



**T.C**  
**DİCLE ÜNİVERSİTESİ**  
**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**  
**ENDODONTİ ANABİLİM DALI**

**BİYOLOJİK DENTİN POST KULLANARAK KÖK KANALININ**  
**REKONSTRÜKSİYONU: ÜÇ BOYUTLU SONLU ELEMANLAR**  
**ANALİZİ**

**UZMANLIK TEZİ**

**Dt. Seda FALAKALOĞLU**

**DANIŞMAN**

**Doç. Dr. Özkan ADIGÜZEL**

**DİYARBAKIR**

**2016**



**T.C  
DİCLE ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
ENDODONTİ ANABİLİM DALI**

**BİYOLOJİK DENTİN POST KULLANARAK KÖK KANALININ  
REKONSTRÜKSİYONU: ÜÇ BOYUTLU SONLU ELEMANLAR  
ANALİZİ**

**UZMANLIK TEZİ**

**Dt. Seda FALAKALOĞLU**

**DANIŞMAN  
Doç. Dr. Özkan ADIGÜZEL**

**DİYARBAKIR**

**2016**

**Bu tez Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri  
Koordinatörlüğünce desteklenmiştir.  
Proje No: DİŞ.16.016**



T.C  
DİCLE ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ  
DEKANLIK

" Biyolojik Dentin Post Kullanılarak Kök Kanalının Rekonstrüksiyonu: Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi "

Yukarıda Belirtilen Uzmanlık Tezi 13.12.2016 Tarihinde Değerlendirilerek Başarılı / Başarısız Bulunmuştur.

Tez Danışmanı : Doç. Dr. Özkan ADIGÜZEL  
Tezi Teslim Eden : Dt. Seda FALAKALOĞLU

JÜRİ ÜYESİNİN

Ünvanı      Adı Soyadı

Başkan : Doç. Dr. Zehra Yılmaz ZELİNG

Üye : Doç. Dr. Özkan ADIGÜZEL

Üye : Doç. Dr. Sadullah KAYA

Yukarıdaki imzalar tasdik olunur.

16 / 12 / 2016

Prof. Dr. Remzi NİGİZ  
Dicle Üniversitesi  
Diş Hekimliği Fakültesi Dekan V.

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimimi tamamlama sürecinde her zaman yol gösterici olan, bana vermiş olduğu destek ve bilimsel bakış açısından dolayı daima minnettar kalacağım değerli hocam ve danışmanım Sayın Doç.Dr. Özkan ADIGÜZEL'e,

Eğitimim süresince emeği geçen Sayın Doç.Dr. Sadullah KAYA'ya ve Sayın Dr. İbrahim UYSAL'a,

Hayatımın her anında yanımda olan aileme ve nişanlım İlker KORKMAZ'a,

Tez çalışma sürecinde teknik anlamda her daim fikirlerine ihtiyaç duyduğum değerli arkadaşım Sabit BADEM'e

Bölümdeki tüm çalışma arkadaşlarım ve dostlarıma;

Teşekkür ederim.

## İÇİNDEKİLER

<b><u>ONAY SAYFASI</u></b> .....	<b>i</b>
<b><u>TEŞEKKÜR</u></b> .....	<b>ii</b>
<b><u>ŞEKİLLER VE RESİMLER DİZİNİ</u></b> .....	<b>vii</b>
<b><u>TABLolar</u></b> .....	<b>viii</b>
<b><u>SEMBOLLER/ KISALTMALAR</u></b> .....	<b>ix</b>
<b><u>ÖZET</u></b> .....	<b>x</b>
<b><u>ABSTRACT</u></b> .....	<b>xii</b>
<b>1. <u>GİRİŞ</u></b> .....	<b>1</b>
<b>2. <u>GENEL BİLGİLER</u></b> .....	<b>4</b>
<b><u>2.1. Postta Bulunması Gereken Özellikler</u></b> .....	<b>Hata! Yer işareti tanımlanmamış.</b>
<b><u>2.2. Kor Materyalinde Bulunması Gereken Özellikler</u></b> .....	<b>5</b>
<b><u>2.3. Post-Kor Restorasyon İçin Genel Prensipler</u></b> .....	<b>5</b>
<b><u>2.3.1. Diş Yapısının Korunması</u></b> .....	<b>5</b>
<b><u>2.3.1.1. Kök Kanalı</u></b> .....	<b>5</b>
<b><u>2.3.1.2. Kron</u></b> .....	<b>5</b>
<b><u>2.3.2. Ferrule Etkisi</u></b> .....	<b>6</b>
<b><u>2.3.3. Post Uzunluğu</u></b> .....	<b>7</b>
<b><u>2.3.4. Post Çapı</u></b> .....	<b>7</b>
<b><u>2.3.5. Postun Biçimsel Yapısı</u></b> .....	<b>7</b>
<b><u>2.3.6. Post Yüzevi</u></b> .....	<b>7</b>
<b><u>2.4. Post Seçiminde Dikkat Edilmesi Gereken Özellikler</u></b> .....	<b>8</b>
<b><u>2.4.1. Post Dizaynı</u></b> .....	<b>8</b>
<b><u>2.4.2. Post Uzunluğu</u></b> .....	<b>8</b>
<b><u>2.4.3. Kök Uzunluğu</u></b> .....	<b>8</b>
<b><u>2.4.4. Diş Anatomisi</u></b> .....	<b>9</b>

<b>2.4.5. Post Kalınlığı.....</b>	<b>9</b>
<b>2.4.6. Kanal Konfigürasyonu ve Post Uyumluluğu.....</b>	<b>9</b>
<b>2.4.7. Koronal Yapı.....</b>	<b>10</b>
<b>2.4.8. Stres.....</b>	<b>10</b>
<b>2.4.9. Post Materyali.....</b>	<b>10</b>
<b>2.4.10. Materyal Uyumluluğu.....</b>	<b>10</b>
<b>2.4.11. Bağlantı Özelliği.....</b>	<b>11</b>
<b>2.4.12. Estetik.....</b>	<b>11</b>
<b>2.5. Postların Sınıflandırılması.....</b>	<b>11</b>
<b>2.5.1. Metal Postlar.....</b>	<b>12</b>
<b>Metal Döküm Postlar.....</b>	<b>12</b>
<b>Prefabrike Metal Postlar.....</b>	<b>13</b>
<b>2.5.2. Metal Olmayan Prefabrike Postlar.....</b>	<b>14</b>
<b>Zirkonyum Kahlı Karbon Fiber Postlar.....</b>	<b>14</b>
<b>Tam Seramik Postları.....</b>	<b>14</b>
<b>Zirkonyum Esaslı Prefabrike Postlar.....</b>	<b>15</b>
<b>Fiberle Güçlendirilmiş Postlar.....</b>	<b>15</b>
<b>Karbon Fiber.....</b>	<b>16</b>
<b>Karbon-Kuartz Fiber.....</b>	<b>16</b>
<b>Kuartz Fiber.....</b>	<b>17</b>
<b>Cam Fiber.....</b>	<b>17</b>
<b>Polietilen Fiber.....</b>	<b>17</b>
<b>Biyolojik Dentin Post.....</b>	<b>18</b>
<b>2.6. Postun Yerleştirilmesi.....</b>	<b>19</b>
<b>2.7. Post Simantasyonunda Kullanılan Materyaller.....</b>	<b>19</b>
<b>2.8. Diş Hekimliğinde Biyomekanik.....</b>	<b>19</b>
<b>2.8.1. Biyomekanikte Kullanılan Temel Kavramlar.....</b>	<b>20</b>

<b><u>Kuvvet.....</u></b>	<b><u>20</u></b>
<b><u>Okluzal Kuvvet.....</u></b>	<b><u>20</u></b>
<b><u>Stres (Gerilim).....</u></b>	<b><u>20</u></b>
<b><u>Strain (Gerinim).....</u></b>	<b><u>21</u></b>
<b><u>Dayanıklılık.....</u></b>	<b><u>22</u></b>
<b><u>Elastisite Modülü (Young Modülü).....</u></b>	<b><u>22</u></b>
<b><u>Poisson Oranı.....</u></b>	<b><u>22</u></b>
<b><u>Yorulma .....</u></b>	<b><u>22</u></b>
<b><u>Von Mises Stresi.....</u></b>	<b><u>23</u></b>
<b><u>2.9. Stres Analiz Yöntemleri.....</u></b>	<b><u>23</u></b>
<b><u>2.9.1. Kırılğan Vernik Kaplama ile Stres Analiz Yöntemi.....</u></b>	<b><u>23</u></b>
<b><u>2.9.2. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi.....</u></b>	<b><u>24</u></b>
<b><u>2.9.3. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) ile Stres Analiz Yöntemi.....</u></b>	<b><u>24</u></b>
<b><u>2.9.4. Radyotelemetri ile Stres Analiz Yöntemi.....</u></b>	<b><u>24</u></b>
<b><u>2.9.5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi.....</u></b>	<b><u>24</u></b>
<b><u>2.9.6. Lazer Işını ile Stres Analiz Yöntemi.....</u></b>	<b><u>24</u></b>
<b><u>2.9.7. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi.....</u></b>	<b><u>24</u></b>
<b><u>Sonlu Elemanlar Yönteminin Avantajları.....</u></b>	<b><u>26</u></b>
<b><u>Sonlu Elemanlar Yönteminin Dezavantajları.....</u></b>	<b><u>26</u></b>
<b><u>Sonlu Elemanlar Stres Analizinde Kullanılan Bilgisayar Yazılım</u></b>	
<b><u>Paketleri.....</u></b>	<b><u>27</u></b>
<b><u>2.10. Sonlu Elemanlar Yönteminin Temel Kavramları.....</u></b>	<b><u>27</u></b>
<b><u>Düğüm (Node).....</u></b>	<b><u>27</u></b>
<b><u>Eleman (Element).....</u></b>	<b><u>27</u></b>
<b><u>Mesh (Ağ) Oluşturulması.....</u></b>	<b><u>28</u></b>
<b><u>Katı Modelleme.....</u></b>	<b><u>28</u></b>
<b><u>3. GEREÇ VE YÖNTEM .....</u></b>	<b><u>29</u></b>

<b><u>3.1. Ana Modelin Hazırlanması</u></b> .....	<b>29</b>
<b><u>3.2. Mesh (Ağ) Modelleme</u></b> .....	<b>32</b>
<b><u>3.3. Kuvvet Modelleme</u></b> .....	<b>33</b>
<b>4. <u>BULGULAR</u></b> .....	<b>37</b>
<b><u>4.1. Dikey Kuvvet Uygulanan Modellerdeki Stres Oluşumu</u></b> .....	<b>37</b>
<b><u>4.2. Çiğneme Kuvveti Uygulanan Modellerdeki Stres Oluşumu</u></b> .....	<b>39</b>
<b><u>4.3. Yatay Kuvvet Uygulanan Modellerdeki Stres Oluşumu</u></b> .....	<b>42</b>
<b><u>4.4. Post Materyalinde Oluşan Stresler</u></b> .....	<b>44</b>
<b>5. <u>TARTIŞMA</u></b> .....	<b>51</b>
<b>6. <u>SONUÇLAR</u></b> .....	<b>59</b>
<b><u>KAYNAKLAR</u></b> .....	<b>60</b>
<b><u>ÖZGEÇMİŞ</u></b> .....	<b>71</b>



## ŞEKİLLER VE RESİMLER DİZİNİ

### ŞEKİLLER

<u>Şekil-1: Üç boyutlu çalışma modelini oluşturan katmanlar.....</u>	<u>31</u>
<u>Şekil-2: Üç boyutlu modelin mesh (ağ) yapısı.....</u>	<u>33</u>
<u>Şekil-3: <math>F_1</math> dikey kuvvet.....</u>	<u>34</u>
<u>Şekil-4: <math>F_2</math> çığneme kuvveti.....</u>	<u>34</u>
<u>Şekil-5: <math>F_3</math> yatay kuvvet.....</u>	<u>35</u>
<u>Şekil-6: Paslanmaz çelik post modelde <math>F_1</math> kuvveti altında stres dağılımı.....</u>	<u>38</u>
<u>Şekil-7: Cam fiber post modelde <math>F_1</math> kuvveti altında stres dağılımı.....</u>	<u>38</u>
<u>Şekil-8: Biyolojik dentin post modelde <math>F_1</math> kuvveti altında stres dağılımı.....</u>	<u>39</u>
<u>Şekil-9: Paslanmaz çelik post modelde <math>F_2</math> kuvveti altında stres dağılımı.....</u>	<u>40</u>
<u>Şekil-10: Cam fiber post modelde <math>F_2</math> kuvveti altında stres dağılımı.....</u>	<u>41</u>
<u>Şekil-11: Biyolojik dentin post modelde <math>F_2</math> kuvveti altında stres dağılımı.....</u>	<u>41</u>
<u>Şekil-12: Paslanmaz çelik post modelde <math>F_3</math> kuvveti altında stres dağılımı.....</u>	<u>43</u>
<u>Şekil-13: Cam fiber post modelde <math>F_3</math> kuvveti altında stres dağılımı.....</u>	<u>43</u>
<u>Şekil-14: Biyolojik dentin post modelde <math>F_3</math> kuvveti altında stres dağılımı.....</u>	<u>44</u>
<u>Şekil-15: Paslanmaz çelik post.....</u>	<u>47</u>
<u>Şekil-16: Cam fiber post.....</u>	<u>47</u>
<u>Şekil-17: Biyolojik dentin post.....</u>	<u>47</u>
<u>Şekil-18: Paslanmaz çelik post.....</u>	<u>48</u>
<u>Şekil-19: Cam fiber post.....</u>	<u>48</u>
<u>Şekil-20: Biyolojik dentin post.....</u>	<u>48</u>
<u>Şekil-21: Paslanmaz çelik post.....</u>	<u>49</u>
<u>Şekil-22: Cam fiber post.....</u>	<u>49</u>
<u>Şekil-23: Biyolojik dentin post.....</u>	<u>49</u>

### RESİMLER

<u>Resim-1: Stres türlerinin şematik görüntüsü.....</u>	<u>21</u>
---	-----------

**TABLÖLAR**

Œekil tablosu öğesi bulunamadı.



**SEMBOLLER/ KISALTMALAR**

**°:** Derece

**N:** Newton

**mm:** Milimetre

**Pa:** Paskal

**MPa:** Megapaskal

**GPa:** Gigapaskal

**E:** Elastisite modülü

**V:** Poisson oranı

**$\sigma_M$ :** Von Mises stresi

**Ti:** Titanyum

**Au:** Altın

**Pt:** Platin

**Pd:** Paladyum

**Cu:** Bakır

**Cr:** Krom

**Ni:** Nikel

## ÖZET

### **Biyolojik Dentin Post Kullanarak Kök Kanalının Rekonstrüksiyonu:**

#### **Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi**

Endodontik tedavi görmüş dişler madde kaybı ve preparasyon sırasında yapılan işlemlerden dolayı dişin dentin tabakasında bulunan kollajen ağ fibrillerinin zayıflaması gibi sebepler ile vital dişlere göre daha kırılğan hale gelirler. Post-kor tedavi yöntemi ile aşırı kron harabiyeti olan endodontik tedavi görmüş dişlerin restorasyonu günümüzde tercih edilmektedir. Klinik kullanıma dayalı olarak zaman içerisinde çok sayıda post çeşidi geliştirilmiştir.

