kaydırılarak büküldüğü ya da deformasyona uğratıldığında ortaya çıkan gerilmedir.<sup>(127)</sup>



Şekil 2.5. Gerilme türleri

**Gerinme (Gerinim, Strain):** Gerinme, bir cisme uygulanan gerilmeye bağı olarak oluşan fiziksel deformasyondur. Cisimde oluşan boyut değişikliğinin cismin orijinal boyutuna oranıdır. Değişim miktarını uygulanan kuvvet ve maddenin özellikleri belirlemektedir. Gerinme bir oran olduğundan ölçü birimi yoktur. Üzerlerine etki etki eden kuvvetler sonucu tüm cisimler deformasyona uğramaktadır. Deformasyon, elastik ya da plastik deformasyon olarak meydana gelebilir. Elastik deformasyonda, kuvvet ortadan kalktığında cisim eski haline döner ve oluşan fiziksel değişim eski haline döner. Kuvvet uygulanması sonucu oluşan gerilmeler, birim alana düşen bileşke kuvvet değerini aştığında ise plastik deformasyon meydana gelerek cisimde kopma veya kırılmalara neden olur.<sup>(125)</sup>

**Dayanıklılık (Dayanım):** Dayanıklılık, bir cismi bozmak veya kırmak için gerekli olan maksimum gerilme değeri olarak tanımlanmaktadır. Gerilme türüne göre basma, çekme veya kayma dayanımı gibi isimler ile adlandırılır.<sup>(124)</sup>

**Elastik Modülü (Elastisite Modülü, Young Modülü):** Esneme ve deformasyona karşı materyalin gösterdiği dirençtir. Gerilmenin gerinmeye oranı hesaplanarak bulunur. Elastik modülü yüksek olan materyaller kuvvet karşısında daha az deforme olduğundan elastik modülü arttıkça materyalin sertliği artar.<sup>(128)</sup> Birimi  $N/mm^2$ 'dir.<sup>(129)</sup> *Elastik modülü = Gerilme/Gerinme* formülü ile hesaplanır. Homojen materyaller için elastik modülünün sabit olduğu varsayılır ancak homojen olmayan materyallerin elastik modülleri çok değişken olduğundan belirlenmesi daha zordur.<sup>(128)</sup>

**Poisson Oranı:** Poisson Oranı, elastik sınırlar içerisinde cisme uygulanan çekme veya basma kuvvetleri sonucu, cismin enindeki birim boyut değişiminin boyundaki birim boyut değişimine oranıdır. Poisson oranı “ $\nu$ ” harfiyle sembolize edilir. *Poisson oranı ( $\nu$ ) = Endeki birim boyut değişimi/Boydaki birim boyut değişimi* formülü ile hesaplanır.<sup>(129)</sup>

**Von Mises Eşdeğer Gerilmesi:** Von Mises ve ark.<sup>(130)</sup>'nın biçim değiştirme enerjisi adı ile ortaya koyduğu enerji hipotezine göre; bir cismin belirli bir bölümündeki iç enerjisi belirli bir değeri aşarsa, cisim o noktada şekil değiştirir. Von Mises eşdeğer gerilmesi, SEA verilerinin stres dağılımı açısından değerlendirilmesinde kullanılan bir kriterdir. Çeşitli matematiksel ispatlar yardımı ile elemanlar üzerinde oluşan gerilmelerin ve kayma gerilmelerinin ortalaması bulunarak ve 3 asal gerilme değeri

kullanılarak hesaplanmaktadır. Von Mises eşdeğer gerilmesi ( $\sigma_M$ ), çekilebilir malzemeler için şekil değişiminin başlangıcı olarak tanımlanmaktadır.

## 2.10. Diş Hekimliğinde Gerilme Analizi Yöntemleri

Diş ve çevre dokularda fonksiyonel kuvvetlerin oluşturduğu gerilmeleri ölçmek için diş hekimliğinde, birçok yöntem kullanılmaktadır. Bu yöntemlerin sınıflandırılması aşağıdaki gibidir; (a) kırılğan vernik kaplama ile gerilme analizi yöntemi, (b) fotoelastik gerilme analizi yöntemi, (c) gerinim ölçer (strain gauge) ile gerilme analizi yöntemi, (d) radyoteleometri ile gerilme analizi yöntemi, (e) termografik kuvvet analizi yöntemi, (f) lazer ışını ile gerilme analizi yöntemi (holografik interferometri), (g) SEA.<sup>(131)</sup>

**Kırılğan Vernik Kaplama ile Gerilme Analizi Yöntemi:** Bu teknik kullanılarak yapılan analizde; incelenecek modelin üzerine özel vernik sürülmesi sonrası fırınlama işlemi yapılır. Kuvvet yüklemesinin ardından incelenecek bölgelerde oluşan çatlaklar yorumlanır.<sup>(127)</sup>

**Fotoelastik Gerilme Analizi Yöntemi:** Fotoelastik yöntem; polarize ışık huzmesinin, kuvvet yüklenmiş bir materyalden geçerken maddeyi farklı hızlarda kat etmesi ve dikey titreşimlere dönüşmesi temeline dayanır. Aradaki faz farkı, Polariskop cihazı kullanılarak belirlenir.<sup>(131)</sup>

**Gerinim Ölçer (Strain Gauge) ile Gerilme Analizi Yöntemi:** Bu teknikte kullanılan gerinim ölçer cihazı, yük altındaki yapıların bünyesinde oluşan doğrusal şekil değişikliklerinin saptanması amacıyla kullanılmaktadır. Yük uygulanan bölgelerdeki basınç miktarının ölçümünü sağlar.<sup>(131)</sup>

**Radyoteleometri ile Gerilme Analizi Yöntemi:** Radyoteleometri ile gerilme analiz yöntemi; güç kaynağı, radyotransmitter, gerilim ölçerler, anten ve veri kaydediciyi içeren kompleks bir donanıma sahiptir. Veri oluşumu, oluşan voltaj düşüşlerinin frekansı değiştirmesi sonucu sağlanır.<sup>(131)</sup>

**Termografik Kuvvet Analizi Yöntemi:** Bu yöntemin temeli; periyodik olarak kuvvet uygulanan bir materyalin ısısında da değişiklik olması fikrine dayanmaktadır. Dezavantajı, canlı dokularda meydana gelen ısı değişimlerinin restorasyona etkilerinin belirlenmesinin mümkün olmamasıdır.<sup>(127)</sup>



**Lazer Işını ile Gerilme Analizi Yöntemi (Holografik İnterferometri):** Hologram; cisimlerden 3B görüntü elde etmek amacıyla, ışık kaynağından çıkan 2 ışının oluşturduğu mikroskobik girişim saçaklarının kaydedilmesi yolu ile uygulanan bir işlemdir. Holografik interferometre, cisim yüzeylerinde oluşan gerilmelere bağlı değişimlerin tespit edilebilmesini sağlar.<sup>(130)</sup>

## 2.11. SEA Yöntemi

SEA, sürekli ortamların daha küçük parçalara ayrılması ve analitik olarak modellenmesi ile oluşturulan elemanlar yardımıyla ifade edilmesi esasına dayanan bir yöntemdir.<sup>(132)</sup> 1956 yılında ilk kez uçak endüstrisinde kullanılmaya başlanmış, daha sonraları ise kullanımı; ısı transferi, akışkanlar mekaniği, akustik, elektromanyetik ve biyomekanik gibi birçok alana yayılmıştır.<sup>(133)</sup> Diş hekimliğinde ise SEA, bilgisayar yardımı ile çözümlenmesi amacıyla biyomekanik sistemin matematiksel modelinin çıkartılması esasına dayanır. Diş hekimliğinde bu yöntem; konservatif, endodontik ve protetik restorasyonlar ile implant değerlendirmelerinde kullanılmaktadır.

SEA; diferansiyel denklemler kullanılarak denge mekanizması (dış kuvvetler ve deformasyon-deplasman arasındaki denge) belirlenmesi ile matematiksel modeller oluşturulur ve bu denklemlerin sayısal çözümü yapılır. Probleme bağlı olarak, matematiksel model olarak ifade edilen denklemler; 1B, 2B veya 3B olabilir. Matematiksel modelin tamamlanması ve sınır koşullarının oluşturulması, problem sınırında değişkenin tanımlanması ile sağlanır (gerilme analizlerine deplasman değişkeni olarak alınmaktadır).<sup>(134)</sup>

Modeldeki gerilmeleri matematiksel olarak elde edebilmek için gerekli bilgiler aşağıdaki gibidir; (a) her bir elemanla ilgili olarak materyalin elastik modülü ve Poisson oranı, (b) düğüm noktaları ve elemanlarının toplam sayısı ile her bir düğüm noktasını ve elemanı belirlemek için numaralandırma sistemi, (c) sınır şartları tipi ve dış düğümlere uygulanan kuvvetler.<sup>(125)</sup>

SEA yönteminde, parçadan bütüne gitme prensibi kullanılmaktadır. İncelenecek cisim bilgisayar ortamında belirli sayıda düzgün alt parçalara yani elemanlara ayrılarak temsil edilir ve bir ağ yapıya dönüştürülür. Bu ağ yapıya “mesh” adı verilir. Genel yapı; elemanlar, bunlara bağlı düğüm noktaları ve belirleyici sınır

koşullarından oluşur. Oluşturulan elemanlar, modelin orijinal özelliklerinin tümünü taşır. Elemanların birbirleriyle temas ettiği yüzeylerde düğüm noktaları oluşur. Yapılan ölçümün hassasiyeti, eleman sayısı arttıkça artar.

Sabit bir başlangıç noktasına göre tüm düğümlerin  $x$ ,  $y$ ,  $z$  eksenlerindeki koordinatları belirlenir ve bilgisayar ortamına aktarılır. Daha sonra tüm elemanların elastik modülleri ve Poisson oranları da bilgisayara aktarılır. Yön, şiddet ve açısı belli olan kuvvetler, model üzerinde belirlenmiş olan düğüm noktalarına eklenir. Son aşama olarak analizin çözümlenmesi sonucu, her bir elemandaki ve dolayısıyla elemanların oluşturdukları cismin tamamındaki gerilme, gerinim ve yer değiştirmeler belirlenir.<sup>(135)</sup>

#### **2.11.1. SEA Avantajları**

Elde edilebilen avantajlar; (a) bazı durumlarda iç içe geçmiş elemanlardaki malzeme özelliklerinin aynı olmaması sonucu analizde sorunlar yaşanabilmektedir. SEA yöntemi, birden çok malzeme birleştirilerek oluşturulan cisimlerde uygulanabilir, (b) hazırlanan modeller, gerçek yapıya çok yakın özelliklere sahiptir, (c) düzgün sınırlara sahip olmayan şekillerin ve eğri kenarlı elemanların analizine olanak sağlamasının yanı sıra bu yöntemle kullanıcı tarafından eleman boyutları kolayca değiştirilebilir. Bu sayede işlem hızının arttırılabilmesi için; önemli değişiklikler beklenen bölgelerde daha küçük elemanlar kullanılarak hassas işlemler yapılabilirken, aynı parçanın diğer bölgeleri büyük elemanlara bölünebilir, (d) gerilme, gerinim ve yer değiştirmeler hassas bir şekilde elde edilebilir,<sup>(136)</sup> (e) analizi yapılan modeller ve uygulanan kuvvetlerde değişiklikler yapılabilir ve işlem pek çok kez tekrarlanabilir, (f) insan gücüne ihtiyaç duyulmadan maksimum standardizasyon sağlanır,<sup>(137)</sup> (g) klinikte çalışılması mümkün olmayan araştırmalara olanak tanır ve düşünce esnekliği sağlar, (h) daha düşük maliyet ve daha az zaman gerektirir.<sup>(138)</sup>

#### **2.11.2. SEA Dezavantajları**

Elde edilebilen dezavantajlar; (a) modeli oluşturulan yapıların homojen, izotropik ve doğrusal elastiklik gibi malzeme özellikleri ile ilgili varsayımlar, modellenen yapıların gerçekte olduğundan daha çok dinamik yük altında olmalarından dolayı, yapının temsili örneğini tam olarak yansıtmazlar. Bu yöntemle yapıların dinamik

açından analizi yapılabilirse de bu durum işlem sürecinin uzamasına ve işlemin karmaşıklaşmasına neden olur, (b) araştırmacının; malzeme özellikleri, geometrisi ve modellenen gerçek sistemin yüklenmesi gibi bazı önemli özellikleri doğru hesaplaması ve bilgi aktarımının çok hassas olması gerekir. Araştırmanın doğruluğu ve yöntemin geçerliliği buna bağlıdır,<sup>(136)</sup> (c) yöntemin gerçekleştirilmesi için kullanılacak bilgisayarlar ile modelleme ve analizlerin yapıldığı bilgisayar programlarının oluşturacağı maliyet ekonomik dezavantajdır, (d) daha kesin sonuçlar elde etmek için eleman boyutlarının küçültülmesi daha büyük bilgisayar hafızası gerektirir. Kullanılan bilgisayarın hafızasındaki yetersizler çözümün hassasiyetine sınırlama getirebilir,<sup>(139)</sup> (e) analizin yapılabilmesi için uzman kişilere ihtiyaç duyulmaktadır.<sup>(140)</sup>

### 2.11.3. SEA Temel Kavramları

**Düğüm (Node):** SEA yönteminde oluşturulan modeller, sonlu sayıda elemanlara bölünür. Bu elemanların belli noktalardan birbirleri ile bağlanması sonucu oluşan bağlanma noktalara düğüm (node) adı verilir. Katı modellerde, her bir elemandaki yer değiştirmeler doğrudan düğüm noktalarındaki yer değiştirmelerle ve dolayısı ile elemanların gerilmeleriyle ilişkilidir.<sup>(136)</sup>

**Eleman (Element):** SEA yönteminde sistemin tanımlandığı bölge, eleman (element) olarak adlandırılan basit geometrik şekillere bölünür. Bu elemanlar, "*düğüm*" adı verilen özel noktalardaki bilinmeyen değerler cinsinden ifade edilir. Elemanların birleştirilmesi sonucu lineer veya lineer olmayan matematiksel denklem seti, sınır koşullarını da içerecek şekilde oluşturulur. Sistemin yaklaşık davranışı bu denklemlerin çözümü ile elde edilir. Düğüm noktaları için tanımlanmış şartların, matematiksel lineer denklemlere çevrilmesi sonrası denklemler çözülerek tüm elemanların gerçek gerilmeleri hesaplanır. Modelin bölündüğü eleman sayısı arttıkça daha gerçekçi sonuçlar elde edilir.<sup>(136)</sup>

**Mesh (Ağ) Oluşturulması:** Mesh (ağ) oluşturma işleminde; modeller sonlu sayıda elemanlara bölünür, düğüm noktaları ve elemanların koordinatları oluşturulur. Mesh üretilecek alanda; hangi bölgelerin eleman yoğunluğunun fazla, hangi bölgelerin eleman yoğunluğunun daha az olacağına kullanıcının karar vermesi gerekebilir.

Sonrasında cismin sabitlendiği ve kuvvetin uygulandığı alanları gösteren sınır koşulları belirlenir.<sup>(141)</sup>

**Katı Modelleme:** Gerçek anlamda cismin iç ve dış geometrisinin tanımlandığı üst düzey modelleme tekniğidir. Katı modelleme ile; ağırlık, moment gibi parametreler hesaplanabilirken çeşitli kesitler alınarak cismin iç geometrik formu incelenebilir. Ayrıca, cismin yüzeyinde renk, geçirgenlik, ışıık yoğunluğu ve gölgeleme yapılabilir.<sup>(136)</sup>



### 3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu araştırma; Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda ve Akdeniz Üniversitesi Ziraat Fakültesi Tarım Makinaları ve Teknolojileri Mühendisliği Bölümü'nde gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışma, kök kanal tedavisi uygulanmış tek köklü ve tek kanallı, fiber post ve tam seramik kron uygulamasıyla restore edilmiş üst santral kesici diş modeli üzerinden, farklı çaplarda periapikal lezyon varlığının SEA yöntemi ile materyalin gerilme dağılımına etkisinin değerlendirilmesi amacıyla planlanmıştır. Dişteki periapikal lezyon varlığı/yokluğunun, varsa boyutunun, diş yapılarının yük altında gösterdiği davranışa etkisini incelemek için, 3B SEA yöntemi uygulanmıştır.