Çekilmiş bir dişten elde edilecek biyolojik bir dentin post, materyal farklılığının yarattığı sorunları ortadan kaldıracaktır. Böylece kök kanal tedavisi uygulanan dişlerde görülen kırılma oranı azalacaktır. Biyolojik dentin postun paslanmaz çelik ve cam fiber postlarla sonlu elemanlar stres analizi kullanılarak karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Üst santral kesici dişe ait üç adet üç boyutlu model oluşturulmuştur. Bu modellere paslanmaz çelik post, cam fiber post ve biyolojik dentin post uygulanmıştır. Kor yapısı olarak kompozit, üst yapı olarak da seramik kron uygulanarak modelleme tamamlanmıştır. Restorasyonu tamamlanan modellere, sonlu elemanlar stres analiz metodu kullanılarak dişe dikey, yatay, 45° açı ile olmak üzere üç farklı yönde 100 N kuvvet uygulanmıştır. Elde edilen veriler değerlendirilerek, biyolojik dentin postun kullanılabilirliği belirlenmiştir.

Uygulanan kuvvetler altında en fazla stres birikimi paslanmaz çelik postun kullanıldığı modellerde görülmüştür. Paslanmaz çelik post daha rijit yapıda olması nedeniyle gelen kuvvetleri diş dokusuna iletmek yerine yüzeyinde biriktirmiştir. Cam fiber post ve biyolojik dentin postun uygulandığı modellerde ise post materyalinin diş dokusu ile bir bütün olarak strese karşı cevap verdiği, diş ve post yüzeyinde aşırı stres birikimine neden olmadığı gözlenmiştir.

Elde edilen sonuçlar, biyolojik dentin postun kanal tedavisi uygulanan dişlerde kırılmalara sebep olabilecek stres birikimlerini engellediğini göstermektedir.

Ayrıca diş dokusu ile fiziksel ve biyolojik olarak uyumlu olan biyolojik dentin postun günümüzde kullanılan post çeşitlerine iyi bir alternatif olabileceği konusunda fikir elde edilmesini sağlamaktadır.

**Anahtar kelimeler:** Biyomimetik, paslanmaz elik post, cam fiber post, dentin post, sonlu elemanlar analizi.



## ABSTRACT

### Root Canal Reconstruction Using Biological Dentin Posts:

#### 3D Finite Element Analysis

Endodontically treated teeth become more fragile than vital teeth due to the loss of material and weakening of the collagen fibrils in the dentin layer of the tooth as a result of the procedures performed during root canal preparation. The restoration of endodontically treated teeth with excessive coronal destruction as a result of post-core treatment is now preferred. Several post types have been developed for clinical use.

A biological dentin post obtained from an extracted tooth will eliminate the problems created by material differences and reduce the fracture rate in teeth undergoing root canal treatment. This study compared a biological dentin post with posts made of two different materials using finite element analysis.

Three three-dimensional models of the upper central incisor were created and stainless steel, glass fiber, and biological dentin posts were applied to these models. The restoration of the models was completed by applying a composite as the core structure and a ceramic crown as the superstructure. Using the finite element stress analysis method in the restored models, a 100 N force was applied in the vertical and horizontal directions and at a 45-degree angle and the suitability of the biological dentin post was evaluated by comparing the data.

Under the applied forces, the greatest stress accumulation was seen in the models using the stainless steel post. Because the stainless steel post is more rigid, the forces accumulated on the surface, instead of being transmitted to the tooth tissue. In the models with the glass fiber and biological dentin posts, the post material responds to the stratification in tandem with the dental tissue and does not cause excessive stress accumulation on the tooth or post surfaces.

The results show that biological dentin posts prevent the accumulation of stresses that could cause a fracture in teeth undergoing root canal treatment. In

addition, the physical compatibility and biocompatibility of the biological dentin post with the tooth imply that it is a good alternative to the types of post currently used.

**Keywords:** Biomimetic, Dentin post, Finite element analysis.



## 1. GİRİŞ

Endodontik tedavinin yapılması sırasında başlangıç aşamasından itibaren yapılan her işlemde birçok faktör önemlidir. Giriş kavitesinin açılmasından sonra çalışma boyunun tespiti, uygulanan irrigasyon protokolü, kullanılan doldurma tekniği gibi etkenler, kanal tedavisi uygulanan dişin fonksiyonel olarak uzun yıllar kullanımını etkiler. Kanal tedavisinin başarısında rol oynayan en önemli etken ise uygulanan restorasyondur (1). Bu nedenle endodontik tedavili dişlerin restorasyonu günümüzde tartışılan konular arasındadır. Aşırı düzeyde dentin kaybına uğrayan dişlerin post-kor ile restorasyonu önerilmektedir (2). Yapılan restorasyon sonucu oluşabilecek stres geride kalan diş dokularında fiziksel yorgunluğa neden olur ve bu durum endodontik tedavi sonrası dişin kırılma eğilimini artırabilmektedir. Bu nedenle uygulanan restorasyon diş dokularında stres oluşturmamalıdır (3).

Endodontik tedavi görmüş dişler; çürük, önceden yapılmış restorasyonlar, endodontik tedavi için kanal preparasyonu ya da vital pulpanın kaybı sonucu normal dişlere göre daha zayıf bir hale gelmektedir. Aşırı koronal kayıp durumunda yapılacak olan restorasyonların, yeterli tutuculuk ve dayanıklılık sağlayacak bir alt yapı ile desteklenmesi gereklidir. Bu dişlerin restorasyonunda kullanılan yöntemlerden biri post-kor uygulamasıdır. Bu tedavi kök kanal boyunun en az 2/3'üne kadar uzanan post ve bu yapıdan destek alacak bir kor yapıdan oluşmaktadır (3).

Endodontik tedavi görmüş dişlere uygulanan post materyali ile, diş kökü, periodontal ligament ve kemikte oluşan stres miktarları farklıdır (4). Bu streslere bağlı olarak diş ve post yüzeyinde kırıklar oluşabilmektedir (5).

Kullanılacak olan post materyali, kök kanal tedavisi yapılan dişe gelecek olan stresi etkilemesi açısından oldukça önemlidir. Dişe gelen aşırı stresler sonucunda postun kök içerisinde kalan kısmında ya da dişin kök kısmında kırıklar oluşabilmektedir. Kullanılan malzeme ve materyal özellikleri post-kor uygulaması ile rehabilite edilen dişte kırılma oluşturabilmesi açısından kritik bir rol oynamaktadır (6).



Post materyalinin fiziksel özellikleri dentine yakın olmalı, post materyali dişin yapısına bağlanabilmeli ve ağız ortamı içinde biyouyumlu olmalıdır. Kullanılan post materyalinin elastisite modülü dentine yakın olmalı, post materyali diş kökünün apikalinde ideal tıkamayı sağlamak için en az 4 mm gütaperka bırakılacak şekilde kök kanalına yerleştirilmelidir. Fiziksel özelliklerden biri olan elastisite modülü arttıkça cismin rijitliği de aynı oranda artar. Yüksek elastisite modülüne sahip modellerin kullanımı önemli derecede kök kırıklarına sebep olabilmektedir (7,8).

Kullanılan post materyalleri arasında dentine en yakın elastisite modülüne sahip olanlar fiber postlardır. Fiber post uygulaması sonucu post-kor uygulanan dişlerde özellikle kole bölgesinde stres birikimleri olduğu gösterilmiştir. Henüz fiber posttan daha iyi özelliklerde diş için uygun bir post materyali bulunamamıştır (9). Bu durum karşımıza “dentine en yakın olan değil de neden dentinin kendisini kullanmayalım?” hipotez sorusunu getirmektedir. Yapılabilecek bir biyolojik dentin post, postun diş üzerinde sebep olduğu stresi tamamen ortadan kaldırabilir. Ayrıca diş ile biyolojik dentin post arasında oluşan ideal bir monoblok yapı gelen kuvvetlere karşı dişin daha dirençli olmasını sağlayabilecektir. Doku mühendisliğinin son dönemde yaptığı çalışmalar biyomimetik kavramının diş hekimliği alanında dikkat çekici bir yere gelmesini sağlamıştır. Gerçek dentin yapısından bir post elde etmek ve onu kullanmak gibi bir fikir ortaya atıldığında doğru bir değerlendirme için bilimsel araştırmalar gerektiği bildirilmiştir (10).

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi, mühendislik alanında değişik ve karmaşık problemlerin çözülmesi için geliştirilen bir sayısal modelleme metodudur. Bu durumda sonlu elemanlar stres analiz yönteminin mühendislik alanında olduğu gibi biyomekanik alanda da başarılı çalışmalar ortaya çıkardığı için uygulanabilir bir deney yöntemi olduğu düşünülmektedir (11). Bu yöntem diş hekimliğinin farklı alanlarında stres analizi için başarılı bir şekilde uygulanmaktadır.

Bu çalışmanın amacı;

Ağız içinde oluşturulamayacak olan ideal şartların, üç boyutlu sanal bir ortamda sağlanarak biyolojik dentin postun ortaya çıkaracağı klinik senaryoların gözlenmesi ile endodontik olarak tedavi edilmiş dişlerin restorasyonunda kullanılan

paslanmaz elik post, cam fiber post ve biyolojik dentin postun sonlu elemanlar analizi ile stres dayanımlarının karşılaştırılmasıdır. Elde edilen veriler ile biyolojik dentin postun klinikte kullanılabilirliğinin değerlendirilmesi amaçlanmaktadır.



## 2. GENEL BİLGİLER

Dişhekimliğinde son yıllarda geliştirilen tedavi yöntemleri ile birlikte kaybedilen diş dokularının onarımı için alternatif tedavi seçenekleri ortaya çıkmıştır. Post-kor tedavi yöntemi uzun yıllardan beri aşırı madde kaybına sahip endodontik tedavili dişlere uygulanmaktadır (12).

Günümüzde kullanılan post-kor sistemleri temel olarak 3 kısımdan oluşur:

**Post:** Dişin kök kanalı içine yerleştirilen ve ideal olarak apikalde en az 4 mm gütaperka bırakılacak şekilde kökün 2/3'üne kadar uzanan yapıdır. Sistemin başarısı için post çapı minimumda tutulmalıdır (13,14).

**Kor:** Restorasyonun post ile birleşen kısmıdır. Restorasyonun kron yapısını temsil etmektedir. Kor yapı mümkün olduğunca kalın yapılmalıdır (13,14).

**Koping:** Kırık oluşumuna karşı ferrule etkisi gösteren ve ortalama 2 mm genişliğinde metal banttir. Oluşan stresi, kor ve post yapıları arasında ileterek dentinde dağıtır, simanın örtücülük özelliğini devam ettirir (13,14).

### 2.1. Postta Bulunması Gereken Özellikler

Postta bulunması gereken başlıca özellikler aşağıda belirtilmiştir (15).

1. Dişe iletilen stres minimum seviyede olmalı,
2. Kor yapısı için yeterli tutuculuk sağlamalı,
3. Retreatment gerektiği durumda kolayca kanaldan uzaklaştırılabilmeli,
4. Korozyona uğramamalı,
5. Kanal şekline uygun olmalı,
6. Uygulanabilmesi için az miktarda madde kaybı ile preparasyon gerektirmeli
7. Kanal duvarıyla arasında ince ve eşit miktarda siman kalınlığına izin vermeli,
8. Farklı uzunluk ve çapta tipleri bulunmalı,
9. Diş dokularına benzer biyomekanik özelliklere sahip olmalı,

10. Estetik özellikleri ihtiyacı karşılayabilir olmalıdır.

## **2.2. Kor Materyalinde Bulunması Gereken Özellikler**

Kor materyalinde bulunması gereken başlıca özellikler aşağıda belirtilmiştir (16).

1. Basma ve makaslama stres direnci yeterli olmalı,
2. Biyouyumlu olmalı,
3. Diş yüzeyine bağlantısı iyi olmalı ve mikrosızıntıya neden olmamalı,
4. Uygulaması kolay olmalı,
5. Isısal genleşme katsayısı diş dokusuna yakın olmalı,
6. Nemden etkilenmemelidir.

## **2.3. Post-Kor Restorasyonlar İçin Genel Prensipler**

### **2.3.1. Diş Yapısının Korunması**

#### **2.3.1.1. Kök Kanalı**

Endodontik tedavisi sırasında kök kanallarını aşırı genişletmek dişin zayıflamasına ya da perforasyonlara neden olabilir. Bu durum çiğneme sırasında kırılmalara yol açabilir. Kök kanalına uygun olan postun yerleştirilebileceği kadar genişletilme yapılması önerilmektedir (17).

#### **2.3.1.2. Kron**

Kor materyalinin stabilizasyonu için koronal bölgede 1 mm veya daha fazla kalınlıktaki sert dokunun gerekli olduğu belirtilmiştir. Koronal kısımda desteksiz sert doku, post-kor restorasyonu öncesinde kaldırılmalıdır (18).

Peroz ve arkadaşları, dişteki doku kaybı miktarlarını kalan aksiyel kavite duvar sayısına göre 5 gruba ayırarak, restore edilecek dişin post ihtiyacını değerlendirmişlerdir. Buna göre; (18)

**Sınıf 1:** Tüm kavite duvarlarının da mevcut olduğu durumdur. İdeal sayılabilecek giriş kavite preparasyonunu ifade eder. Dişe post yerleştirilmesine gerek yoktur, kalıcı dolgu yapılabilir.

**Sınıf 2 ve 3:** Bir veya iki kavite duvarının eksik olduğu, 2 veya 3 aksiyel kavite duvarının mevcut olduğu durumu ifade eder. Eğer kor yapı olarak, adeziv sistemler kullanılacaksa ve kalan diş dokusunun yüzey miktarı yeterli ise, genel olarak dişe post yerleştirilmesine gerek yoktur.

**Sınıf 4:** Bir aksiyel kavite duvarının mevcut olduğu durumdur. Bu durumda dişe post yerleştirilmesi gerekir. Estetik nedenlerden dolayı, ön bölgedeki dişlerde metal olmayan post materyallerinin uygulanması önerilir. Arka grup dişlerde ise böyle bir gereklilik yoktur.

**Sınıf 5:** Herhangi bir aksiyel kavite duvarının mevcut olmadığı durumdur. Kor materyaline yeterli destek sağlanamayacağı için dişe post materyali uygulanmalıdır. Özellikle bu grupta, ferrule etkisi oluşturulması kırılma direncini önemli ölçüde artırır. Eğer ferrule etkisi oluşturulması mümkün değilse, cerrahi müdahale ile kron uzatma işlemi başarılı sonuç verecektir.

### 2.3.2. Ferrule Etkisi

Ferrule, kron preparasyonda, gingival bölgedeki diş yapısında vertikal bir bant olarak tanımlanır (17). Araştırmacılar ferrulenin koronal veya supragingival diş dokusundaki artışa sebep olduğunu ve prognozu iyileştirdiğini bildirmişlerdir. Post restorasyonlu dişlerde ferrule varlığının, dişi kama streslerine karşı koruduğu bildirilmiştir (19).

### 2.3.3. Post Uzunluğu

Araştırmalarda post uzunluğunun, kök boyunun 2/3'üne kadar uzanması gerektiği savunulmaktadır. Post uygulanması düşünülen dişin kron/kök oranı en az 1:1 olmalıdır (20). Postun uzunluğu, dişin kök kısmına iletilen stres dağılımını etkilemektedir. Kısa ve kalın postlar servikal bölgede stres birikimine yol açarken uzun ve ince postlar ise servikal bölgedeki stresi azaltarak apikal bölgedeki stresin artmasına neden olmaktadır (21).

### 2.3.4. Post apı

Post apı, dişin kök çapının üçte biri kadar olmalıdır. Postu çevreleyen en az 1 mm dentin bulunmalıdır. Lloyd ve Palık tarafından yapılan sistematik bir derlemede, diş yapısını korumak, perforasyon riskini azaltmak ve post yapılan dişin kırılma dayanıklılığını artırmak için post genişliği seçiminde konservatif, korumacı ve oransal yaklaşımlar önerilmiştir (22,23).

### 2.3.5. Postun Biçimsel Yapısı

Konik (tapered) postlar, koronal bölgede stres birikimine neden olurken, paralel postlar apikal bölgede stres birikimine neden olurlar. Yeterli tutuculuğun sağlanması ve stresin minimuma indirilmesi için kullanılması gereken post tipi, kök kanalının duvarlarına iyi adapte olmuş, pasif uyum gösteren paralel kenarlı postlardır. (20).

### 2.3.6. Post Yüzeyi

Post yüzeyinde simantasyon öncesinde yapılan hazırlıklar, kök yapısına bağlanmayı etkilemektedir. Düzgün yüzeyli postların oluşturduğu stres az miktardadır, fakat tutuculukları da en az düzeydedir. Çentikli postların tutuculukları düzgün yüzeyli postlara göre daha iyidir. Vidalı postlar ise en iyi tutuculuğu sağlamanın yanında, kök dentininde en fazla stresi oluşturmaktadırlar (24).

## 2.4. Post Seçiminde Dikkat Edilmesi Gereken Özellikler

### 2.4.1. Post Dizaynı

Post materyalleri yüzey özelliklerine göre, aktif ya da pasif olarak sınıflandırılır. Aktif postlar yüzeylerindeki yivlerle dentine tutunurken, pasif olanların tutuculukları, simanların kullanımı veya kök kanal duvarlarına sıkı bir şekilde adapte edilerek sağlanır (7). Standlee ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada aktif post dizaynı, post-kor uygulamasıyla restore edilmiş dişlerde kırık oluşumundan sorumlu tutulmuş ve uca doğru incelen post dizaynının, doğal dişlerdeki kök ve kanal formuna daha uygun olduğu belirtilmiştir (25).

Yivli postlar diş kökünde daha fazla stres oluşumuna neden olurlar. Diş kökündeki stres oluşumunu önlemek için yivlerin sayısının azaltılması, post kanallarının kapatılması ve postun sıkıştırıldıktan sonra yarım tur gevşetilmesi önerilmektedir (26).

Paralel kenarlı postlar, daha eşit düzeyde stres dağılımı sağlar ve tutuculukları da fazladır. Stres yoğunluğu postun uç kısmında, kanalın daralan bölgesinde gözlenir (25). Smith ve arkadaşları, paralel-konik şekilli postların en iyi biyomekanik performansı gösterdiğini belirtmişlerdir (27).

### 2.4.2. Post Uzunluğu

İdeal post uzunluğu diş kökünün  $2/3$ 'ü kadar olmalıdır. Post uzunluğu/kron uzunluğu oranı ise en az 1 olmalıdır. Kısa kalın postların kullanıldığı dişlerde servikal bölgede stres oluşurken, uzun postlarda stres apikal bölgede yoğunlaşır. Kırılma dayanıklılığı için post uzunluğu, ferrule etkisi oluşturulmasına göre daha az etkilidir (23).

### 2.4.3. Kök Uzunluğu

İdeal post uzunluğu dişin kökü ile ilişkilidir, bu yüzden diş kökü de değerlendirilmelidir. Post materyali ne kadar uzun olursa, tutuculuğu ve yapısındaki stres dağılımı da o kadar iyi olacaktır (25,26).

Kısa köklü molar dişlerin post-kor restorasyonunda, birden fazla post yerleştirilmesi önerilmektedir. İdeal apikal tıkama için, en az 4 mm güta-perkanın bırakılması gerekliliği de kısa köklü dişlerde post uygulaması için olumsuz bir faktördür (28).

#### 2.4.4. Diş Anatomisi

Post-kor endikasyonu için diş kökünün anatomisinin değerlendirilmesi önemlidir. Dar bir post yuvası preparasyonu ya da kökün çapına göre çok geniş post kullanımı apikal veya lateral perforasyon riskini arttıracaktır (29).

#### 2.4.5. Post Kalınlığı

Post kalınlığının seçiminde göz önünde bulundurulması gerekli faktörler; diş dokusunun korunması, perforasyon riskinin azaltılması ve restore edilen dişin dayanıklılık gösterebilmesidir (30). Post kalınlığındaki artışın, tutuculuğa yönelik belirgin bir etkisi yoktur (23).

Lloyd ve Palik post kalınlığının belirlenmesine yönelik düşünceleri 3 grupta toplamıştır:

**a. Konservatif yaklaşım:** Kalan diş dokusunun korunması için az miktarda kanal preparasyonu ve dar çaplı post seçimi önerilmektedir.

**b. Koruyucu yaklaşım:** Kullanılması düşünülen post en az 1 mm kalınlıktaki sağlıklı dentin tabakasıyla desteklenmelidir.

**c. Fırsatçı yaklaşım:** Kök kalınlığının en az olduğu kısımda post kalınlığı, kök kalınlığının 1/3'ünden fazla olmamalıdır (22).

#### 2.4.6. Kanal Konfigürasyonu ve Post Uyumluluğu

Kanal konfigürasyonu postun seçimi aşamasında önemli bir kriterdir. Özel üretim postlar veya prefabrike post materyalleri arasında seçim yapılmasında göz



önünde bulundurulmalıdır. Farklı konfigürasyon gösteren kanallarda, paralel kenarlı post uygulaması ve kalan boşluğun simanla doldurulması veya fazla preparasyon yapılarak daha büyük bir post kullanımı önerilmektedir (7). Kötü uyumlu prefabrike bir post kullanmak yerine, kanalda daha fazla preparasyon yapılarak, kanala uyumlu bir döküm post-kor uygulamasının daha başarılı bir uygulama olacağı düşünülmektedir (31).

#### **2.4.7. Koronal Yapı**

Dişin kalan koronal doku miktarı da post seçiminde önemlidir. Uygulanacak restorasyona yeterli retansiyon alanı oluşturulabilmesi için, marjin bölgesinde en az 1.5-2 mm diş dokusu bulunması gerekmektedir (32).

#### **2.4.8. Stres**

Dişler ağızda çekme, basma ve makaslama streslerine maruz kalırlar. Bunlar arasında en yıkıcı etki gösteren makaslama stresidir (33). Post-kor ile restorasyon yapılan endodontik tedavi görmüş dişlerde kalınlığın minimumda tutularak post uzunluğunu arttırmanın, makaslama stresini azaltacağı öngörülmektedir (34).

#### **2.4.9. Post Materyali**

İdeal bir ortam oluşturabilmek için post materyalinin fiziksel özellikleri dentine yakın olmalı, post materyali diş yapısına bağlanabilmeli ve ağız ortamı içinde biyoyumlu olmalıdır. Dişe gelen stresi diş dokusuna ileterek kuvvet emici görevi görmelidir. Post-kor yapımında kullanılan materyaller diş yapısından farklı fiziksel özelliklere sahiptir ve kırılma dayanımları da birbirinden farklıdır. Özellikle yüksek elastisite modülüne sahip materyallerin kullanımı endodontik tedavi görmüş dişin kırılması açısından potansiyel tehlike oluşturacaktır (35).

#### **2.4.10. Materyal Uyumluluğu**

Post ve kor yapılar aynı alaşımdan yapılmalıdır. Farklı alaşımlar, galvanik akım oluşturarak korozyona neden olurlar. Bu akıma sebep olan elektrolitlerin post yüzeyine, koronal restorasyondaki mikrosızıntı boyunca, post yuvası preparasyonu esnasında aksesuar kanallar aracılığıyla ya da teşhis edilmemiş kök kırıkları nedeniyle ulaştığı düşünülmektedir (36).

#### 2.4.11. Bağlantı Özelliği

Postun dış yapısına bağlantısı, post retansiyonunu arttırarak ve monoblok bir yapı oluşmasına yardımcı olarak restorasyonun prognozunu olumlu yönde etkilemektedir. Dış yapısının güçlendirilmesinde, bağlantı ajanlarının stres dağılım özellikleri de etkilidir (37).

#### 2.4.12. Estetik

Restorasyonda kullanılacak post-kor materyallerinin kron ve çevreleyen dokularla estetik açıdan uyumlu olması için en önemli kriter renk uyumudur (38).

### 2.5. Postların Sınıflandırılması

Postların sınıflandırılması şu şekildedir: (39)

1) Post şekillerine göre:

- a. Konik
- b. Silindir
- c. Silindirik konik postlar

2) Tutuculuk şekillerine göre:

- a. Aktif: Yivlerin dentin yüzeyine teması ile tutuculuğu sağlayan postlardır.
- b. Pasif: Kanal formuna uygun olacak şekilde, ancak kanal duvarlarına teması yapıştırıcı ajanlarla bağlı olan postlardır.

3) Yapım şekillerine göre:

- a. Fabrikasyon
- b. Döküm

4) Kullanılan materyallere göre:

- a. Metal alaşımlar (Ti, Au-Pt, Paslanmaz çelik, Pd-Pt-Cu, Cr-Ni, Amalgam)

### b. Fiber Postlar

- Karbon fiber postlar
- Cam fiber postlar
- Karbon-kuartz fiber postlar
- Kuartz fiber postlar
- Polietilen fiber

### c. Seramik postlar

- Cam seramikler
- Alüminyum oksit ile güçlendirilmiş seramikler
- Freze tekniği ile elde edilen seramikler
- Zirkonyum esaslı seramikler

## 2.5.1. Metal Postlar

Metal postlar, uzun yıllardır uygun endikasyonlarda kullanılan ve özellikleri ihtiyaca göre geliştirilmiş post çeşitleridir. En önemli özellikleri, dişe gelen kuvvetler karşısında izotropik, yani kuvvetin geliş yönüne bağımlı olmaksızın her zaman aynı fiziksel özelliği göstermeleridir (40).

Diş ve çevre dokularda biyoyum sorunları, korozyon oluşturmaları, estetik problemlere neden olmaları, dişe ve restorasyonlara kimyasal bağlanmamaları, kök kanalı içerisinden uzaklaştırılmalarının zor olması gibi dezavantajları nedeniyle günümüzde yerini metal içermeyen postlara bırakmaktadırlar (41).

### **Metal Döküm Postlar**

Metal döküm postlar, dişin kök kanalından alınan ölçüye göre hazırlanır. Kor yapıya birleşik, tek parça halinde, döküm yoluyla elde edilir (42). Metal döküm postlar, kanal boşluğuna uygun yapıldıkları için tam uyum gösterirler ve tek parça oldukları için, post-kor sistemlerde karşılaşılan bağlantı problemleri daha az görülür. Ölçü işlemi zaman alır ve estetik problem oluştururlar. Tutuculukları ise sürtünmesel olarak ya da yapıştırıcı ajanlarla sağlanır. Her iki tutunma şeklinin sağlanması için

yapılacak preparasyon şekilleri, rezidüel dentinde aşırı stres oluşturarak kök kırığına neden olabilmektedir (43).

### **Prefabrike Metal Postlar**

Prefabrike metal postlar, işlemleri hızlandırmak amacı ile geliştirilmiştir. Döküm metal postlarla karşılaştırıldığında, uygulama aşamalarının daha basit olması, tek seansta sonuç alınabilmesi ve uygun maliyeti ile tercih edilmektedir (24). Prefabrike postlar, dişin kök kanalının geniş ve düzensiz yapıda olduğu durumlarda olumsuz sonuçlar görülebilmektedir (44). Bu durum postun kök kanal boşluğunu doldurmada yetersiz kalmasına ve rezidüel dentin ve post arasında kalan boşluğun siman ile doldurulmasına sebep olmaktadır. Simanın posta göre daha zayıf olan yapısı ve hacimce polimerizasyon büzülmesine uğraması, post materyali ve dentin birleşiminde stres oluşumuna neden olacaktır (45). Bu durumu engellemenin yolu, kök kanal boşluğuna birden fazla postun uygulanmasıdır (46). Prefabrike metal postlar; yüksek altın alaşımları, saf titanyum, titanyum alaşımları, krom-nikel ve krom-kobalt alaşımlarından üretilirler (33)

Prefabrike postlar kendi içinde; şekil ve yüzey özelliklerine, retansiyon şekillerine ve üretildikleri malzemeye göre sınıflandırılırlar (43,45).

Şekil ve yüzey özelliklerine göre:

1. Konik, düz yüzeyli postlar
2. Paralel yivli ve oluklu postlar
3. Konik, vidalı postlar
4. Paralel, vidalı postlar
5. Paralel, uç bölümü konik olan postlar

Retansiyon şekillerine göre:

1. Aktif retansiyonlu postlar
2. Pasif retansiyonlu postlar

Üretildikleri malzemeye göre:

1. Metalden üretilen prefabrike postlar
2. Metal olmayan malzemedan üretilen prefabrike postlar

### **2.5.2. Metal Olmayan Prefabrike Postlar**

Karbon fiber post haricindeki metal olmayan prefabrike postların kullanımı, özellikle anterior bölgede estetik restorasyon yapılması planlanan dişlerde endikedir (47).

#### **Zirkonyum Kaplı Karbon Fiber Postlar**

Karbon fiber postların estetik dezavantajını ortadan kaldırmak için, tüm post yüzeyi zirkonyum ile kaplanmıştır. Kuvvetlere karşı gösterdiği direnç, karbon fiber postlar ile benzer olup kuvvetin yönüne göre değişiklik göstermektedir. (48).

#### **Tam Seramik Postlar**

Geleneksel metal postların yerini alması amacıyla geliştirilmişlerdir. Translüsent olmaları, korozyona uğramamaları ve biyouyumlu olmaları gibi avantajları vardır. Dezavantajı ise, düşük kırılma dayanımına sahip olmalarıdır. In-ceram, Procera ve zirkonyum oksit gibi çeşitli uygulamaları mevcuttur. Zirkonyum seramik postlar; yüksek dayanıklılığa sahiptir, renk ve yarı şeffaflık bakımından doğal dentine benzerler, diş rengine uygun parlaklık sağlar ve dişeti kenarındaki gölgelenmeyi önlemektedirler (49).

Seramik malzemelerin sert ve yüksek baskı direncine sahip olmalarına rağmen gerilime dayanımları düşüktür. Bu yüzden aşırı kuvvetlere maruz kaldıklarında kırılabilirler. Postun kuvvetlere karşı dayanımını arttırmak amacıyla daha geniş yapılırlar ve kök içinde daha geniş preparasyona ihtiyaç vardır (50).

Seramik postların sahip olduğu yüksek elastisite modülünün, kuvvetlerin absorbe edilmeden diş ara yüzüne iletilmesine neden olduğu düşünülmektedir (51). Bu durumdan dolayı Asmussen ve arkadaşları seramik postların karbon fiber postlara göre dişte daha fazla kırığa yol açtığını bildirmişlerdir (52).