#### 3.1. Yapısal Bileşenlerin ve Ana Modelin Oluşturulması

Bu çalışmada SEA'da kullanılmak üzere üst santral kesici diş seçildi. Dişin 3B sonlu eleman modeli; literatür taraması sonucu uygunluğu doğrulanmış, bir 3B tarayıcı aracılığıyla elde edilen gerçek bir maksiller santral kesici dişin geometrisine dayalı olarak tanımlandı (Tablo 3.1) (Şekil 3.1).<sup>(142)</sup>

**Tablo 3.1.** Diş modelinin temel boyutları

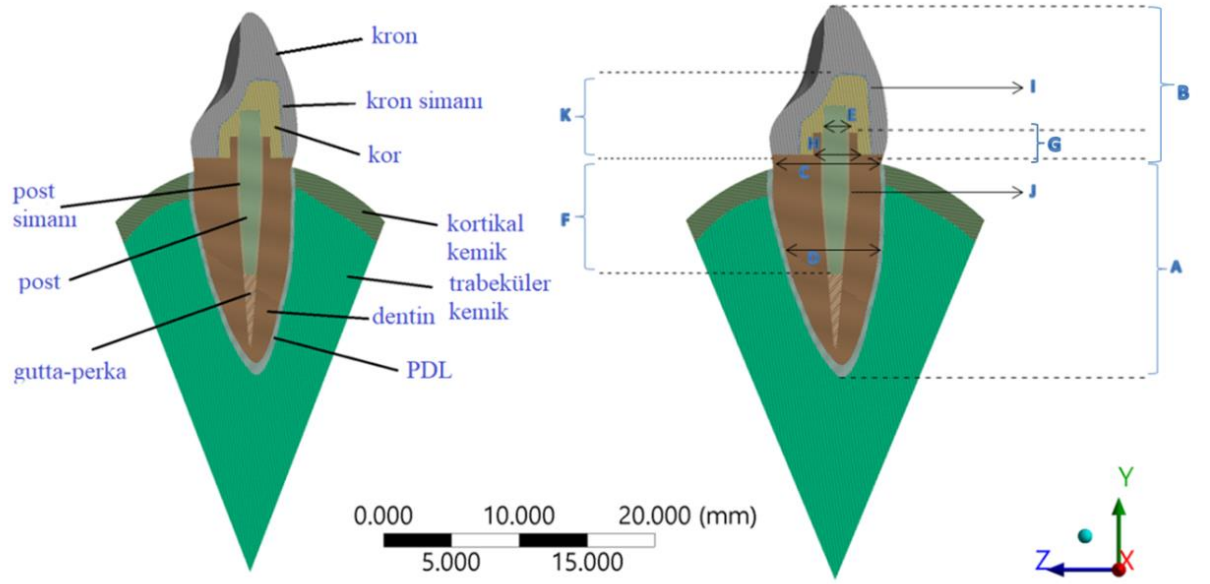
| Parametreler                                          | Referans değerler (mm) |
|-------------------------------------------------------|------------------------|
| Kök uzunluğu (A)                                      | 14.5                   |
| Kron uzunluğu (B)                                     | 11.0                   |
| Vestibulo-palatinal uzunluk (CEJ) (C)                 | 7.10                   |
| Vestibulo-palatinal uzunluk (Kök orta noktası) (D)    | 5.50                   |
| Koronal yükseklikte post çapı (E)                     | 1.50                   |
| Kök içerisindeki post uzunluğu (CEJ'den itibaren) (F) | 10.0                   |
| Ferrule yüksekliği (G)                                | 1.50                   |
| CEJ'de ferrulenin dış çapı (H)                        | 3.00                   |
| Kron simanı kalınlığı (I)                             | 0.10                   |
| Post simanı kalınlığı (J)                             | 0.20                   |
| Kor yüksekliği (K)                                    | 5.00                   |

Kök kanal tedavisi ve daha sonraki post restorasyonu Solidworks (SolidWorks Corp., Massachusetts, ABD) 3B CAD modeli kullanılarak simüle edildi. Yapısal analizler için ANSYS Workbench (ANSYS, Canonsburg, ABD) program ara yüzü kullanıldı

ve şu genel prensipler uygulandı: (a) post-kor ve tam seramik kronla restore edilmiş üst santral kesici dişin geometrisi, tüm bileşenlerin vertikal merkez çizgisi boyunca eksenel simetriyi sağlayacak şekilde modellenmesiyle basitleştirildi, (b) kık yüzeyini kaplayan sement tabakası çok ince olduğu için, sement tabakası dentinin bir parçası olarak kabul edildi, (c) bileşenler arasında boşluk olmadığı ve tüm bileşenlerin mükemmel bir şekilde bağlandığı varsayıldı, (d) kemiğin dış yüzeyi, sıfır yer değiştirmeye izin verecek şekilde sabitlendi, (e) kık kanal tedavisine bağlı oluşan ön gerilmeler dikkate alınmadı, (f) tüm malzemeler lineer ve izotropik olarak kabul edildi.

Restorasyonun farklı parametrelerinin mekanik performansı üzerindeki etkisini incelemek için lezyonsuz bir referans model oluşturuldu. Dentin bileşeninin; post, kor, kron, PDL ve gutta-perka ile bağlantılı olarak oluşturulması planlandı. Klinik olarak kık kanal tedavisi sonrası ve post yerleştirilmesi işlemi öncesi, apikal alanda 4 mm gutta-perka bırakıldığı için, oluşturulan modelde de apikal bölgede kalan gutta-perka uzunluğu 4 mm, gutta-perka ile apikal sonlanma arasđ mesafe 0.5 mm olarak belirlendi. PDL kalınlığı 0.2 mm olarak planlandı. Trabeküler kemiğin apđ 10 mm, uzunluğu 13 mm, kompakt kemiğin apđ 12 mm ve uzunluğu 15 mm olarak belirlendi. Temel bileşenler; kemik (kortikal ve trabeküler), PDL, kık, gutta-perka, post, post simanı, kor, kron simanı ve kron olarak modellendi.

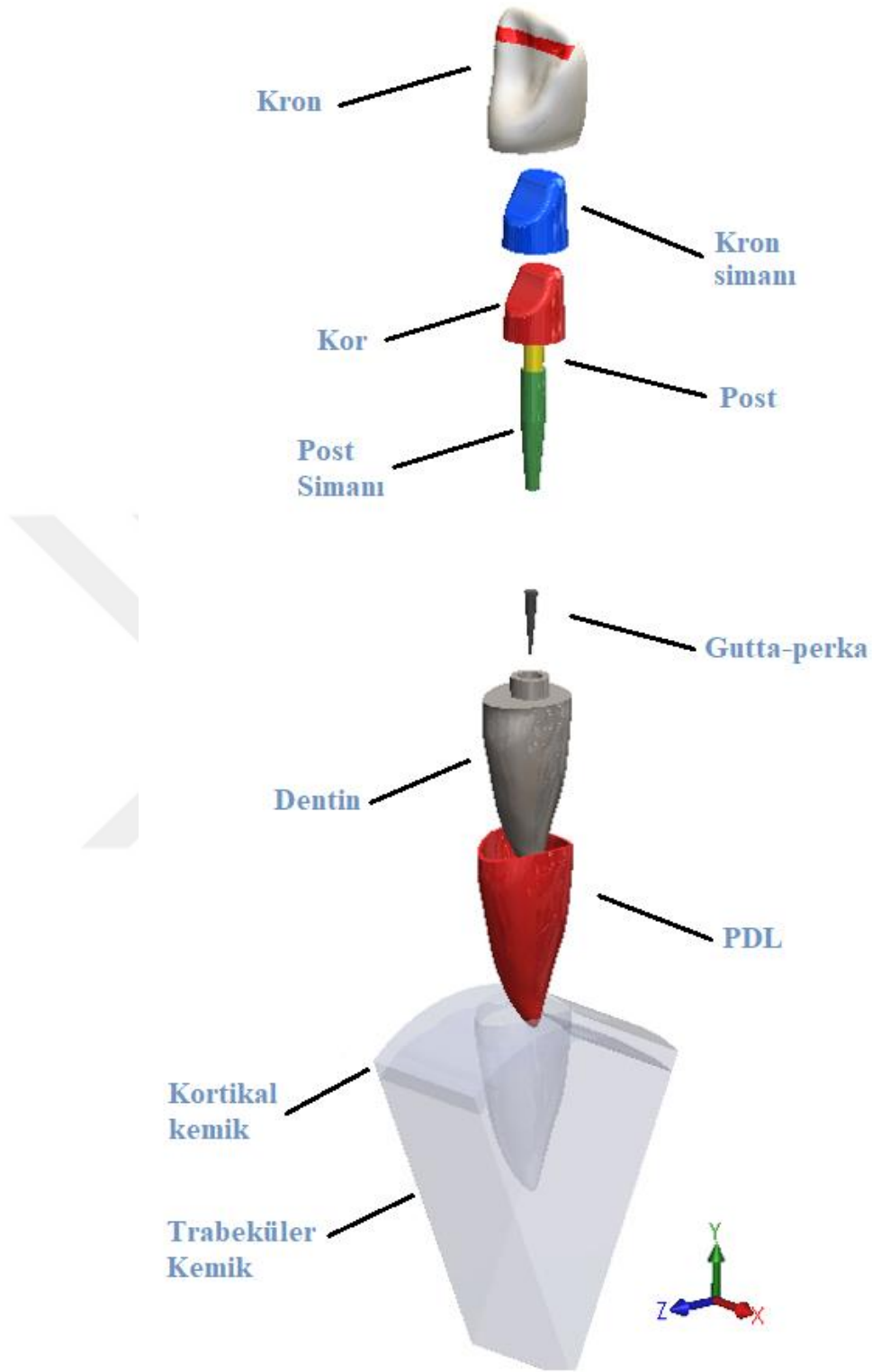
Modelde, cam fiber post (ParaPost Fiber White, Coltène/Whaledent, Mahwah, ABD); 1.5 mm çap ve 15 mm uzunluk ile uluşturuldu. Post, tasarđmsal olarak paralel ve uca doğru konik sonlandırıldı. Ferrule 1.5 mm olarak belirlendi ve kıkın tamamđ dentin olarak kabul edilerek sement kalınlığı ihmal edildi.



**Şekil 3.1.** Model temel bileşenlerinin sagittal kesitte gösterimi ( A: Kök uzunluğu, B: Kron uzunluğu, C: Vestibulo-palatinal uzunluk (CEJ), D: Vestibulo-palatinal uzunluk (Kök orta noktası), E: Koronal yükseklikte post çapı, F: Kök içerisindeki post uzunluğu, G: Ferrule yüksekliği, H: CEJ'de ferrulenin dış çapı, I: Kron simanı kalınlığı, J: Post simanı kalınlığı, K: Kor yüksekliği)

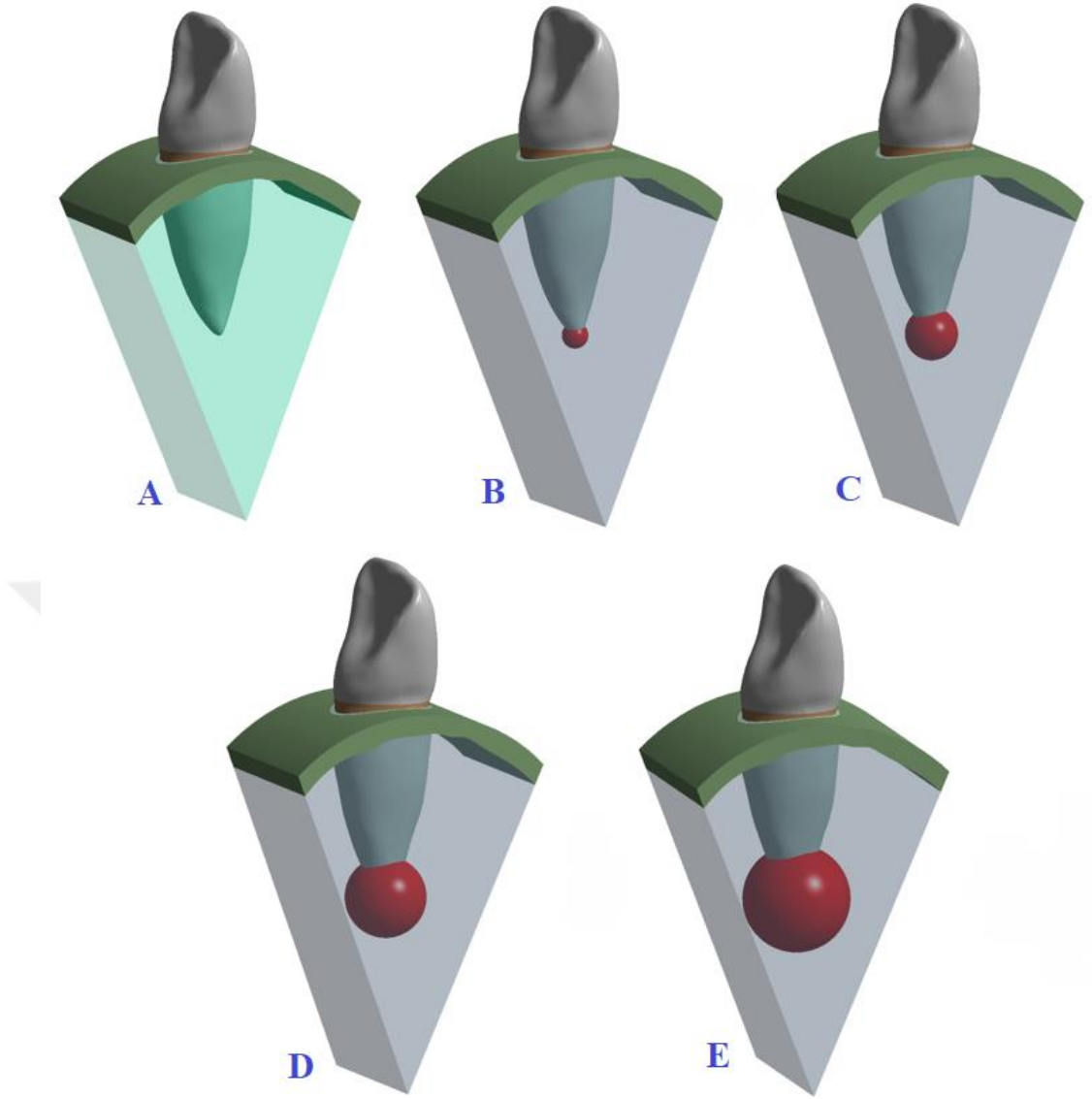
Dentin-post ve kron-kor arası dual cure rezin siman (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) kalınlıkları sırasıyla 0.1 mm ve 0.2 mm olarak belirlendi. Kor restorasyonunda; rezin kompozit (ParaPost Fiber White, Coltène/Whaledent, Mahwah, ABD) kullanılarak, dişeti seviyesinde sonlanan 135° chamfer tarzı basamak oluşturuldu. Kron restorasyonunda tam porselen kron (IPS Empress, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) uygulandı ve kesici diş modeli elde edildi (Şekil 3.2).

Lezyonsuz referans modelin oluşturulması sonrasında yük karşısındaki mekanik davranışlarının kıyaslanabilmesi için sırasıyla; 2-, 4-, 6- ve 8 mm çapında periapikal lezyona sahip dört farklı model ile toplam 5 farklı klinik senaryo oluşturuldu (Şekil 3.3).



Şekil 3.2. Modeli oluşturan katmanlar





**Şekil 3.3.** 3B santral kesici diş modelleri ( A: Lezyonsuz, B: 2 mm, C: 4 mm, D: 6 mm ve E: 8 mm lezyonlu)

### 3.2. Mesh (Ağ) Modelleme

Ağ örgüsü yapısı (Sonlu Eleman Modeli - meshing), ANSYS Workbench (ANSYS, Canonsburg, ABD) program ara yüzü kullanılarak oluşturuldu. Modellerdeki yapıların geometrilerini en uygun şekilde tarif edebilmek amacı ile temas yüzeylerinde küçük boyutlu elemanlar kullanıldı. Bu sayede mümkün olan en yüksek kalitede ağ yapısının oluşturulmasına çalışıldı. Her bir sonlu eleman modelinde elde edilen eleman ve düğüm noktası sayıları Tablo 3.2.'de gösterilmektedir.

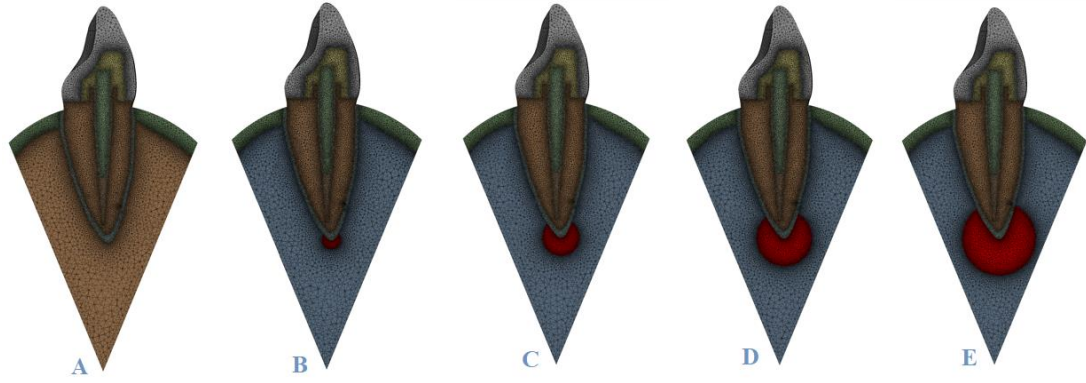
**Tablo 3.2.** Modellerde elde edilen eleman ve düğüm sayıları

| <b>Diş Modeli<br/>(periapikal lezyon çapına göre)</b> | <b>Eleman<br/>Sayısı</b> | <b>Düğüm<br/>Sayısı</b> |
|-------------------------------------------------------|--------------------------|-------------------------|
| <b>0 mm (Referans Model)</b>                          | 4675018                  | 6726412                 |
| <b>2 mm</b>                                           | 4727566                  | 6801860                 |
| <b>4 mm</b>                                           | 4946241                  | 7110858                 |
| <b>6 mm</b>                                           | 5324196                  | 7644145                 |
| <b>8 mm</b>                                           | 5856820                  | 8397356                 |

Model oluşturulurken curvature yaklaşımı uygulandı. Büyüme oranı 1.25 mm ve boyutu 0.5 mm olan tetrahedral elemanlar kullanıldı. Analizin iç doğrulamasında skewness metrik’den yararlanıldı. Ortalama 0.2 skewness metrik değerli sonlu eleman kalitelisinde sonlu eleman modelleri oluşturuldu (Şekil 3.4, 3.5).



**Şekil 3.4.** Meshli modelde düğüm ve elemanların şematik gösterimi-1



**Şekil 3.5.** Meshli modelde düğüm ve elemanların şematik gösterimi-2 ( A: Lezyosuz, B: 2 mm, C: 4 mm, D: 6 mm, E: 8 mm lezyonlu)

Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal özellikleri değerleri verildi. Materyal özellikleri; elastik modülü ve Poisson oranı değerlerine göre belirlendi ve yazılıma tanıtıldı. Periapikal lezyona ait fiziksel değerler için, daha önce yapılan benzer çalışmalara dayanarak, pulpa referans alındı (Tablo 3.3).

**Tablo 3.3:** Çalışmada kullanılan bileşenlere ait materyel özellikleri

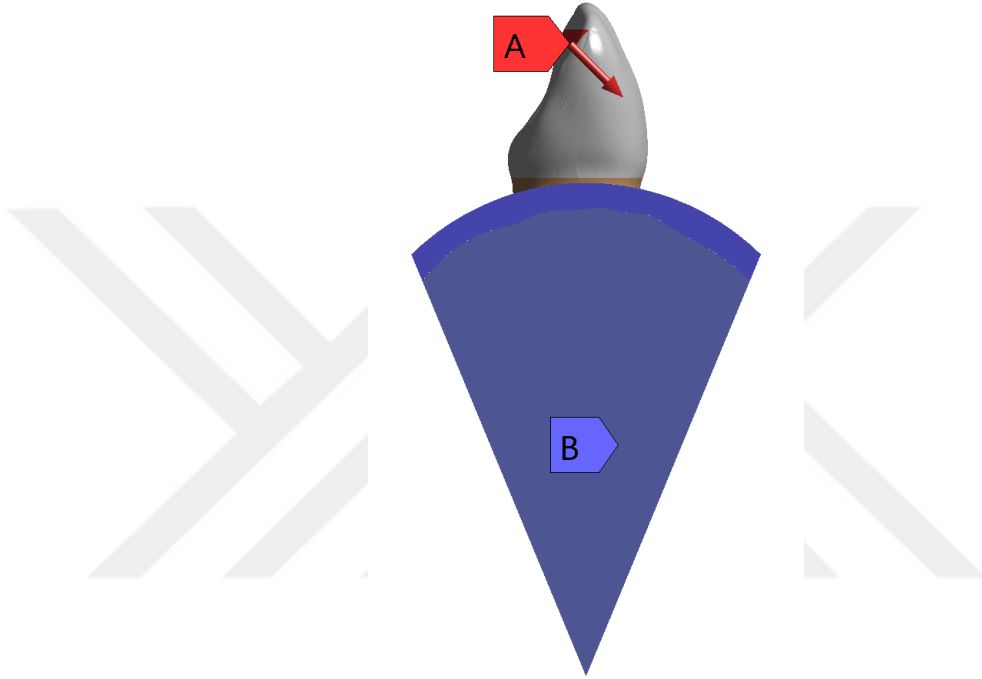
| Materyal              | Elastik Modülü(E) (GPa) | Poisson Oranı ( $\nu$ ) | Referans                               |
|-----------------------|-------------------------|-------------------------|----------------------------------------|
| Dentin                | 18.6                    | 0.31                    | (143)                                  |
| Gutta-perka           | 0.00069                 | 0.45                    | (144)                                  |
| PDL                   | 0.0689                  | 0.45                    | (144)                                  |
| Kortikal kemik        | 13.7                    | 0.30                    | (145)                                  |
| Trabeküler kemik      | 1.37                    | 0.30                    | (145)                                  |
| Duel cure rezin siman | 10                      | 0.30                    | Ivoclar Vivadent AG <sup>(142)</sup>   |
| Kompozit rezin kor    | 16.6                    | 0.30                    | Coltène/Whaledent Inc <sup>(142)</sup> |
| Cam fiber post        | 20                      | 0.30                    | Coltène/Whaledent Inc <sup>(145)</sup> |
| IPS Empress® porselen | 62                      | 0.30                    | Ivoclar Vivadent AG <sup>(142)</sup>   |
| Pulpa                 | 2.07                    | 0.45                    | (146)                                  |

### 3.3. Yükleme Koşulları

Modellerin her birine daha önce yapılmış çalışmalara benzer şekilde, dişin palatinal yüzeyinden ve insizal kenarın 2 mm servikalinden, diş uzun eksenine 135° açı ile, 300 N statik yük uygulandı.

### 3.4. Sınır Koşulları

Oluşturulan matematiksel modelde analizlerin yapılabilmesi için modeli oluşturan parçaların birbirleri ile yüzey ilişkileri programa tanıtıldı. Çalışmada tüm bileşenlerin birbirlerine %100 temas ettiği varsayıldı. Dış dokularının yan ve üst yüzeylerinden, 0 hareket ve rotasyon tanımlandı (Şekil 3.6).

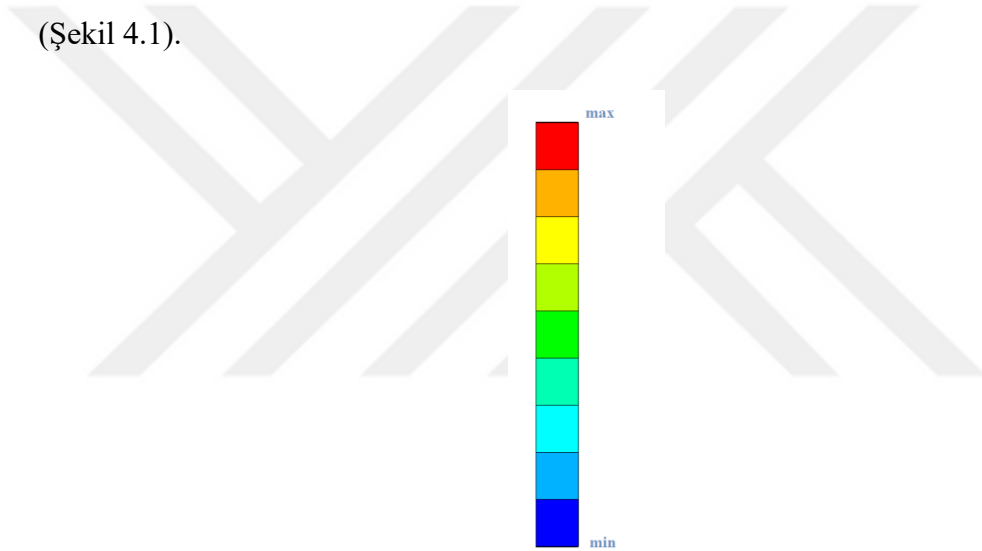


**Şekil 3.6.** Model yer değiştirme kısıtlaması ve yük uygulaması (A: 300 N yük, B: Sabit destek)

#### 4. BULGULAR

SEA sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel olarak analiz yapılamamaktadır. Modellerdeki gerilme dağılım ve değerlerinin hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanması bu nedenle önem taşımaktadır.

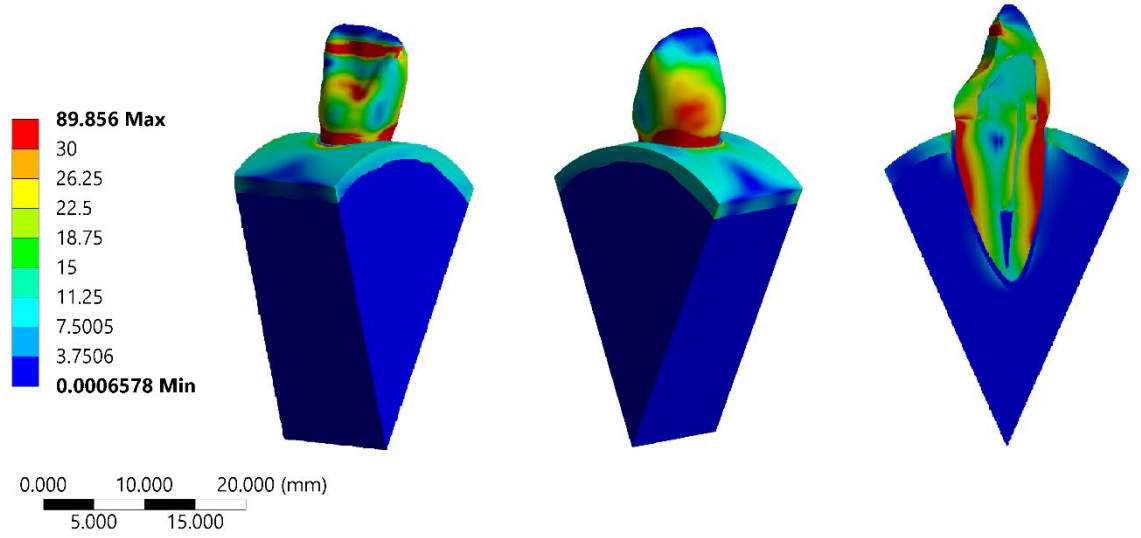
Analizi yapılan 5 farklı senaryo için oluşturulan 5 farklı modelde; uygulanan kuvvetler karşısında oluşan eşdeğer gerilme değerleri Von Mises hipotezine göre hesaplanarak, modellerdeki gerilme dağılımları değerlendirildi. Sonuçlar, gerilme haritaları (sıcak renkler daha yüksek gerilmeyi temsil ederken soğuk renkler daha düşük gerilmeyi temsil eder) kullanılarak sonlu elemanlar yazılımı ile hesaplandı (Şekil 4.1).



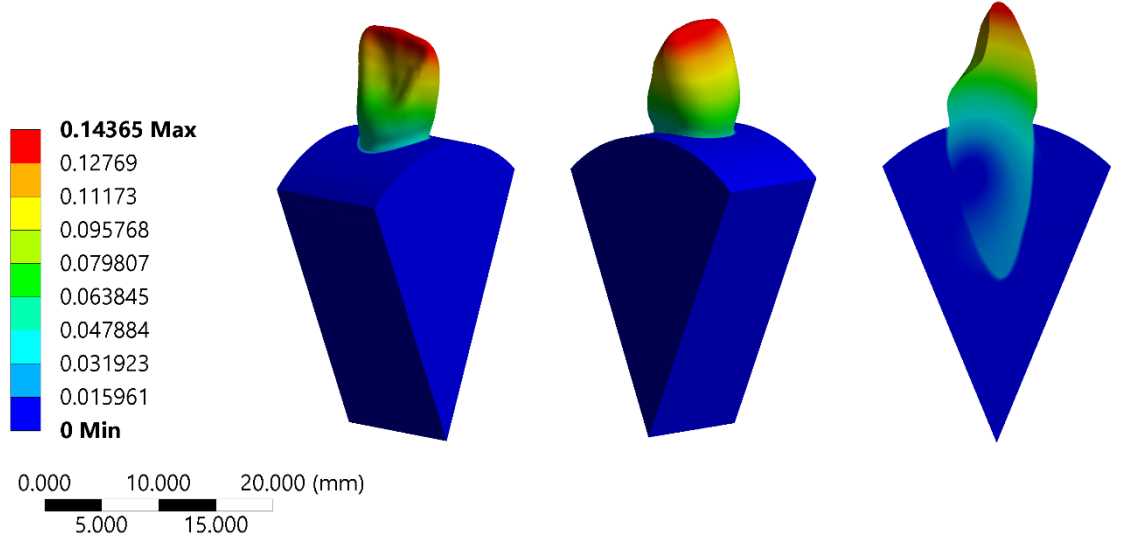
Şekil 4.1: Gerilme haritası ölçeği

##### 4.1. Lezyonsuz Referans Modelde Gerilme Dağılımı

Yük uygulanan referans modelde diş yapılarındaki gerilmenin; kökün servikal ve orta üçlü bölgesinde bukkal ve palatinal alanda, dişin kole bölgesinde ara yüz bölgesi dışında kalan alanlarda ve dişe kuvvetin uygulandığı kron bölgesinde yoğunlaştığı görülmüştür. Maksimum eşdeğer gerilmenin olduğu bölge 89.58 MPa ile dişin kole bölgesinin bukkali olmuştur (Şekil 4.2). Toplam deformasyon miktarı 0.143 mm değeri ile diş kronunun insizal bölgesinde meydana gelmiştir (Şekil 4.3).



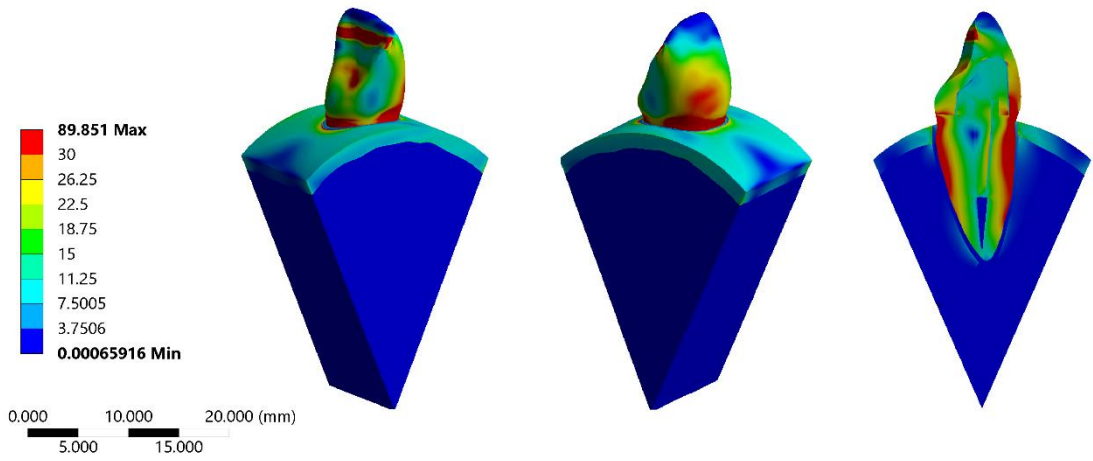
Şekil 4.2. Lezyonsuz referans modelde gerilme dağılımı (MPa)



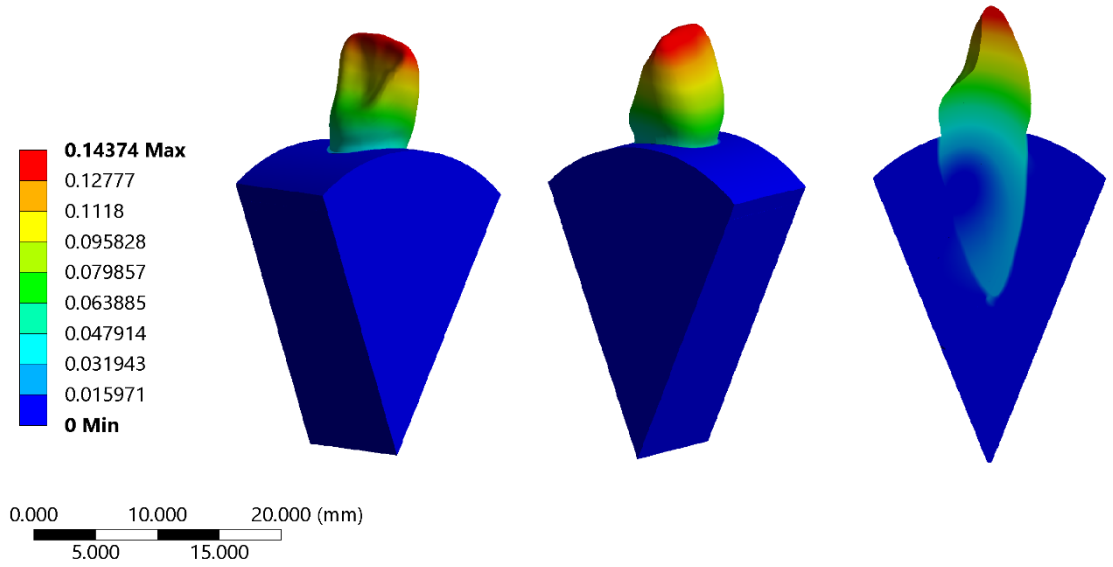
Şekil 4.3. Lezyonsuz referans modelde toplam deformasyon dağılımı (mm)

#### 4.2. 2 mm Periapikal Lezyonlu Modelde Gerilme Dağılımı

2 mm lezyon varlığı ile oluşturulan modelde gerilme dağılımları değerlendirildiğinde gerilmenin; kökün orta ve servikal üçlüsünün bukkal ve palatinal bölgesinde, dişin kole bölgesinin ara yüzü dışında kalanda alanlarında ve yükün uygulandığı alanda yoğunlaştığı görülmektedir. Maksimum eşdeğer gerilmenin olduğu bölge, 89.85 MPa değeriyle dişin kole bölgesinin bukkali olmuştur (Şekil 4.4). Toplam deformasyonun en yüksek olduğu bölge kronun insizali olup, değeri 0.143 mm'dir (Şekil 4.5).