### **Zirkonyum Esaslı Prefabrike Postlar**

Yaygın olarak kullanılan seramik post materyalidir. Zirkonyumun ışık geçirgenliği mükemmeldir ve sert bir materyaldir. Zirkonyum esaslı tamamı seramik postlar biyolojik olarak uyumludur, radyoopaktır ve fiziksel özellikleri de çeliğe benzemektedir. Dezavantajları, metal postlardan daha düşük kırılma direncine sahip olmaları ve diş ile kor materyaline bağlanmasının daha zayıf olmasıdır. Ayrıca kırıldıklarında kökün içinde kalan parçasının çıkarılması oldukça güçtür (53).

### **Fiberle Güçlendirilmiş Postlar**

Diş hekimliğinde kullanılan fiber çeşitleri; karbon, cam ve poletilen fiberlerdir. Günümüzde post-kor restorasyonlara direnç kazandırmak amacıyla en sık kullanılan fiber tipleri; karbon fiber, cam fiber, kuartz fiber ve polietilen fiberdir.

Fiber çeşitlerinin;

1. Örgü tip fiber
2. Devamlı, tek yönlü fiberler
3. Parçalı fiberler olmak üzere farklı formları mevcuttur (54).

Örgü tip fiberle yapılan post-kor restorasyonların kırılma direnci, metal postların kırılma direncine göre azdır, ancak kök kırığı oluşumuna neden olmazlar.

Metal postlar homojen izotropik yani maddenin her yönünde aynı maddesel özelliklere sahipken, fiberle güçlendirilmiş kompozitlerden elde edilen postlar ise anizotropik, homojen olmayıp mekanik özellikleri farklılık gösterebilmektedir (55).

Cam fiber post sisteminde rezin matrikse yerleştirilmiş cam fiberler bulunur. Elastisite modülleri dentine oldukça yakındır ve restorasyona uygulanan kuvvetlerin kök boyunca eşit dağılımını sağlarlar (56).

Fiberlerin polimer matriks içine gömülmeleri kırılma direnci, sertlik, güç ve yorulma dayanıklılığında belirgin bir artış sağlar. Fiberle güçlendirilmiş postlar ise dentine eşdeğer şekilde esneme göstererek, diş üzerindeki restorasyonun kırılma

direncini arttırır. Metal postlar gibi stresi direkt olarak iletmezler ve gelen okluzal stresleri dağıtırlar (57).

Post yüzeyi mikroskop altında incelendiğinde birbirine paralel uzanan fiberler arasında boşluklar olduğu, rezin siman ve bağlayıcı ajanın bu boşluklara girerek tutuculuğu arttırdığı görülmüştür (58).

### **Karbon Fiber Post**

Karbon fiber; biyouyumlu, inert, esneme ve çekme direnci gibi fiziksel özellikleri olan bir maddedir. Isısal genleşme göstermez; ısı ve elektrik iletkenliği az, yoğunluğu düşük, korozyona dirençli bir materyaldir. Rezine bağlantısı kuvvetlidir (59).

Güçlendirme için kullanılan fiberler arasında, karbon fiberler en rijit olan malzemelerdir. Elastik modüllerinin cam fiber postlardan yaklaşık üç kat fazla olduğu bilinmektedir. Bu özellik klinik açıdan dezavantaja dönüşebilir. Karbon fiberle güçlendirilmiş postların yüksek elastik modül değerleri, fiberle güçlendirilen postlardan beklenen mekanik özellik avantajını ortadan kaldırmaktadır (60).

Karbon fiberler siyah renktedir ve bu yüzden tam seramik restorasyonlarla birlikte kullanımı estetik açıdan sakıncalı olabilmektedir. Bu estetik problem, kuartz fiber postların üretilmesine neden olmuştur (61).

### **Karbon-Kuartz Fiber Post**

Karbon postların renklerinin siyah olması nedeniyle çevresi kuartz ile kaplanarak karbon-kuartz fiber postlar elde edilmiştir. Renkleri opaktır. Bu yüzden karbon-kuartz fiber postlar geliştirilerek daha estetik olan kuartz fiber postlar üretilmiştir (55,61).

### **Kuartz Fiber Post**

Kuartz fiber post sistemi, düzgün ışık geçişi sağlar. Estetik özellik açısından tatmin edicidir. Kuartz fiber post çevresindeki simanın ve primerin polimerizasyonu mümkündür. Böylece sadece ışıkla polimerize olan rezin simanların kullanımı da yapıştırma sırasında kullanılabilir seçenekler arasında yer almıştır (55).

### **Cam Fiber Post**

Zirkonyum seramik postlardan ve karbon fiber postlardan daha sonra geliştirilen cam fiber destekli postlar dentine yakın elastisite modülüne sahiptir. Yapılan araştırmalarda cam fiber destekli post sistemlerinin rezin matriks içinde tek yönlü cam fiberlerden oluştuğu ve fiber demetlerinin post yapısına direnç kazandırdığı bildirilmiştir. Buna rağmen karbon fiber postların direncinin cam fiber destekli postlardan daha üstün olduğu bilinmektedir (58).

Ağız boşluğu gibi nemli ortamlarda cam fiberle güçlendirilmiş polimerlerin uzun dönem başarısıyla ilişkili faktörlerden birisi de cam fiber yüzeyinin mikro sızıntıya karşı stabilitesidir (61).

Dört yıllık bir klinik takip sonucunda, cam fiber postlar kullanım ömrü açısından döküm postlara göre daha başarılı bulunmuştur. Bu başarıda rol oynayan en önemli faktör, cam fiber postların dentine yakın elastisite modülüne sahip olmalarıdır. Dentinin elastiklik modülü 14-18 GPa, cam fiber postların ise 9-50 GPa'dır (58).

### **Polietilen Fiber**

Diş hekimliğinde; periodontolojide, ortodontide, konservatif tedavide, protetik tedavide kullanımı yaygındır. Polietilen fiber; renginin diş dokularına benzer olması, yüksek yorgunluk direncine sahip olması, sert olmaması, kırılma olmaması, erimeye karşı dirençli olması, hidrofobik ve biyouyumlu olması ile kullanımı tercih edilen fiberler arasındadır. Fakat polietilenin tüm bu üstün özelliklerine karşın rezin ile bağlantısı zayıftır. Çünkü polar grupları yoktur ve yüzey enerjisi düşüktür (62).



### **Biyolojik Dentin Post**

Biyomimetik kavramı, insanların doğada bulunan sistemleri ve maddeleri taklit etmesi olarak tanımlanmaktadır. Biyomimetik diş hekimliğinde esas amaç; minimal invaziv yaklaşımlarla dişin yapısını korumaktır. Koruma ve biyolojik taklit amaçlı biyomimetik felsefesinde estetik ve konservatif bakış açılarını birleştirerek doku bütünlüğünü sağlamak esastır (63).

Bu felsefeden yola çıkarak, araştırmacılar biyolojik restorasyon fikrini ortaya atmışlardır (64). Çekilmiş diştten post yapısı elde edilerek biyolojik post adı verilmiş, post-kor restorasyon gerektiren durumlarda dişlere uygulanmıştır. Bu post türünün ortaya çıkmasındaki ana düşünce dentin ile dentine yakın fiziksel özellikleri olan bir materyal ile monoblok yapısı oluşturabilmektir. Böylece post-kor restorasyonu yapılmış dişte oluşan stres miktarı minimuma indirgenecektir (65).

Biyolojik dentin post kullanımının dentinde stres miktarını arttırmaması, kanal içi dentin duvarlarını desteklemesi, fabrikasyon postlara kıyasla biyoyumlu bir bütünlük oluşturulabilmesi, işlem uygulanmamış dişe benzer esneklik gösterebilmesi, maliyetinin düşük olması gibi ön görülebilir avantajları mevcuttur (64). Başka bir hastadan elde edilmesi, gerekli sterilizasyon koşullarının sağlanması konusunda hassas davranılması gerekliliği ve bu aşamada materyalin biyomekanik özelliklerinin korunabilmesindeki sıkıntılar dezavantajları arasındadır (66).

Ambica K. ve arkadaşlarının yapmış olduğu iki farklı kırılma dayanım testi çalışmalarında biyolojik dentin post, cam fiber ve karbon fiber postlar ile karşılaştırıldığında kırılma dayanımının daha fazla olduğu bulunmuştur (67,68).

Yapılan vaka raporlarındaki takip süreleri 6 ay ile 1 yıl arasındadır. Daha uzun zamanlı takip sürelerine ve bu konu ile ilgili daha çok bilimsel çalışmaya ihtiyaç vardır.

### **2.6. Postun Yerleştirilmesi**

Post-kor restorasyon yapılmasına karar verilen endodontik tedavi yapılmış dişte gözününde bulundurulması gereken bazı kriterler vardır:

1. Kök kanal dolgusu ideal olmalıdır.
2. Dişte perküsyona karşı hassasiyet olmamalıdır.
3. Kök ucunda lezyon olmamalıdır.
4. Dişin maruz kalacağı stres açısında hastanın parafonksiyonel alışkanlıkları değerlendirilmelidir (33).

Bu değerlendirmelerden sonra postun uygulanması gerekiyor ise dişe post yuvası hazırlanır. Özel frezlerle su soğutması altında apikalde minimum 3-4 mm güta perka bırakılacak şekilde kanal dolgusu kontrollü olarak uzaklaştırılır (40).

Post yuvası preparasyonu açılı hazırlanmamalıdır. Post yuvası ne kadar açılı hazırlanırsa, postun uyumluluğu azalacak ve post ile dentin arasında kalan boşluk simanla doldurulacaktır. Böylece postun retansiyonu azalacak, siman kalınlığının fazla olduğu alanlarda dişe gelen kuvvetlerin eşit olarak dağıtılamamasına neden olacaktır. Siman kalınlığının fazla olduğu alanlarda stres birikimi görülecektir (44).

## **2.7. Post Simantasyonunda Kullanılan Materyaller**

Simantasyon işlemi diş ile post arasındaki tutuculuk ve stres dağılımının sağlanmasının yanında, sızıntının önlenmesinde de en önemli faktördür. Simanlar adeziv ve adeziv olmayan simanlar olmak üzere ikiye ayrılır. Rezin simanlar ve rezin modifiye cam iyonomer simanlar, adeziv simanlardandır. Çinko fosfat, polikarboksilat ve cam iyonomer simanlar adeziv olmayan simanlardır ve mekanik tutuculuk sağlarlar. Bu simanların elastisite modüllerinin dentinin elatisite modülünden düşük olması post simantasyonu açısından önemli bir dezavantajdır. (69).

## **2.8. Diş Hekimliğinde Biyomekanik**

Biyomekanik; biyolojik yapılarda oluşan kuvvetleri ve bu kuvvetlere bağlı oluşan deformasyonları inceleyen bilim dalıdır. Dişler ağız içinde normal fonksiyonları esnasında birçok kuvvete maruz kalır. Bu kuvvetlere bağlı olarak dişlerde farklı stresler ve deformasyonlar meydana gelir. Diş hekimliğinde

biyomekanik, farklı kuvvetlerin diş dokuları, restorasyonlar ve diş çevre dokuları üzerine etkisini incelemektedir (70).

### **2.8.1. Biyomekanikte Kullanılan Temel Kavramlar**

#### **Kuvvet**

Duran bir cismi hareket ettiren, hareket eden bir cismi durduran, durumlarını ve/veya şekillerini değiştirebilen etkidir. Kuvvet, bir cisme etki ettiğinde o cismi hareket ettiremiyorsa şekil değişikliğine neden olur. Böylece maddede deformasyon oluşur. Kuvvet, Newton kanunlarında kütle ile ivmenin çarpımı olarak tanımlanmıştır. Kuvvetin birimi Newton (N) veya kilogram kuvvet cinsinden ifade edilir (71).

#### **Okluzal Kuvvetler**

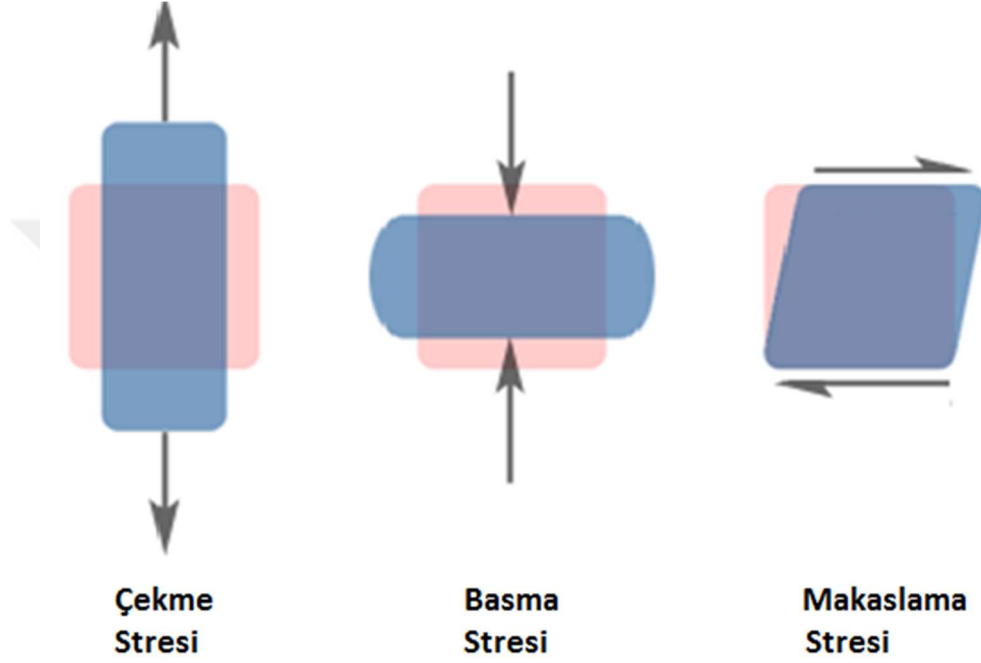
Çiğneme kaslarında üretilen kuvvet temporomandibular eklem hareketi ile dental arka iletilmektedir. Dişlerin dental arktaki konumu, bireyin yaşı, cinsiyeti, temporomandibular eklem hastalıkları gibi birçok etken okluzal kuvvet miktarını etkilemektedir. Çiğneme kuvvetlerinin genel olarak 150-800 N arasında değiştiği kabul edilmektedir. Çiğneme kuvveti, temporomandibular eklem en yakın olan azılar bölgesinden başlayarak kesiciler bölgesine doğru düşmektedir (72).

#### **Stres (Gerilim)**

Herhangi bir cisme kuvvet uygulandığında bu kuvvete karşı bir direnç gelişir. Dış kuvvete içeriden uygulanan tepki bu kuvvete eşit, ancak zıt yöndedir. Her iki kuvvet cismin tüm alanı üzerinde dağılır. Buna göre cismin içindeki stres, birim alana gelen kuvvet olarak ifade edilir (72).

Kuvvet karşısında oluşan stres, kuvvet ile doğru, alan ile ters orantılıdır. Kuvvet bir cisme herhangi bir açı veya doğrultudan yönelebilir. Genellikle karmaşık stres oluşturmak üzere birkaç kuvvet bir araya gelmektedir. Kuvvetlerin bileşenleri stresin türünü belirler. Uygulanan kuvvet sonucu cisimde temel olarak çekme, basma ve makaslama olmak üzere üç tip stres oluşur (71).