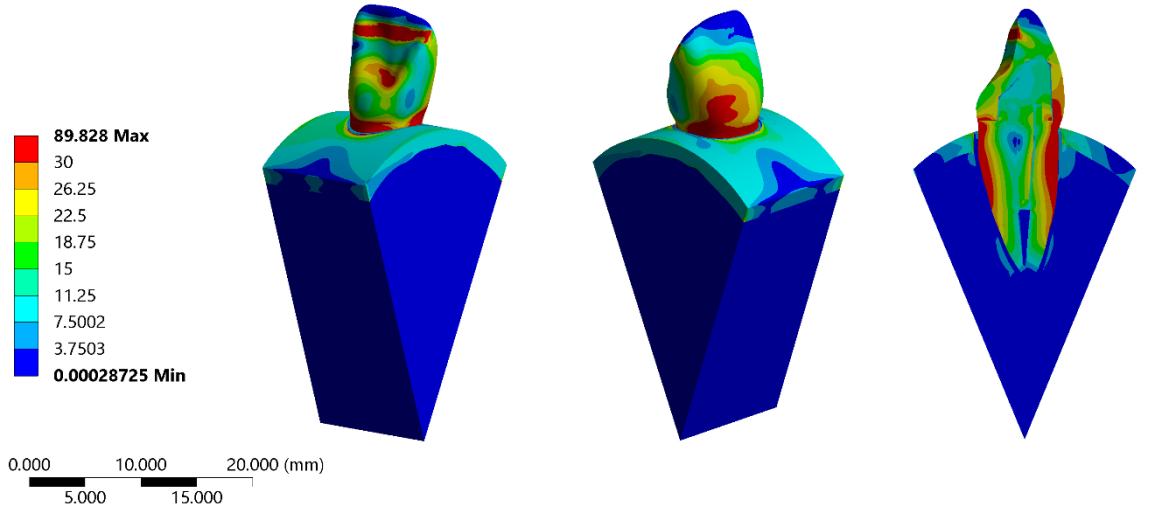
**Şekil 4.4.** 2 mm lezyonlu modelde gerilme dağılımı (MPa)



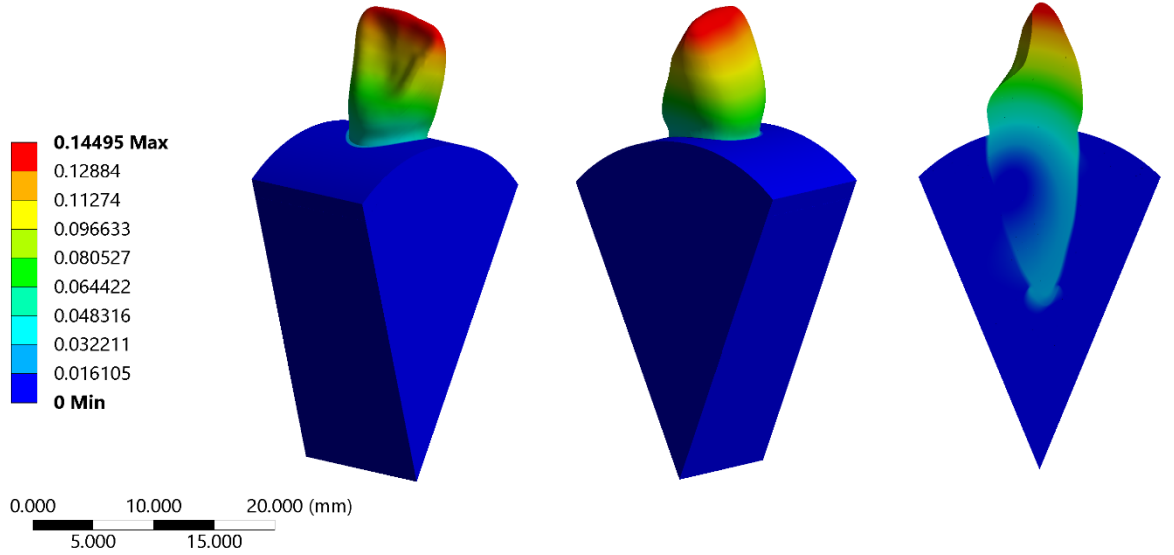
**Şekil 4.5.** 2 mm lezyonlu modelde toplam deformasyon dağılımı (mm)

#### 4.3. 4 mm Periapikal Lezyonlu Modelde Gerilme Dağılımı

4 mm lezyonlu modelde gerilme dağılımları değerlendirildiğinde; dişin kole bölgesinde ara yüz dışında kalan bukkal ve palatinal alanlarda, kökte orta ve servikal üçlüde bukkal ve palatinal alanlarda ve krona yükün uygulandığı bölgede yoğunlaştığı görülmektedir. 89.82 MPa değeri ile gerilmenin maksimum gözlendiği alan dişin kole bölgesinin bukkali olmuştur (Şekil 4.6). Toplam deformasyon miktarı ise 0.449 mm ile en yüksek değerini kronun insizal bölümünde almıştır (Şekil 4.7).



**Şekil 4.6.** 4 mm lezyonlu modelde gerilme dağılımı (MPa)

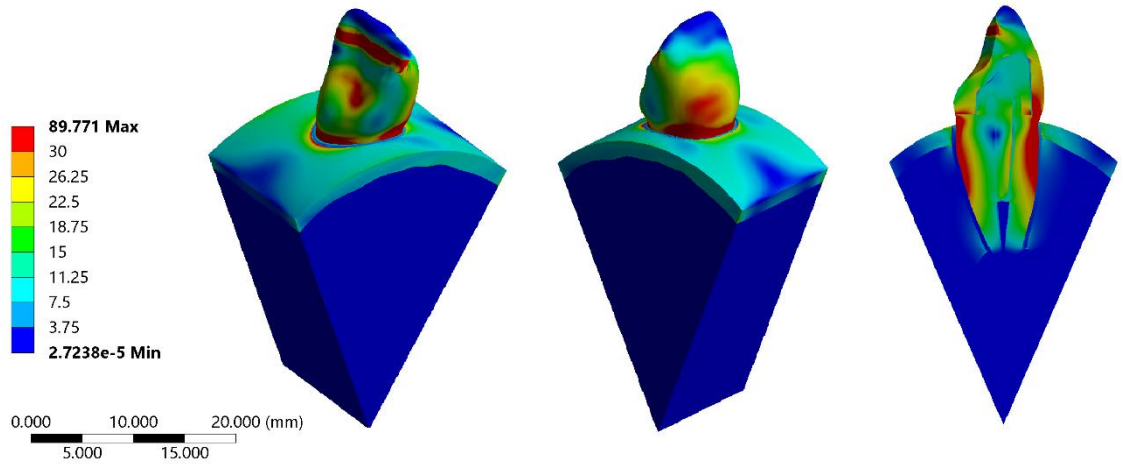


**Şekil 4.7.** 4 mm lezyonlu modelde toplam deformasyon dağılımı (mm)

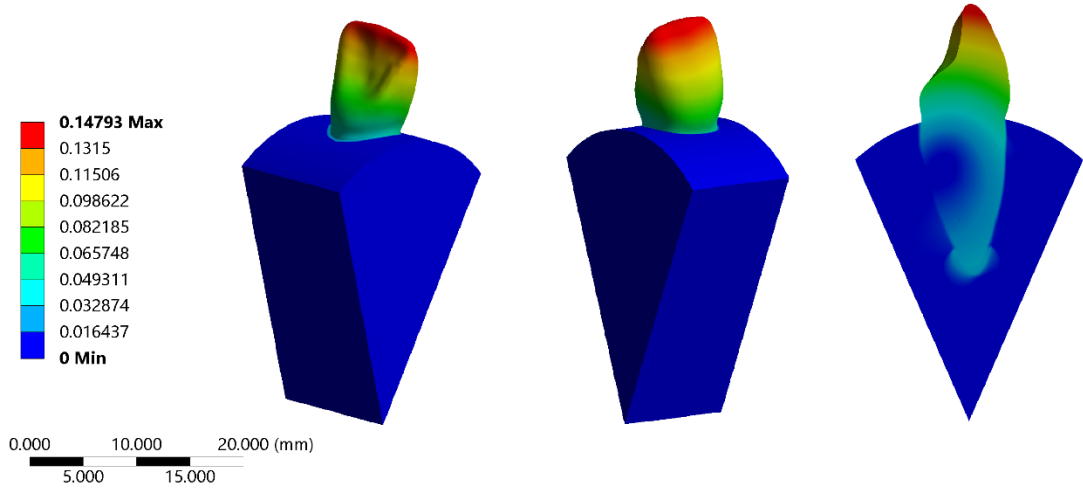
#### **4.4. 6 mm Periapikal Lezyonlu Modelde Gerilme Dağılımı**

6 mm lezyona sahip modelde oluşan gerilme dağılımları değerlendirildiğinde gerilmenin; kökün orta ve servikal üçlüsünde bukkal ve palatinal alanlarda, dişin kole bölgesinde ara yüz dışında kalan bukkal ve palatinal alanlarda ve kronda yükün uygulandığı bölgede yoğunlaştığı görülmektedir. Maksimum gerilmenin gözlendiği alan 89.77 MPa değeri ile dişin kole bölgesinin bukkali olmuştur (Şekil 4.8). Toplam deformasyon, en yüksek değerini 0.479 mm ile kronun insizal bölümünde almıştır (Şekil 4.9).





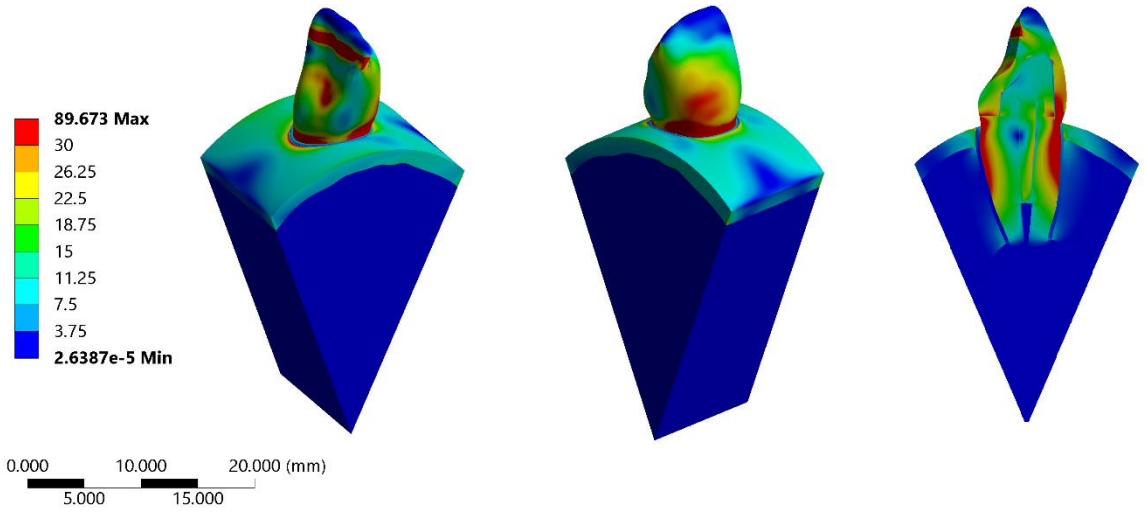
**Şekil 4.8.** 6 mm lezyonlu modelde gerilme dağılımı (MPa)



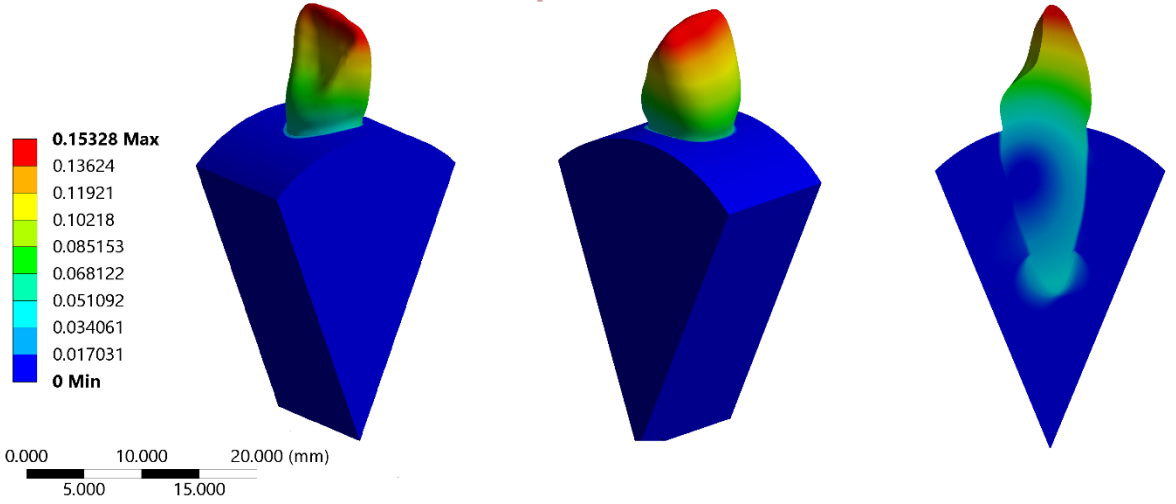
**Şekil 4.9.** 6 mm lezyonlu modelde toplam deformasyon dağılımı (mm)

#### **4.5. 8 mm Periapikal Lezyonlu Modelde Gerilme Dağılımı**

8 mm lezyonlu model değerlendirildiğinde gerilmenin; dişin kole bölgesinin ara yüzü dışında kalan bukkal ve palatinal alanlarında, kökte orta ve servikal üçlüde bukkal ve palatinal alanlarda ve krona yükün uygulandığı bölgede yoğunlaştığı görülmektedir. 89.67 MPa değer ile maksimum gerilme, dişin kole bölgesinin bukkalindedir (Şekil 4.10). Kronun insizal bölümünde, 0.153 mm ile toplam deformasyonun en yüksek değeri gözlenmiştir (Şekil 4.11).



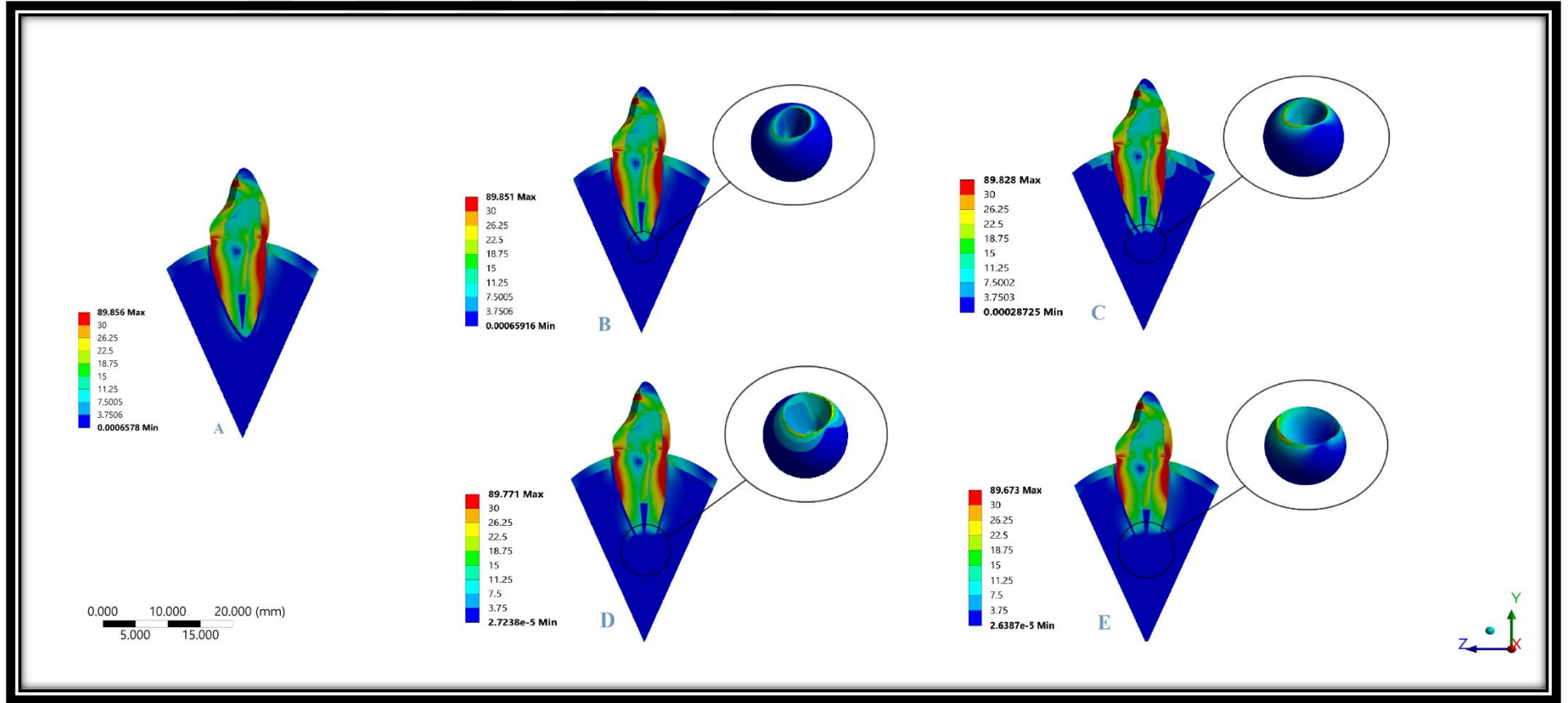
**Şekil 4.10.** 8 mm lezyonlu modelde gerilme dağılımı (MPa)



**Şekil 4.11.** 8 mm lezyonlu modelde toplam deformasyon dağılımı (mm)

#### 4.6. Tüm Modellerde Gerilme Dağılımının Karşılaştırılması

Lezyonsuz referans model ve tanımlanan lezyon boyutlarına (2-, 4-, 6- ve 8 mm) sahip diğer dört model ile oluşturulan toplam 5 farklı senaryo değerlendirildiğinde; tüm modellerde yük uygulanması sonucu oluşan gerilmenin, modeller üzerinde benzer bölgelerde yoğunlaştığı görülmüştür. Ancak, lezyonsuz dişten itibaren artan lezyon çapı ile kökün bukkal orta üçlüsünde oluşan yoğun gerilme alanının dişin koronaline taşındığı gözlenmiştir. Maksimum eşdeğer gerilmenin olduğu bölge, tüm modellerde dişin kole bölgesinin bukkali olurken; değerler birbirine yakındır. Periapikal lezyon içeren tüm modellerdeki lezyon bölgeleri, düşük gerilmelerin görüldüğü alanlar olmuştur (Şekil 4.12).



Şekil 4.12. Tüm modeller ve periapikal lezyon bölgelerinde gerilme dağılımı (MPa; A: Lezyonsuz referans model, B: 2 mm , C: 4 mm, D: 6 mm, E: 8 mm lezyonlu modeller)

## 5. TARTIŞMA

Travma, restorasyonlar, çürük ve endodontik tedaviler nedeniyle madde kaybına uğrayan dişlerde, diş dokusu kaybı biyomekanik problemler ortaya çıkabilmektedir.<sup>(147)</sup> Yapılan tedavinin başarısı geriye kalan diş dokusunun korunması ve tutuculuğun sağlanmasına bağlıdır. Kök kanal tedavisi görmüş ve aşırı madde kaybına uğramış dişlerde, diş yapısını korumak amacıyla, post-kor uygulamaları en sık ve en yaygın kullanılan restorasyon tekniklerinden biridir.<sup>(148)</sup> Kök kanal tedavisi görmüş dişlerin restorasyonunda metal veya metal olmayan çeşitli post sistemleri kullanılmakla birlikte, ideal post-kor materyali halen tartışmalı bir konudur.<sup>(149)</sup> Post materyali ve dentin arasında elastik modülü farkından dolayı, dentinle post arasında oluşan yoğun gerilme alanları mikro-çatlaklara neden olarak dentin yüzeyinde kırıkların görülmesine neden olabilmektedir.<sup>(150)</sup> Başlangıçta gerilmelere bağlı olarak diş ve restorasyonda küçük ayrışma ve çatlaklar meydana gelirken, gerilmenin devam etmesiyle küçük çatlaklar büyümektedir. Sonuç olarak; diş ve restorasyonda deformasyon meydana gelebilmektedir.<sup>(151)</sup>

Kırılma dayanımı testleri; dişlerin fonksiyon esnasında dayanabilecekleri maksimum yükü belirlemek açısından önemlidir. Ancak, kırılma dayanımı testlerinin en önemli dezavantajlarından biri bu testlerin çekilmiş dişler ile yapılmasıdır.<sup>(152,153)</sup> Çalışmalarda kullanılan dişlerde, dişin kırılma direncini etkileyebilecek; morfoloji, dehidratasyon derecesi, mineralizasyon derecesi, kimyasal yapı ve hacim gibi faktörler değişkenlik göstermektedir. Bu durum ideal standardizasyonun sağlanmasını güçleştirmektedir. Ayrıca, kırılma dayanımı testleri, uygulanan yük nedeniyle oluşan gerilme miktarı ve dağılımı hakkında fikir vermediği için restoratif yaklaşımların değerlendirilmesi konusunda yapılan uzun soluklu çalışmalarda yetersiz kalmaktadır. Bu konuda; uzun dönemde meydana gelebilecek yorulma ve deformasyonun araştırılması açısından gerilme analizi yöntemlerinin kırılma dayanım testlerinden daha üstün olduğu düşünülmektedir. SEA yönteminin ise diğer gerilme analizi yöntemlerine kıyasla birçok yönden avantajı olduğu görülmektedir.<sup>(151)</sup>

SEA yönteminde, değerlendirilmek istenen yapının herhangi bir bölgesinde oluşacak gerilme miktarı ve dağılımı değerlendirilebilmekteyken, diğer gerilme analizi

yöntemlerinde analizi yapılacak bölgeler kısıtlıdır. SEA yönteminin diğer bir avantajı ise tekrarlanabilir olmasıdır. Ayrıca, model üzerine uygulanan yükün derecesi ve yönü değiştirilerek karşılaştırma yapılabilmektedir.<sup>(131,154)</sup> Tüm bu avantajlar göz önüne alındığında tez çalışmamızda, kök kanal tedavisi görmüş ve fiber post uygulanmış maksiller santral kesici dişlerde gerilme dağılımının analizi için SEA yöntemi tercih edilmiştir. Iqbal ve ark.<sup>(155)</sup> daimi maksiller santral kesici dişlerin, kök apikal üçlülerinde daha az varyasyona sahip olduğunu ve diğer kesici dişler ile karşılaştırıldıklarında daha geniş köklere sahip olduklarını bildirmiştir. Bu nedenle çalışmamızda, daimi maksiller santral kesici dişin modellenmesi tercih edilmiştir.

İdeal bir post materyalinde olması gerek özellikler arasında; diş dokularına benzer biyomekanik özelliklere sahip olması, dişe minimal gerilme iletmesi, çevre dokulara uyumlu olması ve estetik özelliklerinin yeterli olması gibi faktörler gelmektedir.<sup>(156)</sup> Fiber postlar; dentine benzer elastik modülüne sahip olmalarından dolayı, diş dokularıyla benzer esneme özelliği göstererek restorasyonun kırılma direncini arttırmırlar. Metal postların aksine okluzal kuvvetlerin oluştuğu gerilmeleri dağıtırlar. Kanala pasif olarak yerleştirildiklerinden kök üzerinde istenmeyen gerilmelere neden olmazlar. Diş ve çevre dokularıyla uyum sağlayacak estetik özelliklere sahiptirler.<sup>(157,158)</sup> Cam fiber postların; yüksek bükülme direnci, biyouyumluluk ve estetik olmaları gibi önemli avantajları vardır.<sup>(87)</sup> Çalışmamızda, belirtilen avantajlarından dolayı, fiberle güçlendirilmiş post çeşitlerinden biri olan cam fiber post tercih edilmiştir.

Fiber postların mekanik özellikleri; en-boy oranı, kalınlık, rezin matriksine bağlanma ve polimerizasyon özelliklerinin yanı sıra fiberlerin ve matriksin içsel özelliklerindeki farklılıklar gibi birçok faktöre bağlıdır.<sup>(159)</sup>

Post retansiyonunu en üst düzeye çıkarmaya yardımcı olmak için yeterli post uzunluğu oldukça önemlidir. Ancak, retansiyon için ideal post uzunluğu tartışmalı bir konudur. Uzun postların, genellikle dental yapılarda kırılmalar için kritik alanlar olarak kabul edilen alveolar kemik seviyesinin çok altında sonlandıkları için geleneksel olarak daha iyi diş desteği sağladığı düşünülmüştür.<sup>(160)</sup> Bununla birlikte, gerilmeleri dişin servikal kısmından uzaklaştırmak için postların kullanılmasının, postun apikal kısmında bir gerilme konsantrasyon alanı yaratabileceği de öne sürülmüştür.<sup>(161,162)</sup> Genel anlamda; post uzunluğunun kök uzunluğunun 1/2, 2/3 veya

4/5'ine eşit olduğu durumlar uygun kabul edilmektedir.<sup>(163)</sup> Çalışmamızda post uzunluğu, apikal tıkamayı bozmayacak şekilde oluşturulan 5 senaryonun her birinde 15 mm olarak modellenmiştir.

Sorensen<sup>(164)</sup> artan post çapının bağlanma yüzey alanındaki artıştan dolayı, retansiyonu arttırdığını ortaya koymuştur. Öte yandan Al-Omiri ve ark.<sup>(162)</sup> post çapındaki artışın dişlerin kırılma mukavemetini azalttığı sonucuna varmıştır. Lambjerg-Hansen ve Asmussen<sup>(165)</sup> post stabilitesinin sağlanması için post çapının en az 1.3 mm; Shillingburg ve ark.<sup>(166)</sup> ise en fazla 1.7 mm olması gerektiğini bildirmiştir. Stren ve Hirshfeld<sup>(167)</sup> ile Sirimai ve ark.<sup>(168)</sup> optimum post çapının kök çapının üçte biri olması gerektiğini öne sürmüştür. Bu çalışmaları göz önünde bulundurarak, çalışmamızda post çapı 1.5 mm olacak şekilde modelleme yapılmıştır.

Post retansiyon ve yük dağılımını etkileyen faktörler arasında post tasarımı gelmektedir. Paralel kenarlı postlar, konik postlardan 2-4 kez daha retantif olup, fonksiyonel yükleri köke pasif olarak iletmektedir. Buna karşılık konik postların dişe gelen lateral kuvvetleri kama etkisi yaratarak köke ilettiği gösterilmiştir.<sup>(169)</sup> Smith ve ark.<sup>(170)</sup> biyomekanik açıdan en uygun post tasarımının paralel başlayıp, konik sonlanan tasarım olduğunu bildirmiştir. Bu nedenle çalışmamızda kullanılan modellerde postlar, paralel başlayıp konik sonlanacak şekilde planlanmıştır.

Skol<sup>(171)</sup> ile Allison ve ark.<sup>(172)</sup> post-kor restorasyonlarında sızdırmaz bir apikal tıkama sağlanması için, apekte bırakılacak gutta-perka uzunluğunu 3 mm, Mattison<sup>(173)</sup> ise 5 mm olarak belirlemiştir. Bu uzunluğun 4 mm bırakılması en yaygın görüştür.<sup>(164)</sup> Çalışmamızda kullanılan post materyalinin uzunluğu, apikalde 4 mm gutta-perka bırakılacak şekilde belirlenmiştir.

Koronal ve radiküler diş yapısının korunması, özellikle bir ferrule etkisi yaratmak için servikal dokunun korunması, restore edilmiş dişlerin optimum biyomekanik davranışı için çok önemlidir.<sup>(174)</sup> Yaygın bir kural olarak; 1.5-2 mm ferrule yüksekliğinin, post-kor uygulanmış kök kanal tedavili dişlerin uzun süreli sağ kalımını iyileştirdiği kabul görmektedir.<sup>(175)</sup> Ichim ve ark.<sup>(176)</sup> ferrule yüksekliğinin artmasıyla, diş kronunun yer değiştirme ve dönüşünün azaldığını ve ferrule yüksekliği 1.5 mm'ye ulaştığında maksimum azalmanın meydana geldiğini bildirmiştir. Çalışmamızda bu bilgiler ışığında ferrule yüksekliği 1.5 mm olarak modellenmiştir.

Paphangkorakit ve Osborn<sup>(177)</sup> maksimum insizal ısırma kuvvetinin 90-370 N arasında değiştiğini bildirmiştir. Zivko-Babic ve ark.<sup>(178)</sup> ortalama maksimum ısırma kuvvetinin 150.1 standart sapma ile 392.3 N olduğunu hesaplamıştır. Belli ve ark.,<sup>(20)</sup> Gonza'lez-Lluch ve Pe'rez-Gonza'lez<sup>(179)</sup> ile Rodrı'guez-Cervantes<sup>(180)</sup> çalışmalarında bu değeri 300 N olarak belirlemiştir.

Dişin uzun aksına 135° açıyla kuvvet uygulamak, fonksiyon sırasında oluşan gerilmelere benzer şekilde farklı eksenlerde kuvvetlerin oluşmasına neden olmaktadır. Bu yapılandırma; kök kanal tedavisi görmüş ve fiber post ile restore edilmiş dişlerin kırılma direncine ilişkin en kötü senaryo olarak kabul edilerek, biyomekanik davranışın değerlendirilmesi açısından uygun bulunmuştur.<sup>(181-183)</sup> Belli ve ark.<sup>(20)</sup> ile Memon ve ark.<sup>(184)</sup> modellemelerinde diş uzun eksenine 135° açı ile kuvvet uygulamıştır. Zhang ve ark.<sup>(185)</sup> yükün uygulama alanını dişin insizal kenarının 2 mm apikali olarak belirlemiştir.

Bu bilgiler ışığında; çalışmamızda daha önce yapılan SEA çalışmalarına benzer şekilde, dişin palatinal yüzeyinden ve insizal kenarın 2 mm servikalinden, diş uzun eksenine 135° açı ile, 300 N statik yük uygulanmıştır.

Cam fiber post ve dentin arasındaki bağlantının retantif özelliklerini inceleyen Valendro ve ark.<sup>(186)</sup> siman kalınlığının ince olması gerektiğini bildirmiştir. D'Arcangelo ve ark.<sup>(187)</sup> bu kalınlığın 0.1- ile 0.3 mm değer aralığında olmadığına, bağlantı dayanımının düştüğünü ortaya koymuştur. Bu bilgilere dayanarak çalışmamızda siman kalınlığı; dentin-post arası 0.1 mm ve kron-kor arası 0.2 mm olarak modellenmiştir.

PDL kalınlığı dişin maruz kaldığı yük miktarı, yaş gibi faktörlere bağlı olarak 0.12- ile 0.27 mm değerleri arasında değişmektedir.<sup>(188)</sup> González-Lluch ve ark.<sup>(138)</sup> ile Gomes ve ark.<sup>(189)</sup>'nın yaptığı çalışmalara uygun olarak, çalışmamızda PDL kalınlığı 0.2 mm olarak belirlenmiştir.

Ho ve ark.<sup>(190)</sup> sement dokusunun ince bir yapı olmasından ve elastik modülünün dentinle eşdeğer kabul edilmesinden dolayı, SEA çalışmalarında modellemesinin göz ardı edilebileceğini bildirmiştir. Bu nedenle çalışmamızda sement, dentinin bir parçası olarak kabul edilerek kalınlığı dikkate alınmamıştır.