1. Çekme stresi: Bir yapıyı uzatmaya çalışan kuvvete karşı olan strestir.
2. Basma stresi: Bir yapıyı sıkıştırmaya çalışan kuvvete karşı olan strestir.
3. Makaslama stresi: Bir yapının bir kısmı diğer kısmına paralel bir şekilde kaydırılarak büküldüğü ya da deforme edildiğinde ortaya çıkan strestir (73).



**Resim-1:** Stres türlerinin şematik görüntüsü (74)

### **Strain (Gerinim)**

Herhangi bir cisme gerilim uygulandığında cismin her biriminde birim uzunlukta değişim meydana gelir. Bu değişime gerinim adı verilir. Herhangi bir ölçü birimi yoktur. Stres ve gerinim birbirinden farklı niceliklerdir. Stres; yönü ve büyüklüğü olan bir kuvvet, gerinim ise bir değerdir (73).

### **Dayanıklılık**

Bir cismi bozmak veya kırmak için gerekli olan maksimum stres olarak tarif edilir. Stres cinsine göre çekme, basma veya makaslama dayanımı gibi isimler ile adlandırılır (71).

### **Elastisite Modülü (Young Modülü)**

En basit ifadeyle stresin gerinime oranıdır. Young modülü olarak da bilinir. Elastisite modülü arttıkça cismin rijitliği de aynı oranda artış gösterir (73).

Elastisite modülü aşağıdaki formül ile hesaplanır:

**Elastisite Modülü = Stres / Strain** olarak tanımlanır ve birimi  $N/mm^2$  'dir.

### **Poisson Oranı**

Elastik sınır içerisinde cisme uygulanan çekme veya basma kuvvetlerinin sonucunda cismin enindeki birim boyut değişiminin boyundaki birim boyut değişimine oranıdır. Poisson oranı “v” harfiyle sembolize edilir (75).

Poisson oranı aşağıdaki formülle hesaplanır;

Poisson Oranı (v) = Endeki Birim Boyut Değişimi / Boydaki Birim Boyut Değişimi

### **Yorulma**

Bir cisme kopma kuvvetinin altında bir stres defalarca uygulandığında yapısal bozulmalar meydana gelmektedir. Bu durum yorulma olarak adlandırılmaktadır. Çekme, basma ve makaslama stresleri bir cisme etki ettiğinde yapısal olarak yorulmaya neden olur. Başlangıçta materyalin yapısında küçük ayrışmalar meydana gelir. Uygulanan stres devam edince cisimdeki küçük çatlaklar büyümekte ve deformasyon oluşmaktadır (73).

### **Von Mises Stresi**

Von Mises ve arkadaşları biçim değiştirme enerjisi adında bir enerji hipotezi ortaya koymuştur. Bu hipoteze göre bir cismin belirli bir bölümündeki iç enerjisi belirli bir değeri aşarsa, cisim o noktada şekil değiştirir. Sonlu elemanlar gerilme analizi verilerinin stres dağılımı açısından değerlendirilmesinde Von Mises stresi kullanılabilir bir kriterdir. Von Mises gerilmesi çeşitli matematiksel kanıtlamalar yardımı ile elemanlar üzerinde oluşan gerilmelerin ve kayma gerilmelerin ortalamasıdır. Çekilebilir malzemeler için şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanan Von Mises stresi ( $\sigma_M$ ) üç asal gerilme değeri kullanılarak hesaplanmaktadır (76).

## **2.9. Stres Analiz Yöntemleri**

Diş hekimliğinde, diş ve çevre dokularda fonksiyonel kuvvetlerin oluşturduğu stresleri ölçmek için birçok yöntem kullanılmaktadır. Bunlar; (77)

1. Kırılğan vernik kaplama ile stres analizi yöntemi,
2. Fotoelastik stres analizi yöntemi,
3. Gerinim ölçer (strain gauge) ile stres analiz yöntemi,
4. Radyotelemetri ile stres analiz yöntemi,
5. Termografik kuvvet analiz yöntemi,
6. Lazer ışını ile stres analiz yöntemi (holografik interferometri),
7. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi.

### **2.9.1. Kırılğan Vernik Kaplama İle Stres Analizi Yöntemi**

Bu teknik ile yapılan kuvvet analizinde, incelenecek olan model üzerine özel verniğin sürülmesinden sonra fırınlanır ve kuvvet yüklenerek bölgede oluşan çatlaklar yorumlanır (77).

### **2.9.2. Fotoelastik Stres Analizi Yöntemi**

Fotoelastik stres analizi yönteminde polarize ışık hüzmesi, kuvvet yüklenmiş bir materyalden geçtiğinde maddeyi farklı hızlarda kateden dikey titreşimlere dönüşür. Bu faz farkı da Polariskop cihazı yardımıyla gözlenir (77).

### **2.9.3. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) İle Stres Analiz Yöntemi**

Gerinim ölçer, yük altındaki yapıların bünyesinde oluşan doğrusal şekil değişikliklerinin saptanmasında kullanılan bir alettir. Yük uygulandığında alet o bölgedeki basınç miktarını gösterir (77).

### **2.9.4. Radyoteleometri İle Stres Analiz Yöntemi**

Güç kaynağı, radyotransmitter, gerilim ölçerler, anten ve veri kaydedicinin olduğu kompleks bir donanım gerektiren bir yöntemdir. Oluşan voltaj düşüşleri frekansı değiştirerek veri oluşumunu sağlar. Veri iletiminin kablosuz bir şekilde yapılması da analiz sırasında veri kaybına neden olur (77).

### **2.9.5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi**

Termografik kuvvet analiz yönteminde, bir materyale periyodik olarak kuvvet uygulandığında materyalin ısısında da değişiklik olduğu fikri yer almaktadır. Bu yöntemin dezavantajı canlı dokulardaki ısı değişimlerinin restorasyon üzerindeki etkilerinin belirlenememesidir (77).

### **2.9.6. Lazer Işını İle Stres Analiz Yöntemi (Holografik İnterferometri)**

Hologram, cisimlerin 3 boyutlu görüntüsünün elde edilmesi amacıyla kullanılan, ışık kaynağından çıkan iki ışının oluşturduğu mikroskobik girişim saçaklarının kaydedilmesi işlemidir. Cismin yüzeyinde oluşan strese bağlı değişimlerin tespit edilebilmesi, holografik interferometrenin doğmasına neden olmuştur (78).

### **2.9.7. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi**

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminin esası, sürekli ortamların daha küçük parçalara ayrılarak analitik şekilde modellenmesiyle oluşan elemanlar ile ifade edilmesidir (79).

İlk kez 1956 yılında uçak endüstrisinde, daha sonraları ısı transferi, akışkanlar mekaniği, akustik, elektromanyetik ve biyomekanik gibi birçok alanda kullanılmaya başlanmıştır (80).

Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analizi, biyomekanik sistemin matematiksel modelinin çıkartılarak bilgisayarla çözümlenmesi esasına dayanır. Sonlu elemanlar stres analizi diş hekimliğinde genellikle konservatif ve endodontik restorasyonlar, protetik restorasyonlar ve implantların değerlendirilmesinde kullanılmaktadır (81).

Stres analizi ile denge mekanizması (dış kuvvetler ve deformasyon-deplasman arasındaki denge) diferansiyel denklemler yardımı ile ifade edilerek matematiksel model kurulmakta ve bu denklemlerin sayısal çözümü için sonlu elemanlar analiz yöntemi uygulanmaktadır. Matematiksel model olarak ifade edilen denklemler; probleme bağlı olarak bir, iki veya üç boyutlu olabilir. Problem ortamında değişkenin (stres analizi örneğinde deplasman değişkeni olarak alınmaktadır) tanımlandığı matematiksel model problem sınırında değişkenin tanımlanması ile sınır koşulları oluşturulmakta ve böylece matematiksel model tamamlanmış olmaktadır (11,81).

Modeldeki stresleri matematiksel olarak elde edebilmek için bazı bilgiler gereklidir. Bunlar;

- Düğüm noktaları ve elemanlarının toplam sayısı ile her bir düğüm noktasını ve elemanı belirlemek için numaralandırma sistemi,
- Her bir elemanla ilgili olarak materyalin elastisite modülü ve poisson oranı,
- Sınır şartları tipi ve dış düğümlere uygulanan kuvvetlerdir (72).

Sonlu elemanlar stres analizinde genel prensip parçadan bütüne gitmez. Bu analizde incelenmek istenen cisim, bilgisayarda belirli sayıda düzgün alt parçalara yani elemanlara ayrılarak temsil edilir. Cisim bilgisayar ortamında bir ağ yapıya dönüştürülür. Bu ağ yapıya “mesh” adı verilir. Bu yapıyı; elemanlar, bunlara bağlı düğüm noktaları ve belirleyici sınır koşulları oluşturur. Esas modelin figüratif olarak bölünmesiyle ortaya çıkan elemanlar, modelin orjinal özelliklerini tümüyle yansıtır.



Hazırlanan modelde elemanların birbirlerine temas ettiği yüzeylerde düğüm noktaları oluşur. Eleman sayısı arttıkça yapılan ölçümün hassasiyeti de artmaktadır. Sabit bir başlangıç noktasına göre tüm düğümlerin x, y, z eksenlerindeki koordinatları belirlenerek bilgisayara aktarılır. Daha sonra tüm elemanların poisson oranları ve elastisite modülleri bilgisayara aktarılır. Model üzerinde belirlenmiş olan düğüm noktalarına yön, şiddet ve açısı belli olan kuvvet ilave edilir. Son olarak analizin çözümlenmesi yapılır. Sonuç olarak her bir elemandaki ve dolayısıyla elemanların oluşturdukları cismin tamamındaki stres, gerilim ve konum değişiklikleri belirlenmiş olur (82).

### **Sonlu Elemanlar Yönteminin Avantajları**

1. Bazen iç içe geçmiş elemanlardaki malzeme özellikleri aynı olmayabilir ve bu durum analizde sorun yaratabilir. Sonlu elemanlar yöntemi, birkaç malzemenin birleştirildiği cisimlerde uygulanabilir.
2. Gerçek yapıya çok daha yakın bir model hazırlanabilir.
3. Bu yöntem ile düzgün olmayan sınırlara sahip şekiller ve eğri kenarlı elemanlar analiz edilebilir ve eleman boyutları kullanıcı tarafından kolayca değiştirilebilir. Böylece önemli değişiklikler beklenen bölgelerde, daha küçük elemanlar kullanılarak hassas işlemler yapılabilirken, aynı parçanın diğer bölgeleri büyük elemanlara bölünerek işlem hızı artırılabilir.
4. Stresler, gerinimler ve yer değiştirmeler hassas bir şekilde elde edilebilir (72,83).

### **Sonlu Elemanlar Yönteminin Dezavantajları**

1. Benzeşim modeli elde edilen yapıların izotropik, homojen ve doğrusal elastisite gibi malzeme özellikleri ile ilgili varsayımlar, genellikle yapının tam bir temsili örneği değildir ve modellenen yapılar gerçekte olduğundan daha çok dinamik yükler altındadır. Yapıların analizi bu yöntemle dinamik açıdan da ele alınabilir, ancak işlemler hem daha uzun sürer hem de daha karmaşık bir hal alabilir.
2. Yöntemin geçerliliği ve yapılan araştırmanın doğruluğu için malzeme özellikleri, geometrisi ve modellenen gerçek sistemin yüklenmesi gibi bazı önemli

özelliklerin doğru verilmesinin tamamen araştırıcının sorumluluğuna dayanmasından dolayı çok hassas bilgi aktarımını gerektirir (72,83).

### **Sonlu Elemanlar Stres Analizinde Kullanılan Bilgisayar Yazılım Paketleri**

Yapılan analizlerde kullanılan yazılım paketlerinden en önemlileri ALGOR, ABAQUS, ADINA, ANSYS, COMSOL, FEMPRO, FEMTOOLS, I-DEAS, MARC, NASTRAN, PAFEC 75, PATRAN, PROENGINEER, RHINOCEROS, SOLIDWORKS, SAP 80, SAP2000, STRAND7, VISUALFEA ve ZEBULON'dur (84).

#### **2.10. Sonlu Elemanlar Yönteminin Temel Kavramları**

##### **Düğüm (Node)**

Sonlu elemanlar yönteminde modeller, sonlu sayıda elemanlara bölünür. Bu elemanlar belli noktalardan birbirleriyle bağlanır ve bu noktalara düğüm (node) adı verilir. Katı modellerde, her bir elemandaki yer değiştirmeler, doğrudan düğüm noktalarındaki yer değiştirmelerle ilgili iken, düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ise elemanların gerilmeleriyle ilişkilidir (85).

##### **Eleman (Element)**

Sonlu elemanlar yönteminde sistemi tanımlayan bölge, eleman (element) olarak adlandırılan basit geometrik şekillere parçalanır. Bu elemanlar, "düğüm" olarak adlandırılan özel noktalardaki bilinmeyen değerler cinsinden ifade edilir. Sınır koşullarını da içerecek şekilde, elemanların birleştirilmesi sonucu lineer veya lineer olmayan cebirsel denklem seti elde edilir. Bu denklemlerin çözümleri, sistemin yaklaşık davranışını verir. Sonlu elemanlar yöntemi düğüm noktaları için tanımlanmış şartları, cebirsel lineer denklemlere çevirir, önce bu denklemler çözülür ve bütün elemanlardaki gerçek gerilmeleri bulmaya çalışır. Sonuç olarak model ne kadar çok sayıda elemana bölünürse daha gerçekçi sonuçlar elde edilir (83).

### **Mesh (Ağ) Oluşturulması**

Mesh (ağ) oluşturma işlemi, düğüm noktalarının ve elemanların koordinatlarını oluşturur. Mesh üretme konusunda kullanıcının ayrıca üzerinde mesh üretilecek alanda, hangi bölgelerin eleman yoğunluğunun fazla olacağına hangi bölgelerin eleman yoğunluğunun daha az olacağına karar vermesi gerekebilir. Mesh oluşturmada modeller sonlu sayıda elemanlara bölünür. Bundan sonra, cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin neresinden uygulandığını gösteren sınır şartları belirlenir (83,85).

### **Katı Modelleme**

En üst düzey modelleme tekniğidir. Gerçek anlamda cismin iç ve dış geometrisinin tanımı yapılmış olur. Katı modellemenin esas özelliği, görüntünün ötesinde cismin iç ve dış geometrisinin bilgi kütüğü şeklinde bilgisayar ortamında modellenmiş olmasıdır. Böylece ağırlık, moment gibi parametreler hesaplanabilir veya kesitler alınarak cismin iç geometrik formu incelenebilir. Cisimlerin yüzeylerinde bulunan renkler, geçirgenlik, ışık yoğunluğu ve gölgeleme yapılabilir (83).

### 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada endodontik olarak tedavi görmüş tek köklü ve tek kanallı üst santral kesici diş modelinde, farklı post materyalleri kullanılarak, tam seramik kron uygulamasıyla restore edilmiş restorasyonların karşılaşılabilecekleri üç farklı yönde kuvvetin oluşturduğu stres dağılımı ve yorulma davranışları üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirilmiştir. Diş dokusunda farklı post materyalleri kullanılması sonucu oluşan stresi incelemek için üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi, homojen hale getirilmesi, üç boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Core i7 – 620M işletim sistemi ve 16 GB Ram belleği olan bir bilgisayar kullanılmıştır. Rhinoceros 4.0 üç boyutlu modelleme yazılımı kullanılarak diş modelleri elde edilmiştir. Sonlu elemanlar stres analizi Ansys 14.0 programı kullanılarak gerçekleştirildi.