Owen ve Hinton<sup>(191)</sup> SEA çalışmalarında hazırlanan modellerin eleman ve düğüm sayılarının yapılan analizin hassasiyetini belirlediğini ve eleman sayısındaki artışın, gerçeğe yakın sonuçlar elde edilebilmesini sağladığını bildirmiştir. Çalışmamızda daha gerçekçi sonuçlara ulaşabilmek amacıyla, programın izin verdiği ölçüde ve dış modelinin boyutlarını göz önüne alınarak, mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir. Her bir model analizi için ayrı eleman ve düğüm noktası sayısı kullanılmıştır.

SEA’da yapılan analizler sonucunda farklı gerilme türlerine ilişkin veriler elde edilebilmektedir. Analiz sonuçları değerlendirilirken; metaller gibi çekilebilir materyaller için Von Mises eşdeğer gerilme değerleri (equivalent stress, eşdeğer gerilme) kullanılmaktadır.<sup>(136)</sup> Von Mises gerilme hipotezi; tüm yapıda oluşan gerilme değerleri hakkında bilgi vermesi ve hasar oluşturma ihtimalinin değerlendirilebilmesine olanak sağlaması açısından SEA çalışmalarında tercih edilmektedir.<sup>(192)</sup> Bu nedenle çalışmamızda tüm modeller için eşdeğer gerilme dağılımı, Von Mises gerilme hipotezine göre değerlendirilmiştir.

Çalışmamızın sonucunda; yük uygulanan tüm modellerde dış yapılarındaki gerilmenin; kökün servikal ve orta üçlü bölgesinde bukkal ve palatinal alanda yoğunlaştığı gözlenmiştir. Coelho ve ark.<sup>(193)</sup> post ve tam seramik kron ile restore edilmiş maksiller santral kesici diş üzerinde yaptığı SEA çalışmasında, cam fiber post ile restore edilen diş modeli dahil tüm post çeşitleri için; dentindeki gerilme dağılımının özellikle kökün orta üçlüsünde olmak üzere bukkal ve palatinal bölgede yoğunlaştığını bildirmiştir. Benzer şekilde; Shetty ve ark.<sup>(194)</sup> estetik post sistemlerinin gerilme dağılımına etkisini incelemeleri sonucu; cam fiber post sistemi uygulanarak oluşturulan modelde, dentindeki gerilme dağılımının kökün servikal ve orta üçte birlik kısmında yoğunlaştığı sonucuna varmıştır. Diğer post sistemlerine kıyasla fiber post uygulanan modelde gerilme dağılımının, tüm diş yapıları için, homojen olduğu gözlenmiştir. Bu sonuçlar, çalışmamızdaki lezyonsuz referans model ve diğer tüm lezyonlu model analizleriyle uyumludur.

Dal Piva ve ark.<sup>(195)</sup> cam fiber post ve tam seramik kron ile restore edilmiş maksiller santral diş modelinde alveolar kemik kaybının gerilme dağılımını incelemiş ve tüm modellerde gerilmenin kök orta üçlüsünün palatinalinde yoğunlaştığı sonucuna varmıştır. Toksavul ve ark.<sup>(141)</sup> farklı post çeşitlerinin gerilme dağılımı üzerine



yaptıkları araştırma sonucu; cam fiber postun da içinde bulunduğu tüm modeller için dentindeki maksimum Von Mises eşdeğer gerilmesinin, kök yüzeyinin bukkal ve koronal üçte birinde yoğunlaştığını bildirmiştir. Bu çalışmaların sonuçları çalışmamızın sonuçlarıyla tam olarak uyum göstermese de çalışmamızdaki dentin gerilme dağılımının kapsamına uymaktadır.

Seo ve ark.<sup>(196)</sup> farklı post sistemlerinin gerilme dağılımına etkisini incelediklerinde; cam fiber post restore edilmiş dişin bukkal servikal bölgesinin, en yüksek gerilme konsantrasyonuna maruz kaldığını görmüştür. Benzer şekilde Shetty ve ark.<sup>(194)</sup> cam fiber post sistemi uygulanarak oluşturulan modellerde; alveol kemikteki gerilme konsantrasyonunun dişin servikal bölgesinin bukkalinde yoğunlaştığını ortaya koymuştur.

Mattos ve ark.<sup>(197)</sup> servikal dentin kaybının gerilme dağılımına etkisini araştırmaları sonucu; gerilme konsantrasyonunun tüm modellerde servikal palatinal alanda yoğunlaştığını gözlemlemiştir. González-Lluch ve ark.<sup>(142)</sup> ise, restorasyonun kritik noktasının, kök dentininin palatinal servikal bölgesi olduğunu bildirmiştir.

Chuang ve ark.<sup>(198)</sup> çalışmaları sonucunda, tüm fiber post modellerinde maksimum Von Mises eşdeğer gerilmesini dişin servikal bölgesinde bulmuştur. Çalışmamızda oluşturulan tüm modellere uygulanan analiz sonucu, gerilme dağılımının dişin bukkal ve palatinal servikal bölgesinde yoğunlaştığı ve maksimum eşdeğer gerilmenin olduğu bölgenin dişin kole bölgesinin bukkali olduğu ortaya koyulmuştur. Bu sonuçlar, kök kanal tedavisi görmüş ve post kor ile restore edilmiş dişlerin gerilme dağılımını simüle eden önceki çalışmalarla da tutarlıdır.<sup>(9,192,199)</sup> Cam fiber postlar, fleksibiliteleri ve daha esnek bir kor materyaline sahip olmaları nedeniyle servikal bölgedeki gerilmeleri yoğunlaştırmaktadır.<sup>(192)</sup> Yüksek elastik modülüne sahip restoratif materyaller dişin doğal biyomekanik davranışını değiştirirler. Cam fiber postlar, post ve dentine benzer sertliğe sahip olduklarından, kök içinde düşük gerilmelere neden olurlar.<sup>(199)</sup>

Eraslan ve ark.<sup>(200)</sup> ferrule tasarımının gerilme dağılımına etkisini inceledikleri SEA çalışmasında; cam fiber post sisteminin de içinde bulunduğu tüm modeller için maksimum von Mises eşdeğer gerilmelerinin öncelikle kuvvet uygulama alanlarında görüldüğünü ortaya koymuştur. Gonzalez-Lluch ve ark.<sup>(145)</sup> fiber post ile simüle edilen modelde maksimum Von Mises eşdeğer gerilmesinin yükün uygulama

alanında ortaya çıktığını saptamıştır. Çalışmamızda da benzer şekilde gerilmelerin yoğunlaştığı alanlar arasında, dişe kuvvetin uygulandığı kron bölgesi olduğu görülmektedir. Bu durum, kuvvetin kısıtlı bir alana uygulanması sonucu o bölgeye yoğunlaşması ile açıklanabilir.<sup>(201-203)</sup>

Çalışmamızda araştırdığımız; periapikal lezyon çapının dişlerdeki gerilme dağılımına etkisinin doğrulanmasına yardımcı olacak çok az sayıda SEA çalışması bulunmuştur. Periapikal lezyona sahip diş modellerin simüle edildiği benzer metodolojiye sahip çalışmaların sonuçları üzerinden değerlendirmeler yapılmıştır.

Jang ve ark.<sup>(204)</sup> apikal kök rezeksiyonunun dişin biyomekanik cevabına etkisi üzerine yaptıkları çalışmada; sağlıklı diş, 6 mm çapında periapikal lezyona sahip diş, apikal kök rezeksiyonu sonrası ve iyileşme sonrasına ait toplam 4 kategoride üst santral kesici diş modelleri oluşturmuştur. Maksimum Von Mises eşdeğer gerilmeleri sağlıklı diş modeli ve apikal periodontitisli model için sırasıyla 37.4 MPa ve 38.5 Mpa olarak bulunurken, modeller üzerindeki gerilme dağılımları benzer şekilde gözlenmiştir. Çalışmamızda sağlıklı referans diş ve 6 mm lezyona sahip diş için maksimum Von Mises eşdeğer gerilme değerleri sırasıyla; 89.8 MPa ve 89.7 MPa olarak bulunmuştur. Bu sayısal değer farkının, çalışmamızda uygulanan yük miktarının farklı olmasından ve çalışmamızda dişe uygulanmış restorasyon materyallerinin gerilme üzerindeki biyomekanik etkilerinden kaynaklandığı sonucuna varılabilir. Jang ve ark.<sup>(204)</sup> sağlıklı diş ve apikal periodontitisli diş modellerini, herhangi bir restorasyon uygulanmamış olarak simüle etmiştir. Buna rağmen bu çalışmaya benzer şekilde referans diş modeli ve 6 mm lezyonlu model arasında gerilme dağılımı açısından çok büyük bir fark ortaya çıkmamıştır.

Petcu ve ark.<sup>(205)</sup> kronik apikal periodontitisli dişlerdeki gerilme analizini bir SEA çalışması ile yürütmüştür. Sağlıklı diş modeli trabeküler kemik içerisine gömülü şekilde simüle edilirken; apikal periodontitisli diş, periradiküler granülasyon dokusu tarafından oluşturulan rezorpsiyon boşluğunun simüle edilmesi için kemiğe gömülmemiştir. Sağlıklı diş modeline kıyasla apikal perionitisli modelde enflamatuvar doku tarafından üretilen periapikal kemik rezorbsiyonunun sonucu olarak doku direncinde hafif bir azalma olduğu, ancak materyalin elastik modülü seviyesini aşmayacak miktarda olduğu için yıkıcı bir etkiye sahip olmayacağı sonucuna varılmıştır. Ancak, bu durumun yine de dikkate alınması gerektiği

bildirilmiştir. Von Mises eşdeğer gerilmelerinin, oklüzal yükleme kuvvetinin uygulandığı alanda maksimum değerine ulaştığı, ancak dişlerin servikal bölgesi ve komşu alveol kemikte önemli kompresyon gerilmelerinin oluştuğu vurgulanmıştır. Çalışmamızda da benzer şekilde, tüm modeller için gerilme yoğunluğunun görüldüğü bölgeler benzerdir ve diş yapılarında yıkım yaratacak miktarda gerilme artışı gözlenmemiştir.

Aynı çalışmada diş modellerinde oluşan toplam deformasyon değerleri değerlendirilmiş ve x,y,z koordinatlarına göre hesaplanmıştır. Tüm yönler için en fazla deformasyon kronun insizal bölgesinde gözlenmiş ve apikale doğru azalma göstermiştir. Çalışmamızda da toplam deformasyonun en yoğun gözlemlendiği alan diş kronunun insizal bölgesi olmuştur. Deformasyon yoğunluğunun apikale gidildikçe azalması ve dokuların alveol kemikle desteklenmesi nedeniyle, deformasyon kriterinin diş modellerinde yıkıcı etki yaratmayacağı sonucuna varılmıştır.

Belli ve ark.<sup>(20)</sup> endodontik-periodontal lezyonlu alt çene küçük azı dişlerinde kök kanal dolgusunun gerilme dağılımı üzerine etkisini incelemiştir. Sağlıklı diş modelinin yanı sıra 3 farklı endodontik-periodontal lezyonu simüle eden toplam 4 model oluşturulmuştur. Kontrol modeli hariç tüm modellerde periapikal lezyonun çapı 2 mm olarak belirlenmiştir. Yalnızca primer endodontik lezyona sahip diş modeli ile çeşitli kanal dolgu malzemeleri kullanılarak restore edilen endodontik tedavi görmüş diş modeli arasında gerilme dağılımı açısından büyük bir fark bulunmazken; periodontal hastalıkların eklendiği diğer modellerde gerilmeler dikkate değer ölçüde artmıştır. Maksimum Von Mises eşdeğer gerilmeleri en yüksek değerine kuvvet uygulanan alanda ulaşmıştır.

Belli ve ark.<sup>(206)</sup> benzer bir çalışmada, post ve tam seramik kron ile restore edilmiş kök kanal dolgulu alt çene küçük azı dişlerini incelemiştir. Modelleri çevreleyen kemik dokusu, primer endodontik lezyonun da içinde bulunduğu 3 farklı endodontik-periodontal lezyon simüle edilerek oluşturulmuştur. Primer endodontik lezyon modelinde periapikal lezyonun çapı 2 mm olarak belirlenmiştir. Primer endodontik lezyon ile oluşturulan modelde; fiber postun homojen gerilme dağılımı gösterdiği görülmüş ve lezyonsuz diş modeline kıyasla gerilmedeki artışın düşük miktarda olduğu tespit edilmiştir. Periapikal lezyon varlığına rağmen, dentine benzer elastik özelliklere sahip olmasından dolayı cam fiber postun hala kök yapısını koruyabildiği

sonucuna varılmıştır. Çalışmamızda da benzer şekilde artan lezyon çaplarına rağmen diş yapılarında oluşan gerilmeler, diş yapısında yıkım yaratacak düzeyde değildir.

Jang ve ark.<sup>(204)</sup> apikal kök rezeksiyonunun, periodontal kemik kaybı ile karşılaştırıldığında biyomekanik parametreleri daha zayıf bir şekilde etkilediği sonucuna varmıştır. Cho ve Kim<sup>(207)</sup> bu sonucu; kökün apikal üçlüsünü desteklenen yüzey miktarına bağlamıştır. Bununla birlikte, oklüzal yüklemekten kaynaklanan gerilmenin çoğunun kökün apikal üçlüsünde değil servikal üçlüsünde yoğunlaştığına dikkat çekilmiştir. Kalkwarf ve ark.<sup>(208)</sup> apikal bölgedeki kemik desteği kaybının, kökün gerilme dağılımına etkisinin, servikal bölgedeki kayıplara kıyasla dişi biyomekanik cevap açısından daha az etkilediği sonucuna varılmıştır.



## 6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Gerçekleştirilen bu tez çalışmasında, tüm modellerde yük uygulanması sonucu oluşan gerilmenin, modeller üzerinde benzer bölgelerde yoğunlaştığı görülmüştür. Ancak, lezyonsuz diştten itibaren artan lezyon çapı ile birlikte kökün bukkal orta üçlüsünde oluşan yoğun gerilme alanının dişin koroneline taşındığı gözlenmiştir. Maksimum eşdeğer gerilmenin oluştuğu bölge, tüm modellerde dişin kole bölgesinin bukkalidir. Periapikal lezyon içeren tüm modellerdeki lezyon bölgeleri, düşük gerilmelerin gözleendiği alanlar olmuştur.

Dişlerde periapikal lezyon varlığı ve boyutunun dişin farklı bileşenlerindeki gerilme davranışı üzerinde etkiye sahip olduğu görüldüğünden, çalışmanın sıfır hipotezi reddedilmiştir. Ancak, bu etkinin biyomekanik açıdan başarızlığa neden olmayacağı sonucuna varılmıştır.

Dentoalveolar yapı üzerinde, gerilme konsantrasyonlarının potansiyel başarızlık bölgelerini göstermesi nedeniyle, yapılan araştırmanın sonuçları; kök kanal tedavisi görmüş ve periapikal lezyona sahip dişlerin prognozunun tahmini için biyomekanik bir perspektif sunması açısından yararlı bulunmuştur. Gelecekte bu konuda daha fazla çalışma yapılması ve yapılacak araştırmaların klinik bulgularla da desteklenmesi fayda sağlayacaktır.

## KAYNAKLAR

1. Crocombe L, Brennan D, Slade G. The relationship between dental care and perceived oral health impacts. *Community Dent Health* 2011;28:259-64.
2. Boucher Y, Matossian L, Rilliard F, Machtou P. Radiographic evaluation of the prevalence and technical quality of root canal treatment in a French subpopulation. *Int Endod J* 2002;35:229-38.
3. Gökçek M, Bodrumlu EH. Vital pulpa tedavilerinde güncel yaklaşımlar. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg* 2016;14:118-29.
4. Üngör M, Arı H. C-şeklinde kanallı mandibular ikinci molarlar. *Selçuk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2001;9:61-5.
5. Evangelinaki E, Tortopidis D, Kontonasaki E, Fragou T, Gogos C, Koidis P. Effect of a crown ferrule on the fracture strength of endodontically treated canines restored with fiber posts and metal-ceramic or all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 2013;26:384-7.
6. Barcellos RR, Correia DPD, Farina AP, Mesquita MF, Ferraz CCR, Cecchin D. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with intra-radicular post: the effects of post system and dentine thickness. *J. Biomech* 2013;46:2572-7.
7. Santos A, Meira J, Tanaka C, Xavier T, Ballester R, Lima R. Can fiber posts increase root stresses and reduce fracture? *J Dent Res* 2010;89:587-91.
8. Soares CJ, Santana FR, Silva NR, Pereira JC, Pereira CA. Influence of the endodontic treatment on mechanical properties of root dentin. *J Endod* 2007;33:603-6.
9. Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. *Dent Mater* 2005;21:709-15.
10. Furuya Y, Huang S-H, Takeda Y, Fok A, Hayashi M. Fracture strength and stress distributions of pulpless premolars restored with fiber posts. *Dent Mater* 2014;33:852-8.
11. Juloski J, Fadda G, Monticelli F, Fajó-Pascual M, Goracci C, Ferrari M. Four-year survival of endodontically treated premolars restored with fiber posts. *J Dent Res* 2014;93:52-8.
12. Mangold JT, Kern M. Influence of glass-fiber posts on the fracture resistance and failure pattern of endodontically treated premolars with varying substance loss: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 2011;105:387-93.
13. Lander E, Dietschi D. Endocrowns: a clinical report. *Quintessence Int* 2008;39:99-106.

14. Manning K, Yu D, Yu H, Kwan E. Factors to consider for predictable post and core build-ups of endodontically treated teeth. Part I: Basic theoretical concepts. *J Can Dent Assoc* 1995;68:5-8.
15. Alharbi AF, Nathanson D, Morgano SM, Baba NZ. Fracture resistance and failure mode of fatigued endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced resin posts and metallic posts in vitro. *Dental Traumatol* 2014;30:317-25.
16. Sarkis-Onofre R, de Castilho Jacinto R, Boscato N, Cenci MS, Pereira-Cenci T. Cast metal vs. glass fibre posts: a randomized controlled trial with up to 3 years of follow up. *J Dent* 2014;42:582-7.
17. Lassila LV, Tanner J, Le Bell A-M, Narva K, Vallittu PK. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. *Dent Mater* 2004;20:29-36.
18. Samran A, Al-Afandi M, Kadour JA, Kern M. Effect of ferrule location on the fracture resistance of crowned mandibular premolars: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 2015;114:86-91.
19. Chang J, Soo I, Cheung GS. Evaluation of fiber post-supported restorations under simulated occlusal loading. *J Prosthet Dent* 2012;108:158-64.
20. Belli S, Eraslan O, Eskitascioglu G. Effect of root filling on stress distribution in premolars with endodontic-periodontal lesion: a finite elemental analysis study. *J Endod* 2016;42:150-5.
21. Roscoe MG, Noritomi PY, Novais VR, Soares CJ. Influence of alveolar bone loss, post type, and ferrule presence on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary canines: strain measurement and stress distribution. *J Prosthet Dent* 2013;110:116-26.
22. Sagsen B, Zortuk M, Ertas H, Er O, Demirbuga S, Arslan H. In vitro fracture resistance of endodontically treated roots filled with a bonded filling material or different types of posts. *J Endod* 2013;39:1435-7.
23. Adebayo O, Burrow M, Tyas M. Bond strength test: role of operator skill. *Australian Dent J* 2008;53:145-50.
24. Eraslan Ö, Eraslan O, Eskitaşcıoğlu G, Belli S. Conservative restoration of severely damaged endodontically treated premolar teeth: a FEM study. *Clin Oral Invest* 2011;15:403-8.
25. Thresher RW, Saito GE. The stress analysis of human teeth. *J Biomech* 1973;6:443-9.
26. Yu C, Abbott PV. An overview of the dental pulp: its functions and responses to injury. *Aust Dent J* 2007;52:4-6.
27. Morse DR, Furst ML. A comparison of erythromycin and cefadroxil in the prevention of flare ups from asymptomatic teeth with pulpal necrosis and associated periapical pathosis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1990;69:619-30.

28. Bjørndal L, Mjör IA. Pulp-dentin biology in restorative dentistry. Part 4: Dental caries-Characteristics of lesions and pulpal reactions. *Quintessence Int* 2001;32:717-36.
29. Nair PR. Pathogenesis of apical periodontitis and the causes of endodontic failures. *Crit Rev Oral Biol Med* 2004;15:348-81.
30. Baume LJ. Diagnosis of diseases of the pulp. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1970;29:102-16.
31. Morse DR, Seltzer S, Sinai I, Biron G. Endodontic classification. *JADA* 1977;94:685-9.
32. Abbott P, Yu C. A clinical classification of the status of the pulp and the root canal system. *Aust Dent J* 2007;52:17-31.
33. Jafarzadeh H, Abbott P. Review of pulp sensibility tests. Part I: general information and thermal tests. *Int Endod J* 2010;43:738-62.
34. Fulling HJ, Andreasen J. Influence of maturation status and tooth type of permanent teeth upon electrometric and thermal pulp testing. *Eur J Oral Sci* 1976;84:286-90.
35. Levin LG, Law AS, Holland G, Abbott PV, Roda RS. Identify and define all diagnostic terms for pulpal health and disease states. *J Endod* 2009;35:1645-57.
36. Seltzer S, Bender I, Ziontz M. The dynamics of pulp inflammation: correlations between diagnostic data and actual histologic findings in the pulp. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Radiol* 1963;16:969-77.
37. Jafarzadeh H, Abbott P. Review of pulp sensibility tests. Part II: electric pulp tests and test cavities. *Int Endod J* 2010;43:945-58.
38. Barbakow F, Cleaton-Jones P, Friedman D. Endodontic treatment of teeth with periapical radiolucent areas in a general dental practice. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1981;51:552-9.
39. Trowbridge HO. 2. Pathogenesis of pulpitis resulting from dental caries. *J Endod* 1981;7:52-60.
40. Närhi M, Hirvonen T, Hakumäki M. Activation of intradental nerves in the dog to some stimuli applied to the dentine. *Arch Oral Biol* 1982;27:1053-58.
41. Lundy T, Stanley H. Correlation of pulpal histopathology and clinical symptoms in human teeth subjected to experimental irritation. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1969;27:187-201.
42. Şimşek N, Bulut ET. Pulpa ve periapikal doku hastalıklarında bakterilerin önemi: Bölüm II. İnönü Üniv Sağ Bilim Derg 2013;2:44-48.
43. Weine FS. Endodontic therapy. 5th ed. St Louis: Mosby, 1996;84–165.
44. Stashenko P, Teles R, D’Souza R. Periapical inflammatory responses and their modulation. *Crit Rev Oral Biol Med* 1998;9:498-521.



45. Simon JHS WR, Pashley DH, Dowden WE, Bakland LK. Pulpal pathology. 4th ed. Baltimore: Williams&Wilkins, 1994;419–38.
46. Cohen S, Hargreaves K. Pathways of the pulp. In: Keiser K editor. 9th ed. St. Louis: Mosby, 2006;2-39.
47. Stanley H, Pereira J, Spiegel E, Broom C, Schultz M. The detection and prevalence of reactive and physiologic sclerotic dentin, reparative dentin and dead tracts beneath various types of dental lesions according to tooth surface and age. *J Oral Pathol Med* 1983;12:257-89.
48. Bergenholtz G, Hørsted-Bindslev P, Reit C. Textbook of endodontology. 2nd ed. New Jersey: Wiley-Blackwell, 2010;113-123.
49. Smith JW. Calcific metamorphosis: a treatment dilemma. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1982;54:441-4.
50. Hoshino E, Kurihara-Ando N, Sato I, Uematsu H, Sato M, Kota K. In-vitro antibacterial susceptibility of bacteria taken from infected root dentine to a mixture of ciprofloxacin, metronidazole and minocycline. *Int Endod J* 1996;29:125-30.
51. Klausen B, Helbo M, Dabelsteen E. A differential diagnostic approach to the symptomatology of acute dental pain. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1985;59:297-301.
52. Virdee SS, Seymour D, Bhakta S. Effective anaesthesia of the acutely inflamed pulp: part 1. The acutely inflamed pulp. *Br Dent J* 2015;219,385-90.
53. Okeson J. The American Academy of orofacial pain: orofacial pain guidelines for assessment, diagnosis, and management. Chicago: Quintessence Publishing Co Inc., 1996;113-84.
54. Sigurdsson A. Pulpal diagnosis. *Endod Topics* 2003;5:12-25.
55. Çalışkan MK. Endodontide tanı ve tedaviler. İstanbul: Nobel Matbaacılık, 2006;463-4.
56. Huuonen S, Ørstavik D. Radiological aspects of apical periodontitis. *Endod Topics*. 2002;1:3-25.
57. Torabinejad M, Fouad A, Walton R. Endodontics, 5th ed. Hamilton: BC Decker Inc., 2002; 175-201.
58. Jeanson MJ, White RR. A comparison of 2.0% chlorhexidine gluconate and 5.25% sodium hypochlorite as antimicrobial endodontic irrigants. *J Endod* 1994;20:276-8.
59. Alaçam T, Aydın M, Tınaz C, Ömürlü H, Can HE, Uzel İ, Yıldırım S. Endodonti. 2nd ed. Ankara: Özyurt Matbaacılık, 2012;1077-8.
60. <<http://www.completesmiledental.com.au/services/root-canal-treatments/>>, (06 Ekim 2021).

61. Stokes AN. Post crowns: a review. *Int Endod J* 1987;20:1-7.
62. Sedgley CM, Messer HH. Are endodontically treated teeth more brittle? *J Endod* 1992;18: 332-5.
63. Huang TJG, Schilder H, Nathanson D. Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. *J Endod* 1992;18: 209-15.
64. Hunter A, Flood A. The restoration of endodontically treated teeth. Part 1. Treatment planning and restorative principles. *Aust Dent J* 1988;33:481-90.
65. Barjau-Escribano A, Sancho-Bru J, Forner-Navarro L, Rodríguez-Cervantes P, Perez-Gonzalez A, Sanchez-Marin F. Influence of prefabricated post material on restored teeth: fracture strength and stress distribution. *Oper Dent* 2006;31:47-54.
66. Aşçı SK. Endodonti. 1st ed. İstanbul: Quintessence yayıncılık, 2014;513-9.
67. Gutmann JL. Preparation of endodontically treated teeth to receive a post-core restoration. *J Prosthet Dent* 1977;38:413-9.
68. Saunders E, Saunders W. The heat generated on the external root surface during post space preparation. *Int Endod J* 1989;22:169-73.
69. Kaplowitz GJ. Evaluation of gutta-percha solvents. *J Endod* 1990;16:539-40.
70. Standlee J, Caputo A, Hanson E. Retention of endodontic dowels: effects of cement, dowel length, diameter, and design. *J Prosthet Dent* 1978;39:400-5.
71. Ordu MA, Bağlar S. Post-Kor Sistemlerinin Güncel Sınıflandırılması. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci. Çevrimiçi ön yayın.* doi: 10.5336/dentalsci.2017-57231.
72. Barker B. The restoration of non-vital teeth with crowns. *Aust Dent J* 1963;8:191-200.
73. Gelfand M. A preliminary comparative study of the retentive properties of four post and core systems in etched preparations. *J Can Dent Assoc* 1992;58:665-6.
74. Drummond JL. In vitro evaluation of endodontic posts. *Am J Dent* 2000;13:5-8.
75. Akkayan B, Gülmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent* 2002;87:431-7.
76. Fredriksson M, Astbäck J, Pamenius M, Arvidson K. A retrospective study of 236 patients with teeth restored by carbon fiber-reinforced epoxy resin posts. *J Prosthet Dent* 1998;80:151-7.
77. Freedman G. The carbon fiber post: metal-free, post-endodontic rehabilitation. *Oral Health.* 1996;86:23-30.
78. Bilgin MS, Öztürk AN. Estetik post sistemleri. *SÜ Dişhek Fak Der* 2008;17:243-5.

79. Goldberg A, Burstone C. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. *Dent Mater* 1992;8:197-202.
80. Eskitaşcıoğlu G, Belli S, Kalkan M. Evaluation of two post core systems using two different methods (fracture strength test and a finite elemental stress analysis). *J Endod* 2002;28:629-33.
81. Uzun G, Keyf F. Geleneksel post-core sistemlerine bir alternatif: polietilen fiber post. *Hacettepe Üniv Diş Hek Fak Derg* 2007;31:43-8.
82. Miller T. A new material for periodontal splinting and orthodontic retention. *Compendium*. 1993;14:800-6.
83. Karna JC. A fiber composite laminate endodontic post and core. *Am J Dent* 1996;9:230-2.
84. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent* 1999;27:275-8.
85. Isidor F, Ödman P, Brøndum K. Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. *Int J Prosthodont* 1996;9:131-6.
86. Morgano SM, Brackett SE. Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. *J Prosthet Dent* 1999;82, 643-57.
87. Cagidiaco MC, Radovic I, Simonetti M, Tay F, Ferrari M. Clinical performance of fiber post restorations in endodontically treated teeth: 2-year results. *Int J Prosthodont* 2007;20:293-8.
88. Ottl P, Hahn L, Lauer HC, Fay M. Fracture characteristics of carbon fibre, ceramic and non-palladium endodontic post systems at monotonously increasing loads. *J Oral Rehabil* 2002;29:175-83.
89. Meyenberg KH, Lüthy H, Schärer P. Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthet Restor Dent* 1995;7:73-80.
90. Edelhoff D, Sorensen J. Retention of selected core materials to zirconia posts. *Oper Dent* 2002;27:455-61.
91. Ferrari M, Scotti R. Fiber posts: characteristics and clinical applications. Italy: Ed Masson, 2002;12:1-5.
92. Oblak C, Jevnikar P, Kosmac T, Funduk N, Marion L. Fracture resistance and reliability of new zirconia posts. *J Prosthet Dent* 2004;91:342-8.
93. Morgano SM, Rodrigues AH, Sabrosa CE. Restoration of endodontically treated teeth. *Dent Clin North Am* 2004;48:397-416.
94. Bathala L, Majeti V, Rachuri N, Singh N, Gedela S. The role of polyether ether ketone (peek) in dentistry—a review. *J Med Life* 2019;12:5-9.
95. Rosentritt M, Fürer C, Behr M, Lang R, Handel G. Comparison of in vitro fracture strength of metallic and tooth-coloured posts and cores. *J Oral Rehabil* 2000;27:595-601.

96. Goldman M, DeVitre R, White R, Nathanson D. Clinical science an SEM study of posts cemented with an unfilled resin. *J Dent Res* 1984;63:1003-5.
97. Smith RT, Shivapuja PK. The evaluation of dual cement resins in orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1993;103:448-51.
98. Wassell R, Barker D, Steele J. Crowns and other extra-coronal restorations: try-in and cementation of crowns. *Br Dent J* 2002;193:17-28.
99. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 3rd ed. Canada: Quintessence Publishing, 2002;218-26.
100. Wilson AD. A new translucent cement for dentistry: the glass-ionomer cement. *Br Dent J* 1972;132:133-5.
101. Christensen GJ. When to use fillers, build-ups or posts and cores. *JADA* 1996;127:1397-8.
102. Kurtoglu C. Geleneksel ve adeziv dental simanlar hakkında bir derleme çalışması. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2012;22:205-16.
103. Stockton LW. Factors affecting retention of post systems: a literature review. *J Prosthetic Dent* 1999;81:380-5.
104. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res* 1982;16:265-73.
105. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1999;81:135-41.
106. Ogunyinka A. The bond of two adhesive resins to alumina blasted and heat-treated gold alloy surfaces. *J Oral Rehabil* 2000;27:403-6.
107. Vrochari AD, Eliades G, Hellwig E, Wrbas KT. Curing efficiency of four self-etching, self-adhesive resin cements. *Dent Mater* 2009;25:1104-8.
108. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: a review of the literature. *J Dent* 2000;28:163-77.
109. Simon JF, Darnell LA. Considerations for proper selection of dental cements. *Compend Contin Educ Dent* 2012;33:28-30.
110. Pegoraro TA, da Silva NR, Carvalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. *Dent Clin North Am* 2007;51:453-71.
111. Türk AG, Ulusoy M, Önal B. İndirekt restorasyonlarda kullanılan kompozit rezin simanlar. *Ege Üniv Diş Hek Fak Derg* 2014;35:1-8.
112. Kilinc E, Antonson SA, Hardigan PC, Kesercioglu A. Resin cement color stability and its influence on the final shade of all-ceramics. *J Dent* 2011;39:30-6.