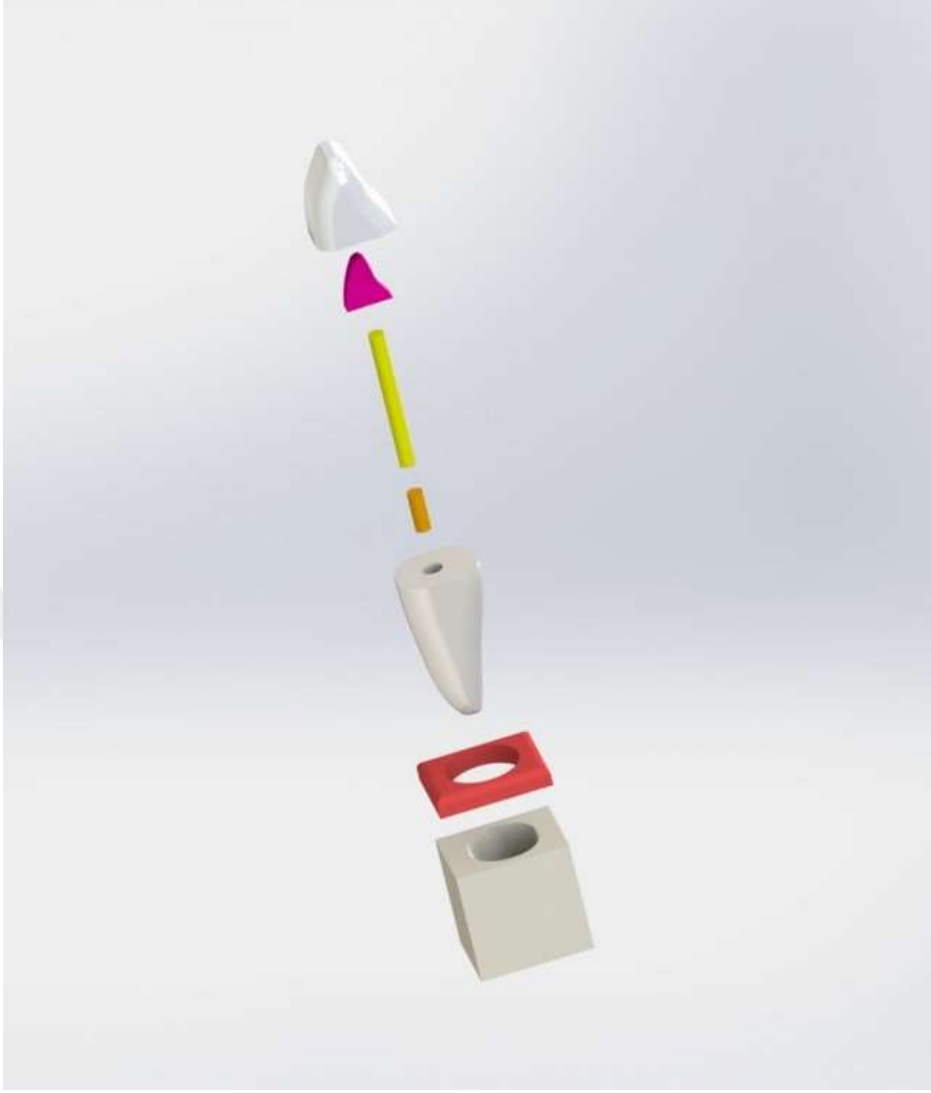
Araştırmada 1.2 mm çapında 14 mm uzunluğunda üç farklı post modellenerek kullanılmıştır. Paslanmaz çelik post (ParaPost, Coltène/ Whaledent Inc., Mahwah, NJ), cam fiber post (Snowlight, Carbotech, USA), biyolojik dentin post uygulanmış ve üç farklı klinik senaryo oluşturulmuştur.

#### 3.1. Ana Modelin Hazırlanması

Bu çalışmada sonlu elemanlar stres analizi yöntemi için üst santral kesici diş seçildi. Wheeler'in Diş Formu Atlasında (86) belirtilen ortalama boyutlara uygun (toplam diş uzunluğu 22 mm, kök uzunluğu 14 mm) olarak Rhinoceros 4.0 (Robert Mcneel & Associates, ABD) yazılımı kullanılarak üç boyutlu katı model elde edildi. Böylece anatomik açıdan ideal bir diş modeli elde edilmiş oldu. Aynı yazılım kullanılarak kök çevresinde 0.25 mm kalınlığında lamina dura ve 0.25 mm kalınlığında periodontal ligament, kortikal kemiğin blok kısmı 2 mm kalınlıkta ve alveol soket bölgesindeki uzantısı ise 0.5 mm kalınlıkta olacak şekilde modellenmiştir. Kortikal kemik üzerindeki dişeti yüksekliği 2 mm olacak şekilde hazırlanmıştır (87).

Modeli oluşturan katmanlar:

1. Trabeküler kemik
2. Kortikal kemik
3. Periodontal membran
4. Kanal boşluğu ve kanal dentini
5. Sement tabakası
6. Dişeti
7. Güta perka
8. Post materyali
9. Post ile kök dentini arasındaki siman tabakası
10. Kompozit kor
11. Tam seramik kron
12. Kompozit kor ve tam seramik kron arasındaki siman tabakası



**Şekil-1:** Üç boyutlu çalışma modelini oluşturan katmanlar

Kortikal kemiğin modellenmesinde Rhinoceros 4.0 yazılımında önce bir kutu modellendi. Kutuda diş kökünü her açıda 2 mm kalınlıkta çevreleyen kortikal ve spongioz kemik olmasına dikkat edildi. Tamamı gerekli olmadığı için fazla bölgeler Boolean işlemi ile çıkarılmıştır. Kortikal kemik, spongioz kemik ve diş kökünün uyumlandırılması yapıldı. Bu işlemde bütün yapıların koordinatları muhafaza edildiği için bilgi kaybı olmamaktadır.

Elde edilen modelde Rhinoceros 4.0 yazılımını kullanılarak kök kanal dolgusu modellendi. Apikal sızdırmazlığı sağlamak amacıyla 4 mm güta perka modellenerek dişin apikalinden 1 mm kısa olacak şekilde kök kanal sistemine adapte edildi.

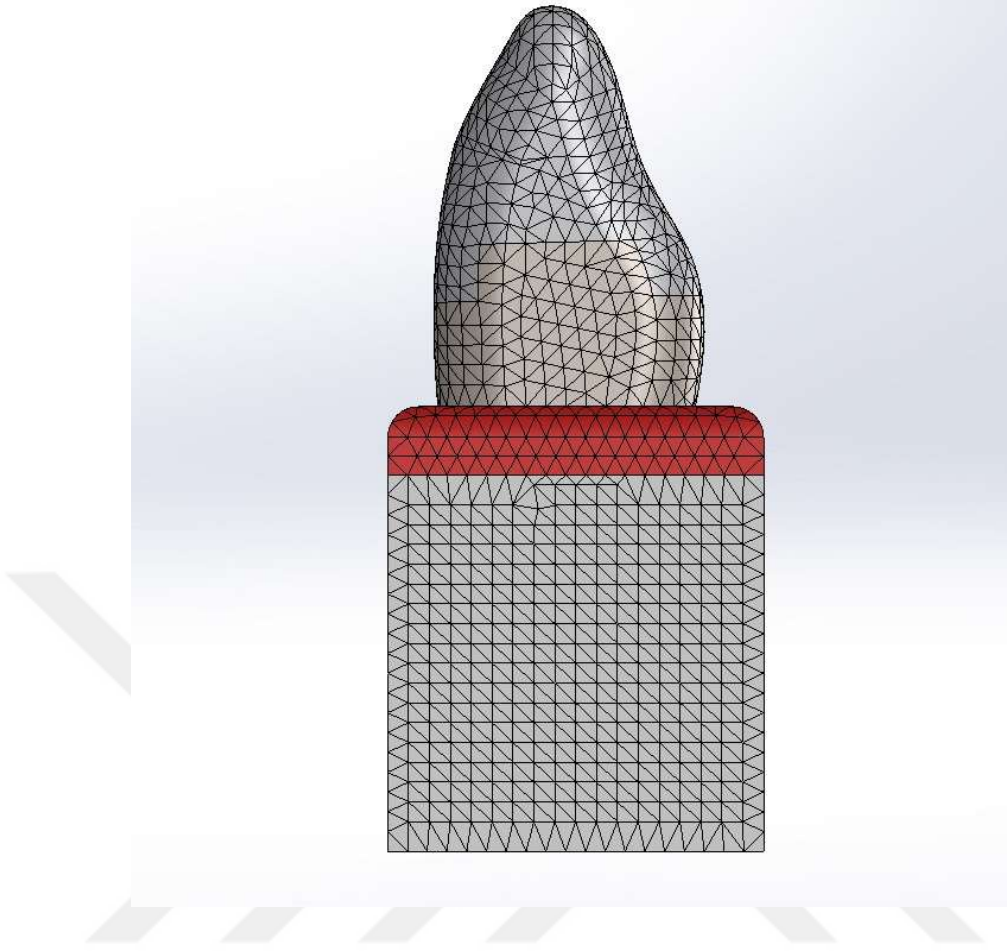
Çalışmada kullanılan postlar 1.2 mm çapında ve 14 mm uzunluğunda hazırlanmıştır. Tüm postlar silindir ve uca doğru incelen bir yapıda tasarlanmıştır (34). Postların kök içinde kalan kısımları 10 mm' dir. Geri kalan 4 mm'lik kısımları kor yapısı içinde kalmıştır. Kor restorasyonu için rezin kompozitin (Filtek Supreme XT, 3M ESPE, USA) mekanik özellikleri kullanılmıştır.

Dişin tam seramik kron (IPS Empress, Ivoclar/Vivadent) ile restore edildiği varsayılarak diş etrafında çepeçevre, dişeti seviyesinde sonlanan 1 mm kalınlıkta chamfer dizaynı basamak oluşturulmuştur. Prepare edilmiş diş formunda oklüzal redüksiyon miktarı 2 mm, aksiyel redüksiyon miktarı ise 1 mm' dir. Aksiyel duvarlarının açısı 6-8° olacak şekilde modellenmiştir (88,89).

Paslanmaz çelik post ile diş arasında çinko fosfat siman, cam fiber post ve biyolojik dentin post uygulamalarında post ve diş arasında rezin siman (Clearfil SA Cement Kuraray Co., Tokyo, Japan) kullanılmıştır. Ayrıca seramik kron ile kor materyali arasında da rezin siman kullanılmıştır. Siman kalınlığı 0.1 mm olarak belirlenmiştir.

### **3.2. Mesh (Ağ) Modelleme**

Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde, seçtiğimiz diş modelinin boyutlarını göz önüne alarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir. Hazırlanan katı matematik modellerin içi birbirine bağlı dört düğüm noktasına sahip üç boyutlu katı elemanlara ayrıldı. Elde edilen katı model ve çevre dokular, 31327 adet düğüm ile birbirine bağlanan ve her biri modellenen materyali temsil eden elastik özelliğe sahip 15270 adet eleman içeren mesh ile modelleme yapılmıştır.



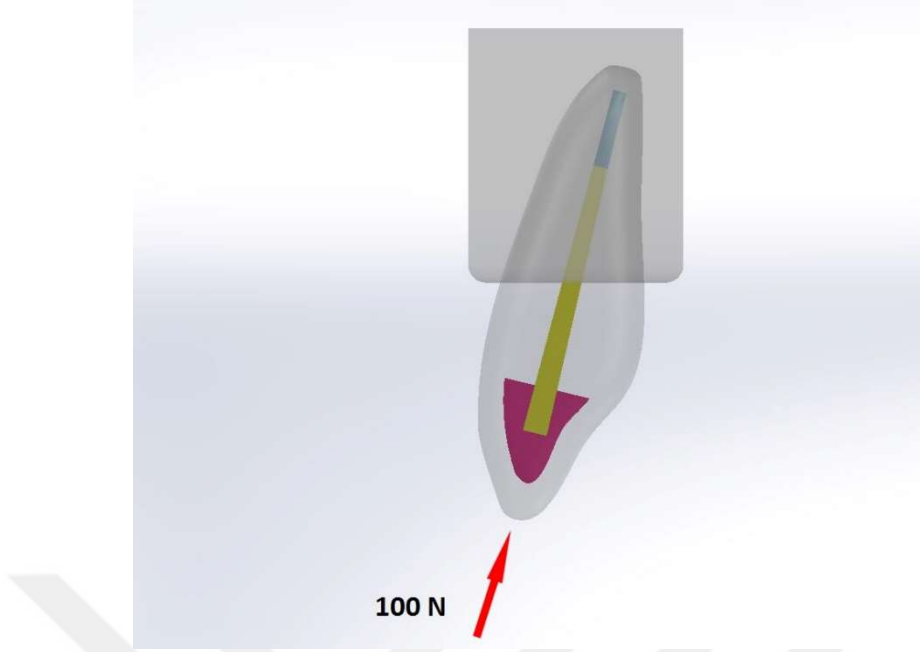
**Şekil-2:** Üç boyutlu modelin mesh yapısı

### 3.3. Kuvvet Modelleme

Her bir post modeline üç farklı yönden gelen kuvvetlerin büyüklüğü 100 N olarak seçildi.

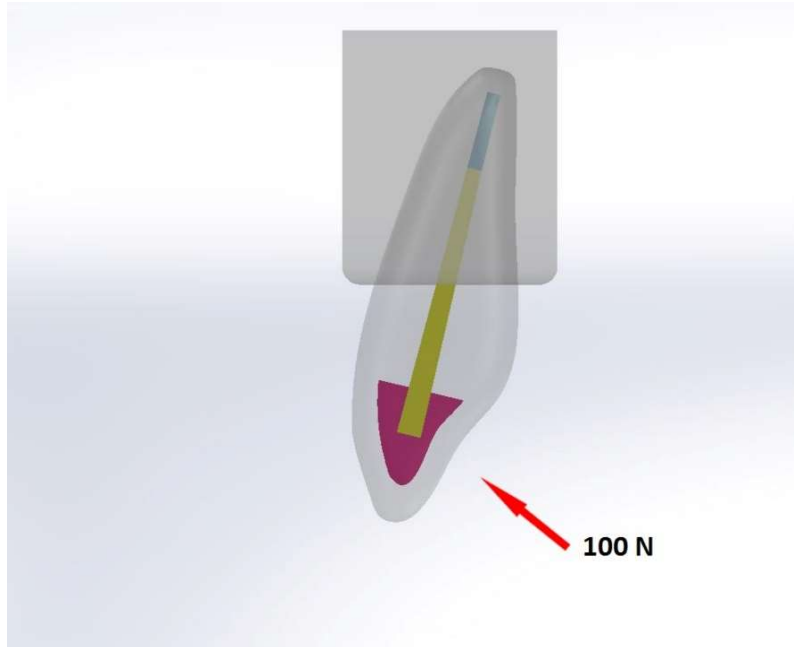
$F_1$  Dikey Kuvvet; dışın uzun eksenine paralel yönde ( $0^\circ$ ) gelen kuvvet





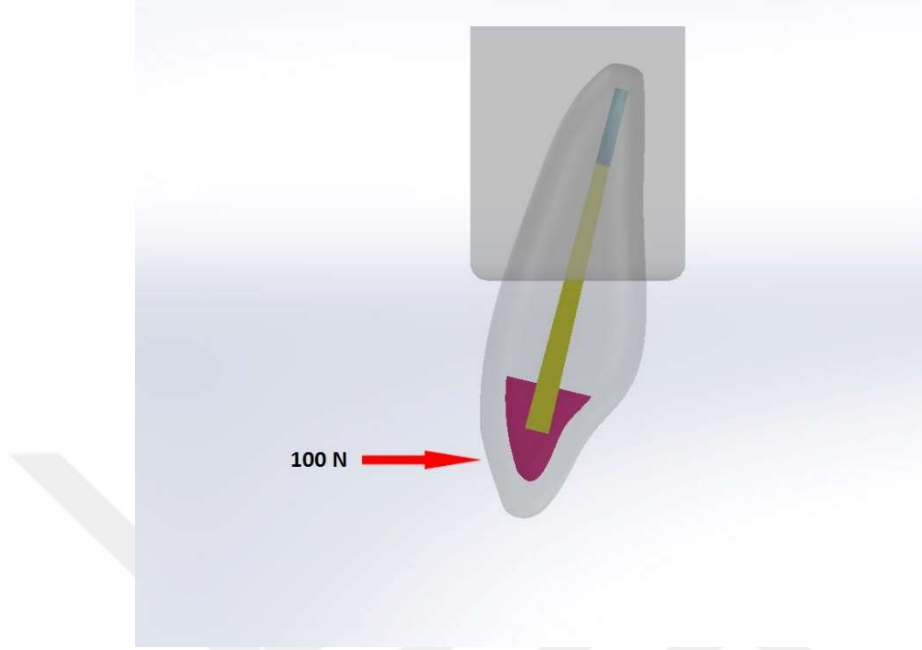
Şekil-3:  $F_1$  dikey kuvvet

$F_2$  Çiğneme Kuvveti; palatinalden uygulanan dişin uzun eksenine  $45^\circ$  açı ile gelen kuvvet



Şekil-4:  $F_2$  çiğneme kuvveti

F<sub>3</sub> Yatay Kuvvet; labialden dişin uzun eksenine dik yönde (90°) gelen kuvvet



**Şekil-5:** F<sub>3</sub> yatay kuvvet

Ansys 14 yazılımı ile uyumlu hale getirilen modellerde, yapıların hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Bu nedenle modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (Elastisite modülü ve Poisson oranı) değerleri verilmiştir.

**Tablo-1:** Modellemede kullanılan elemanların elastisite modülü ve poisson oranları

Materyal	Elastisite modülü(E) Gpa	Poisson oranı ( $\nu$ )	Referans
Trabeküler kemik	1.37	0.30	Ko C.ve ark.1992 (90)
Kortikal kemik	13.7	0.30	Ko C.ve ark.1992 (90)
Dentin	18.6	0.31	Ko C.ve ark.1992 (90)
Sement	18.6	0.31	Farah J.ve ark.1998 (91)
Periodontal membran	0.0689	0.45	Ko C. ve ark.1992 (90)
Dişeti	0.003	0.45	Kydd WL. ve ark. 1967 (92)
Güta perka	0.00069	0.45	Ko C. ve ark.1992 (90)
Paslanmaz çelik post (ParaPost, Coltène/ Whaledent Inc., Mahwah, NJ)	206	0.33	Belli S. ve ark. 2014(65)
Cam fiber post (Snowlight, Carbotech, USA)	49	0.28	Şahin M.K. 2008(9)
Seramik kron	96	0.3	Li-Li L. ve ark. 2006 (93)
Kompozit (Filtek Supreme XT, 3M ESPE, USA)	10.4	0.27	Şahin M.K. 2008(9)
Rezin siman	2.8	0.33	Pegoretti A. ve ark. 2002 (94)
Çinko fosfat siman	22.4	0.25	Farah J. ve ark. 1976 (95)

## 4. BULGULAR

Tüm kuvvetler altında kuvvetin uygulandığı alanda stres birikiminin fazla olması beklenen bir sonuçtur. Stres analizleri sonucunda elde edilen stres değerleri modellerden elde edilen maksimum Von Mises stres değerleridir. Elde edilen matematiksel değerler MPa cinsinden verilmiştir.

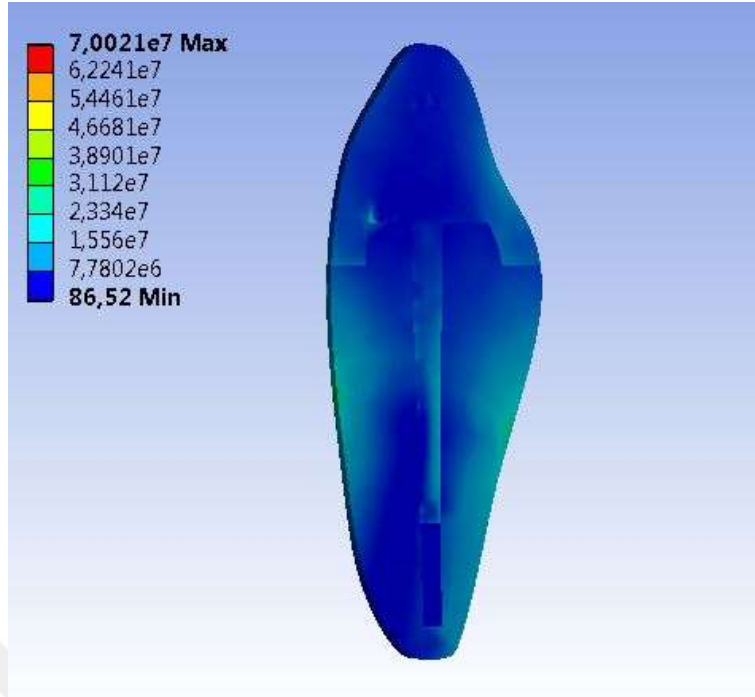
### 4.1. Dikey Kuvvet Uygulanan Modellerdeki Stres Oluşumu

Dişin insizal kenarından, uzun eksenine paralel olarak  $0^\circ$  açı ile gelen  $F_1$  kuvvetinin uygulandığı modellerde; stresin kor yapısı ve post üzerinde biriktiği gözlemlendi. Özellikle paslanmaz çelik post kullanılan modelde post boyunca biriken stres miktarı daha fazladır. Cam fiber post ile biyolojik dentin posttaki stres dağılımı benzerdir. Kök yüzeyinde biriken stres miktarı kron ve post yüzeyine göre daha azdır.

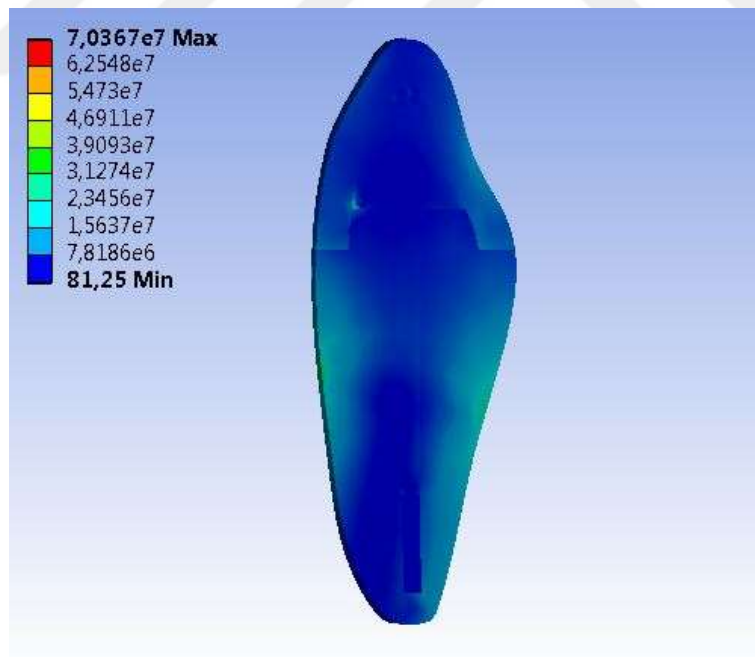
$F_1$  kuvveti uygulanan modellerde oluşan stres değerleri Tablo-2’de gösterilmektedir.

**Tablo-2:**  $F_1$  kuvveti uygulanan modellerde oluşan stres değerleri

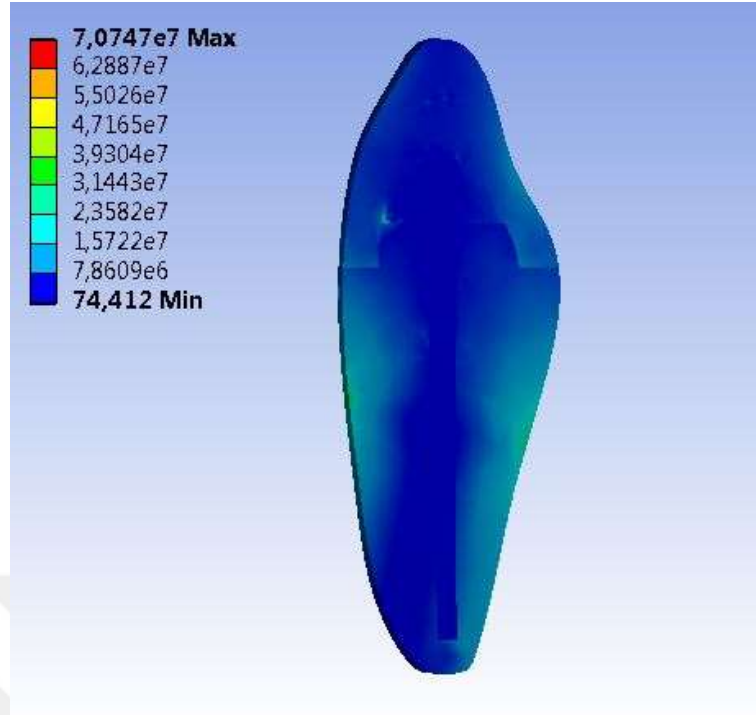
Kuvvet Yönü	Post Türü	Maximum Von Mises Eşdeğer Stres (MPa)	Minimum Von Mises Eşdeğer Stres (MPa)
$F_1$ Kuvveti (Dikey Kuvvet)	Paslanmaz Çelik Post	70,021	0,000086520
	Cam Fiber Post	70,367	0,000081250
	Biyolojik Dentin Post	70,747	0,000074412



Şekil-6: Paslanmaz çelik post modelde  $F_1$  kuvveti altında stres dağılımı ( $e^6=$  MPa)



Şekil-7: Cam fiber post modelde  $F_1$  kuvveti altında stres dağılımı ( $e^6=$  MPa)



**Şekil-8:** Biyolojik dentin post modelde  $F_1$  kuvveti altında stres dağılımı ( $e^6=$  MPa)

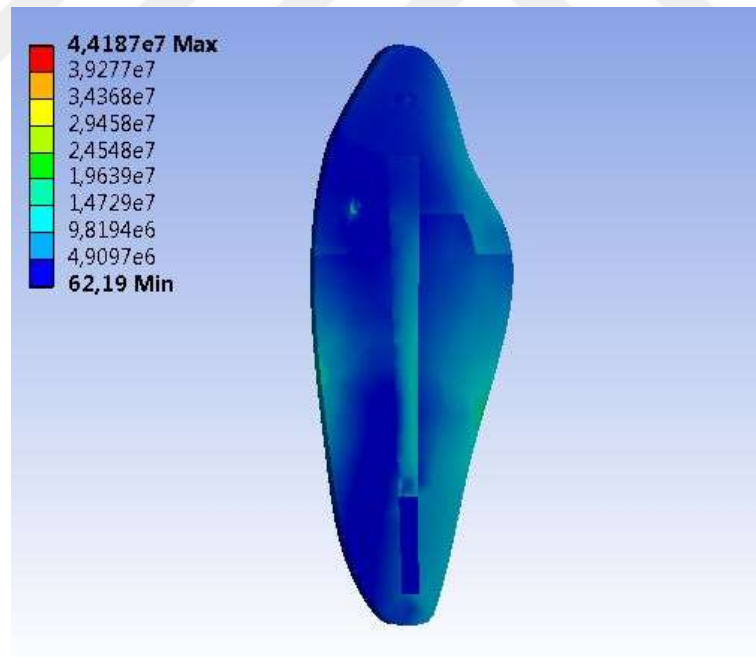
#### 4.2. Çiğneme Kuvveti Uygulanan Modellerdeki Stres Oluşumu

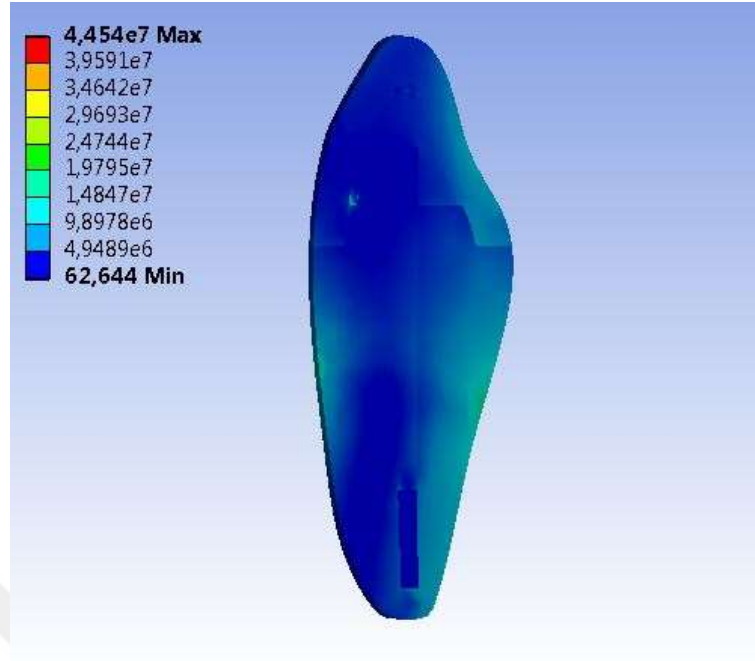
Dişin palatinal yüzeyine  $45^\circ$  açı ile uygulanan ve çiğneme kuvvetini taklit eden  $F_2$  kuvvetinin uygulandığı modellerde; stresin kuvvetin uygulandığı alanda biriktiği gözlemlendi. Palatinalde kök yüzeyinde biriken stres labial yöndeki stres birikimine göre daha fazladır. Özellikle paslanmaz çelik post, diğer postlara göre daha fazla stres birikimine maruz kalmaktadır. Cam fiber post ve biyolojik dentin postta oluşan stres dağılımı benzerdir

$F_2$  kuvveti uygulanan modellerde oluşan stres değerleri Tablo-3'de gösterilmektedir.