113. Burgess JO, Ghuman T, Cakir D, Swift J, Edward J. Self-adhesive resin cements. *J Esthet Restor Dent* 2010;22:412-9.
114. Tosun S, Özsevik AS, Aydın U. Endodontik tedavili dişlerin restorasyonları. *Gaziantep Med J* 2016;22:33-8.
115. Hatipoğlu FP, Arıcıoğlu B, Hatipoğlu Ö. Endodontik tedavi görmüş dişlerde koronal restorasyonlar. In: Yoldaş O editor. *Güncel endodonti ve restoratif çalışmaları*. 1st ed. Ankara: Akademisyen Yayınevi, 2021;25-38.
116. Azer SS, Drummond JL, Campbell SD. Influence of core buildup material on the fatigue strength of an all-ceramic crown. *J Prosthet Dent* 2001;86:624-31.
117. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Hillis SL. Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2000;83:396-401.
118. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. *J Prosthet Dent* 1992;67:859-65.
119. Qualtrough A, Piddock V. Ceramics update. *J Dent* 1997;25:91-5.
120. Grossman DG. Machinable glass-ceramics based on tetrasilicic mica. *J Am Ceram Soc* 1972;55:446-9.
121. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *JADA* 1997;128:297-307.
122. Palin W, Burke FT. Trends in indirect dentistry: 8. CAD/CAM technology. *Dent Update* 2005;32:566-72.
123. Natali AN. *Dental biomechanics*. 1st ed. London: Taylor & Francis, 2003;9-28.
124. Caputo AA, Standlee JP. 1st ed. *Biomechanics in clinical dentistry*. Illinois: Quintessence Pub, 1987; 123-49.
125. Powers JM, Sakaguchi RG. *Craig's restorative dental materials*. 12rd ed. St. Louis: Mosby, 2006;35-86.
126. Spear FM. Fundamental occlusal therapy considerations. In: McNeill C, editors. *Science and practice off occlusion*. Chiago: Quintessence, 1997;421-434.
127. O'brien W. Dental porcelain. In: Dickson A, editors. *Dental materials and their selection*. 3rd ed. London: Quintessence Publishing Co, 2002;210-25.
128. Franklin FE. *Stress mechanical engineers' handbook: materials and mechanical design, volume 1*. Kutz M, editors. 3th ed. New Jersey: Wiley Interscience, 1998;489-556.
129. Chabrier F, Lloyd C, Scrimgeour S. Measurement at low strain rates of the elastic properties of dental polymeric materials. *Dent Mater* 1999;15:33-8.
130. Falakoğlu S. *Biyolojik Dentin Post Kullanarak Kök Kanalının Rekonstrüksiyonu: Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi*. Dicle Üniv Diş Hek Fak, Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi, 2016, Diyarbakır.

131. Ulusoy M. Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. 2nd ed. Ankara: Ankara Üni Diş Hek Fak Yayınları, 2003;487-509.
132. Zienkiewicz OC, Taylor RL. The finite element method. 3.Ed. United Kingdom: McGraw Hill Company Ltd, 1977; 787.
133. Farah J, Craig R. Finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. J Dent Res 1974;53:859-66.
134. Ramoğlu S, Ozan O. Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg 2014;9:175–80.
135. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. J Dent 2008;36:463-71.
136. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent 2001;85:585-98.
137. Srirekha A, Bashetty K. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. Indian J Dent Res 2010;21:425-32.
138. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. J Oral Rehabil 2002;29:565-74.
139. Güler M, Sadri Ş. Sonlu elemanlar yöntemi hakkında genel bilgiler. Ordu Univ Bilim Teknol Derg 2015;5:56-66.
140. Shetty P, Hegde A, Rai K. Finite element method—an effective research tool for dentistry. J Clin Pediatric Dent 2010;34:281-5.
141. Toksavul S, Zor M, Toman M, Güngör MA, Nergiz I, Artunç C. Analysis of dentinal stress distribution of maxillary central incisors subjected to various post-and-core applications. Oper Dent 2006;31:89-96.
142. González-Lluch C, Pérez-González A, Sancho-Bru JL, Rodríguez-Cervantes PJ. Mechanical performance of endodontic restorations with prefabricated posts: sensitivity analysis of parameters with a 3D finite element model. Comput Methods Biomech Biomed Engin 2014;17:1108-18.
143. Dejak B, Młotkowski A, Langot C. Three-dimensional finite element analysis of molars with thin-walled prosthetic crowns made of various materials. Dent Mater 2012;28: 433-41.
144. González-Lluch C, Rodríguez-Cervantes PJ, Forner L, Barjau A. Inclusion of the periodontal ligament in studies on the biomechanical behavior of fiber post-retained restorations: An in vitro study and three-dimensional finite element analysis. Proc Inst Mech Eng H 2016;230: 230-8.
145. González-Lluch C, Rodríguez-Cervantes PJ, Sancho-Bru JL. Influence of material and diameter of prefabricated posts on maxillary central incisors restored with crown. J Oral Rehabil 2009;36:737–47.

146. Couegnat G, Fok SL, Cooper JE, Qualtrough AJE. Structural optimization of dental restorations using the principle of adaptive growth. *Dent Mater* 2006;22: 3-12.
147. Tang W, Wu Y, Smales RJ. Identifying and reducing risks for potential fractures in endodontically treated teeth. *J Endod* 2010;36:609–17.
148. Vârlan C, Dimitriu B, Vârlan V, Bodnar D, Suciu I. Current opinions concerning the restoration of endodontically treated teeth: basic principles. *J Med Life* 2009;2:165–72.
149. Faria AC, Rodrigues RC, de Almeida Antunes RP, de Mattos MCG, Ribeiro RF. Endodontically treated teeth: characteristics and considerations to restore them. *J Prosthodont Res* 2011;55:69-74.
150. Huysmans MC, Van der Varst PG, Schafer R. Failure behaviour of fatigue tested post and cores. *J Dent Res* 1992;71:1145–50.
151. Güngör MA, DüNDAR M, Artunç C. Diş hekimliğinde gerilme analiz yöntemleri. *Ege Üniv Diş Hek Fak Derg* 2005; 26(2): 107-16.
152. Çobankara FK, Unlu N, Cetin AR, Ozkan HB. The effect of different restoration techniques on the fracture resistance of endodontically-treated molars. *Oper Dent* 2008; 33(5): 526-33.
153. Akman S, Akman M, Eskitascioglu G, Belli S. Influence of several fibre-reinforced composite restoration techniques on cusp movement and fracture strength of molar teeth. *Int Endod J* 2011; 44(5): 407-15.
154. Yamanel K, Caglar A, Gulsahi K, Ozden UA. Effects of different ceramic and composite materials on stress distribution in inlay and onlay cavities: 3-D finite element analysis. *Dent Mater J* 2009; 28(6):661-70.
155. Iqbal MK, Gartenberg J, Kratchman SI, Karabucak B, Bui B. The clinical significance and management of apical accessory canals in maxillary central incisors. *JADA* 2005;136:331-5.
156. Ottl P, Lauer HCH, Fay M. Fracture characteristics of carbon fibre, ceramic and non palladium endodontic post systems at monotonously increasing loads. *J Oral Rehabil* 2002; 29:175-83.
157. Trabert KC, Cooney JP. Endodontically treated tooth restorative concepts and techniques. *Dent Clin North Am* 1994;28:923-51.
158. Aksornmuang J, Foxton RM, Nakajima M, Tagami J. Microtensile bond strength of a dual cure resin core material to glass and quartz fiber posts. *J Dent* 2004;32:443-50.
159. Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Tay FR, Ferrari M. Fatigueresistance and structural characteristics of fiber posts: three-pointbending test and SEM evaluation. *Dent Mater* 2005;21:75-82.

160. Hunter AJ, Feiglin B, Williams JF. Effect of post placement on endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1989;62:166-172.
161. Aquaviva F, Sebastian villa, Avedem LM. Factors affecting the fracture Resistance of post-core reconstructed teeth. *Int J Prosthodont* 2001;14:355-363.
162. Al-Omiri MK, Rayyan M, Abu-Hammad O. Stress analysis of endodontically treated teeth restored with post-retained crown: an FEA study. *JADA* 2010;142:289-300.
163. Rangarajan, V, Padmanabhan TV. Textbook of Prosthodontics. 2nd ed. India: RELX India Pvt Ltd., 2017;978-81.
164. Sorensen JA. Intacoronal reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1984;51:780-784.
165. Lambjerg-Hansen H, Asmussen E. Mechanical properties of endodontic posts. *J Oral Rehabil* 1997;24:882-7.
166. Shillingburg HT, Kessler JC, Wilson EL. Root dimensions and dowel size. *Calif Dent Assoc J* 1982;10:43-9.
167. Stren N, Hirshfeld Z. Principles of preparing endodontically treated teeth for dowel and core restoration. *J Prosthet Dent* 1973;30:162-5.
168. Sirimai S, Riis DN, Morgano SM. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post and-core systems. *J Prosthet Dent* 1999;81:262-9.
169. Bağdegül HK. Endodontik Tedavili Dişlerde Post Uygulamaları. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2006;1:18-23
170. Smith CT, Schuman NJ, Wasson W. Biomechanical criteria for evaluating prefabricated post-and-core systems: a guide for the restorative dentist. *Quintessence Int* 1998;29:305-12.
171. Skol DJ. Effective use of core and post concept. *J Prosthet Dent* 1984;52:231-4.
172. Allison DA, Michelich RJ, Walton RE. The influence of master cone adaptation on the quality of the apical seal. *J Endod* 1981;7:61-5.
173. Mattison GD. Photoelastic stress analysis of cast gold endodontic posts. *J Prosthet Dent* 1982;48:400-7.
174. Juloski J, Radovic I, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Ferrule effect: a literature review. *J Endod* 2012;38:11-9.
175. Cheung GS. Endodontic failures-changing the approach. *Int Dent J* 1996;46:131-8.
176. Ichim I, Kuzmanovic DV, Love RM. A finite element analysis of ferrule design on restoration resistance and distribution of stress within a root. *Int Endod J* 2006;39:443-52.



177. Paphangkorakit J, Osborn JW. The effect of pressure on a maximum incisal bite force in man. *Archs Oral Biol* 1997;42:11-17.
178. Zivko-Babic J, Panduric J, Jerolimov V, Mioc M, Pizeta I, Jakovac M. Bite force in subjects with complete dentition. *Coll Antropol* 2002;26:293 -302.
179. Gonza'lez-Lluch C ve Pe'rez-Gonza'lez A. Analysis of the effect of design parameters and their interactions on the strength of dental restorations with endodontic posts, using finite element models and statistical analysis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2016;19:428-39.
180. Rodri'guez-Cervantes PJ, Sancho-Bru JL, Barjau-Escribano A, Forner-Navarro I, Pe'rez-Gonza'lez A, Sa'nchez-Mari'n FT. Influence of prefabricated post dimensions on restored maxillary central incisors. *J Oral Rehabil* 2007;34:141-52.
181. Bolhuis HP, de Gee AJ, Pallav P, Feilzer AJ. Influence of fatigue loading on the performance of adhesive and nonadhesive luting cements for cast post-and-core buildups in maxillary premolars. *Int J Prosthodont* 2004;17:571-6.
182. Isidor F, Brondum K, Ravnholt G. The influence of post length and crown ferrule length on the resistance to cyclic loading of bovine teeth with prefabricated titanium posts. *Int J Prosthodont* 1999;12:78-82.
183. Sorensen JA, Engelman MJ. Effect of post adaptation on fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1990;64:419-24.
184. Memon S, Mehta S, Malik S, Nirmal N, Sharma D, Arora H. Three-dimensional finite element analysis of the stress distribution in the endodontically treated maxillary central incisor by glass fiber post and dentin post. *J Indian Prosthodont Soc* 2016;16:70-4.
185. Zhang YY, Peng MD, Wang YN, Li Q. The effects of ferrule configuration on the anti-fracture ability of fiber post-restored teeth. *J Dent* 2015;43:117-25.
186. Valendro LF, Valera MC, Araujo MA. The effect of adhesive systems on the pull out strength of a fiber glass reinforced composite post system in bovine teeth. *J Adhes Dent* 2005;7:331-6.
187. D'Arcangelo C, Cinelli M, De Angelis F, D'Amario M. The effect of resin cement film thickness on the pullout strength of a fiber reinforced post system. *J Prosthet Dent* 2007;98:193-8
188. Çağlayan G. Periodontal dokuların morfolojisi. *Periodontoloji*. 1st ed. Ankara: Hacettepe Üniversitesi Yayınları, 2010;17-25.
189. Gomes EA, Diana HH, Oliveira JS, Silva-Sousa YT, Faria AC, Ribeiro RF. Reliability of FEA on the results of mechanical properties of materials. *Braz Dent J* 2015;26:667-70.
190. Ho MH, Lee SY, Chen HH, Lee MC. Three-dimensional finite element analysis of the effects of posts on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent* 1994;72:367-72.

191. Owen JT, Hinton E. A Simple Guide to Finite Elements. 1st ed. Swansea, UK: Pineridge Press Ltd., 1983;136.
192. Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomaterials* 2002;23:2667-82.
193. Coelho CSM, Biffi JGB, Silva GR, Abrahão A, Campos RE, Soares CJ. Finite element analysis of weakened roots restored with composite resin and posts. *Dent Mater J* 2009; 28:671–8.
194. Shetty PP, Meshramkar R, Patil KN, Nadiger RK. A finite element analysis for a comparative evaluation of stress with two commonly used esthetic posts. *Eur J Dent* 2013;7:419-22.
195. Dal Piva AMO, Tribst JPM, Souza ROA, Borges ALS. Influence of alveolar bone loss and cement layer thickness on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary incisors: 3-dimensional finite element analysis. *J Endod* 2017;43:791-5.
196. Seo MS, Shon WJ, Lee WC, Yoo HM, Cho BH, Baek SH. Finite element analysis of maxillary central incisors restored with various post-and-core applications. *J Korean Acad Conserv Dent* 2009;34:324-32.
197. Mattos CMA, Las Casas EB, Dutra IGR, Sousa HA, Guerra SMG. Numerical analysis of the biomechanical behaviour of a weakened root after adhesive reconstruction and post-core rehabilitation. *J Dent* 2012;40:423-32.
198. Chuang SF, Yaman P, Herrero A, Dennison JB, Chang CH. Influence of post material and length on endodontically treated incisors: an in vitro and finite element study. *J Prosthet Dent* 2010;104:379-88.
199. Zarone F, Sorrentino R, Apicella D, Valentino B, Ferrari M, Aversa R, Apicella A. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear finite elements analysis. *Dent Mater* 2006;22:1035–44
200. Eraslan O, Aykent F, Yücel MT, Akman S. The finite element analysis of the effect of ferrule height on stress distribution at post-and-core-restored all-ceramic anterior crowns. *Clin Oral Invest* 2009;13:223-7.
201. Palmer AC, Rice JR. The growth of slip surfaces in the progressive failure of over-consolidated clay. *Proc Math Phys Eng* 1973;332:527-48.
202. Lapczyk I, Hurtado JA. Progressive damage modeling in fiber-reinforced materials. *Compos Part A Appl Sci* 2007;38:2333-41.
203. Camanho PP ve Matthews FL. A progressive damage model for mechanically fastened joints in composite laminates. *J Compos Mater* 1999;33:2248-80.
204. Jang Y, Hong HT, MS, Roh B, Chun HJ. Influence of apical root resection on the biomechanical response of a single-rooted tooth: a 3-dimensional finite element analysis. *J Endod* 2014;40:1489-93.

205. Petcu CJ, Nițoi D, Mercuț V, Țuculină MJ, Iliescu AA, Croitoru CI, Diaconu OA, Iliescu MG, Gheorghită LM, Iliescu A. Masticatory tensile developed in upper anterior teeth with chronic apical periodontitis. a finite-element analysis study. *Rom J Morphol Embryol* 2013; 54:587-92.
206. Belli S, Eraslan O, Hakki SS, Eskitascioglu M, Eskitascioglu G. Effect of post-restoration on stresses in premolars with endodontic–periodontal lesion: an FEA study. *J Adhes Sci Technol* 2017;31:591-601.
207. Cho SY, Kim E. Does apical root resection in endodontic microsurgery jeopardize the prosthodontic prognosis? *Restor Dent Endod* 2013;38:59-64.
208. Kalkwarf KL, Krejci RF, Pao YC. Effect of apical root resorption on periodontal support. *J Prosthet Dent* 1986;56:317-9.



## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

|              |  |         |  |
|--------------|--|---------|--|
| Adı          |  | Uyruğu  |  |
| Soyadı       |  | Tel no  |  |
| Doğum tarihi |  | e-posta |  |

### Eğitim Bilgileri

| Mezun olduğu kurum |  | Mezuniyet yılı |
|--------------------|--|----------------|
| Lise               |  |                |
| Lisans             |  |                |
| Yüksek Lisans      |  |                |

### İş Deneyimi

| Görevi       | Kurum | Süre (yıl-yıl) |
|--------------|-------|----------------|
| Diş Hekimi   |       |                |
| Diş Hekimi   |       |                |
| Diş hekimisi |       |                |
| Arş. Gör.    |       |                |

| Yabancı Dilleri | Sınav türü | Puanı |
|-----------------|------------|-------|
| İngilizce       |            |       |