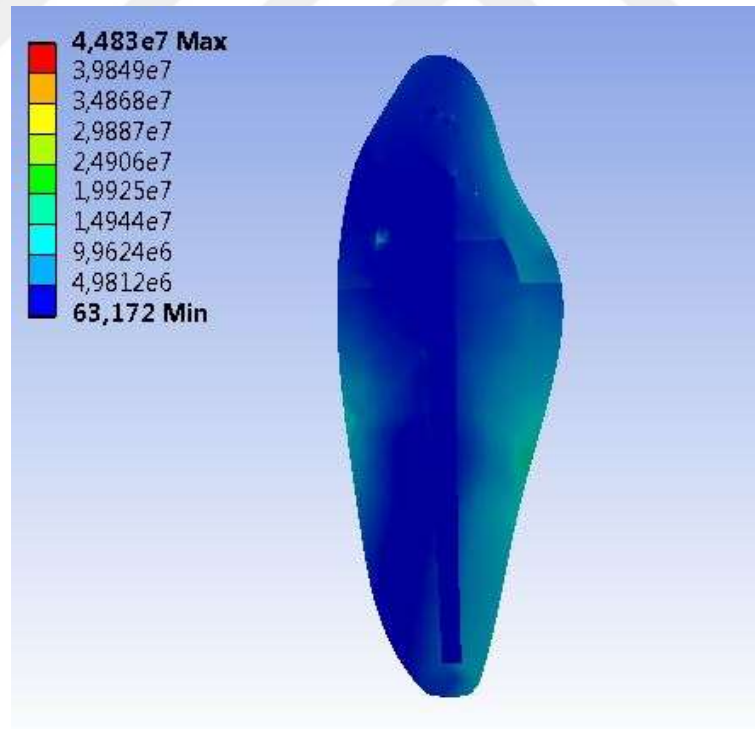
**Tablo-3:** F<sub>2</sub> kuvveti uygulanan modellerde oluşan stres değerleri

Kuvvet Yönü	Post Türü	Maximum Von Mises Eşdeğer Stres (MPa)	Minimum Von Mises Eşdeğer Stres (MPa)
F <sub>2</sub> Kuvveti (Çiğneme kuvveti)	Paslanmaz Çelik Post	44,187	0,0000621900
	Cam Fiber Post	44,54	0,0000626444
	Biyolojik Dentin Post	44,83	0,0000631720

**Şekil-9:** Paslanmaz çelik post modelde F<sub>2</sub> kuvveti altında stres dağılımı (e<sup>6</sup>= MPa)



Şekil-10: Cam fiber post modelde F<sub>2</sub> kuvveti altında stres dağılımı (e<sup>6</sup>= MPa)



Şekil-11: Biyolojik dentin post modelde F<sub>2</sub> kuvveti altında stres dağılımı (e<sup>6</sup>= MPa)



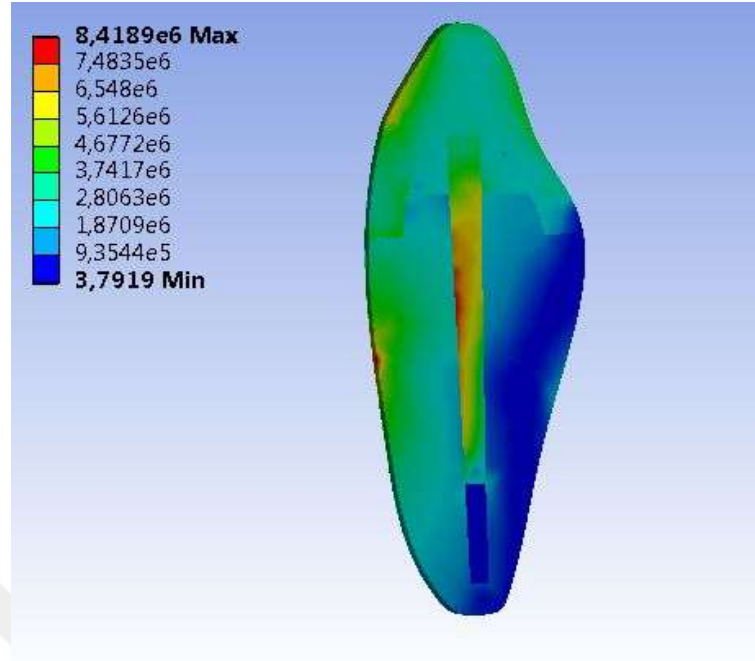
### 4.3.Yatay Kuvvet Uygulanan Modellerdeki Stres Oluşumu

Dişin labial yüzeyine 90° açı ile uygulanan, yatay yöndeki F<sub>3</sub> kuvvetinin uygulandığı modellerde, kuvvetin uygulandığı alan ve aynı yöndeki kök yüzeyinde biriken stres miktarı diğer alanlara göre belirgin bir şekilde fazladır. Modellerin tümünde kronun ve kökün orta üçlüsünde belirli bir alanda stres birikiminde artış görülmüştür. Post yüzeyinde biriken stres miktarı karşılaştırıldığında paslanmaz çelik postta stres dağılımı daha fazla iken biyolojik dentin posttaki stres dağılımı palatinal bölgedeki kök dentini ile benzerdir. Cam fiber posttaki stres dağılımı paslanmaz çelik postta olduğu kadar yoğun olmasa da kök dentininde oluşan stresten fazladır.

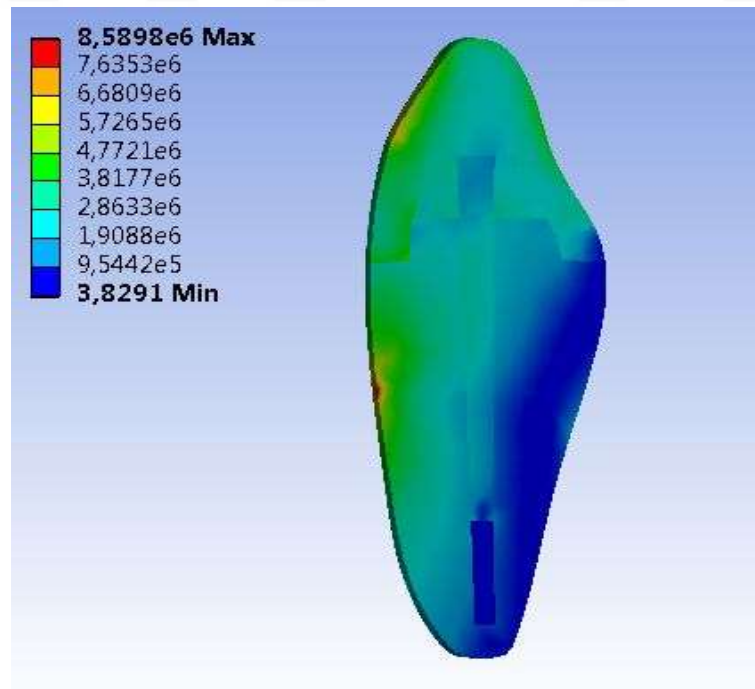
F<sub>3</sub> kuvveti uygulanan modellerde oluşan stres değerleri Tablo-4'de gösterilmektedir.

**Tablo-4:** F<sub>3</sub> kuvvet uygulanan modellerde oluşan stres değerleri

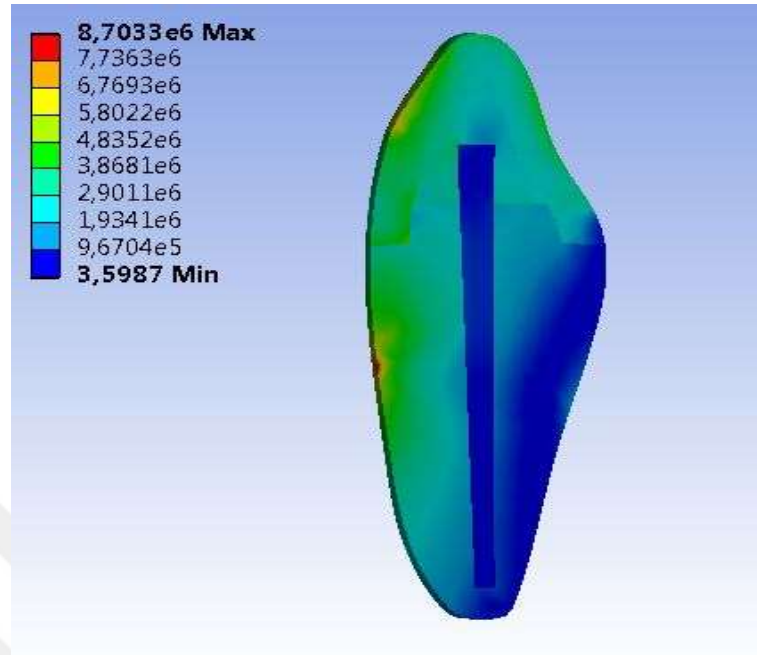
Kuvvet Yönü	Post Türü	Maximum Von Mises Eşdeğer Stres (MPa)	Minimum Von Mises Eşdeğer Stres (MPa)
F <sub>3</sub> Kuvveti (Yatay Kuvvet)	Paslanmaz Çelik Post	8,4189	0,0000037919
	Cam Fiber Post	8,5898	0,0000038291
	Biyolojik Dentin Post	8,7033	0,0000035987



Şekil-12: Paslanmaz çelik post modelde  $F_3$  kuvveti altında stres dağılımı ( $e^6=$  MPa)



Şekil-13: Cam fiber post modelde  $F_3$  kuvveti altında stres dağılımı ( $e^6=$  MPa)



**Şekil-14:** Biyolojik dentin post modelde  $F_3$  kuvveti altında stres dağılımı ( $e^{\delta}$ = MPa)

#### 4.4. Post Materyalinde Oluşan Stresler

$F_1$ ,  $F_2$ ,  $F_3$  kuvvetleri uygulandığında, post materyallerinde oluşan streslerin değerlendirilmesi yapılmıştır. Farklı materyallerdeki post sistemleri arasında önemli farklılıklar saptanmıştır. Üç farklı post materyali arasında en yüksek stres değerleri paslanmaz çelik postta ölçülmüştür.  $F_1$  kuvveti uygulandığında ölçülen maksimum stres değerleri yüksek değerden düşük değere doğru sırasıyla paslanmaz çelik post 22,77 MPa, cam fiber post 8,6574 MPa, biyolojik dentin post ise 3,623 MPa'dır.  $F_2$  kuvveti uygulandığında; paslanmaz çelik post 19,369 MPa, cam fiber post 7,0366 MPa, biyolojik dentin post 2,0995 MPa'dır.  $F_3$  kuvveti uygulandığında ölçülen değerler ise paslanmaz çelik post 8,1865 MPa, cam fiber post 3,1043 MPa, biyolojik dentin post 0,9277 MPa'dır. Paslanmaz çelik postun stres değerleri diğer materyallere göre oldukça yüksektir. Biyolojik dentin postun ise paslanmaz çelik postta göre oldukça düşüktür ve cam fiber post ile arasındaki fark fazladır.

**Tablo-5:** F<sub>1</sub> kuvveti uygulanan postlarda oluşan stres değerleri

Kuvvet Yönü	Post Türü	Maximum Von Mises Eşdeğer Stres (MPa)	Minimum Von Mises Eşdeğer Stres (MPa)
F <sub>1</sub> Kuvveti (Dikey Kuvvet)	Paslanmaz Çelik Post	22,77	2,15070
	Cam Fiber Post	8,6574	0,72826
	Biyolojik Dentin Post	3,623	0,37500

**Tablo-6:** F<sub>2</sub> kuvveti uygulanan postlarda oluşan stres değerleri

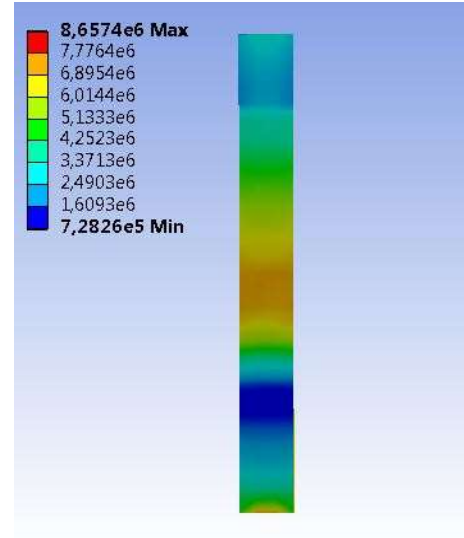
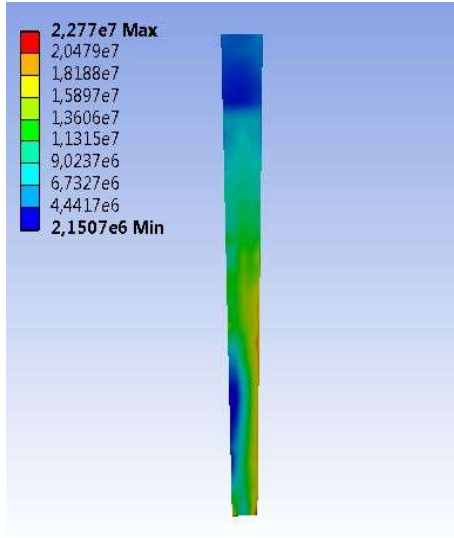
Kuvvet Yönü	Post Türü	Maximum Von Mises Eşdeğer Stres (MPa)	Minimum Von Mises Eşdeğer Stres (MPa)
F <sub>2</sub> Kuvveti (Çiğneme Kuvveti)	Paslanmaz Çelik Post	19,369	2,18940
	Cam Fiber Post	7,0366	1,25030
	Biyolojik Dentin Post	2,0995	0,38162

**Tablo-7:** F<sub>3</sub> kuvveti uygulanan postlarda oluşan stres değerleri

Kuvvet Yönü	Post Türü	Maximum Von Mises Eşdeğer Stres (MPa)	Minimum Von Mises Eşdeğer Stres (MPa)
F <sub>3</sub> Kuvveti (Yatay Kuvvet)	Paslanmaz Çelik Post	8,1865	1,2576
	Cam Fiber Post	3,1043	0,65188
	Biyolojik Dentin Post	0,9277	0,16655

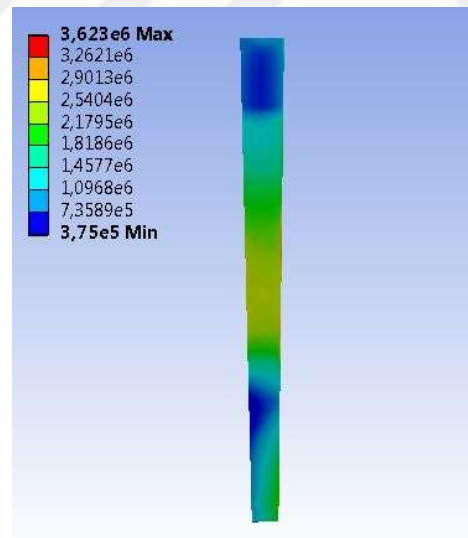
Postların yüzeyinde oluşan stres dağılımları incelendiğinde, tüm post çeşitlerinde homojen bir dağılım gözlenmemektedir. Özellikle F<sub>3</sub> kuvvetinin uygulandığı paslanmaz çelik postta ve cam fiber postta stres birikimi daha fazladır ve postun orta bölgesinde olduğu gözlenmektedir. Biyolojik dentin posttaki stres birikimi az miktardadır. Elastisite modülü arttıkça post materyalinin iç yapısında stres birikiminin arttığı görülmüştür. Paslanmaz çelik postun iç yapısında oluşan stres birikimi, kök dentinine daha fazla stres iletilmesine neden olacaktır. Bu durumun klinik olarak vertikal kırıkların görülmesine neden olabileceği öngörülmüştür. Biyolojik dentin postta stres birikiminin daha az olması, kök dentinine daha az stres ileterek daha başarılı post sistemleri oluşturulabileceğini göstermektedir.

F<sub>1</sub> kuvveti uygulandığında post materyallerinde oluşan stres dağılımları;



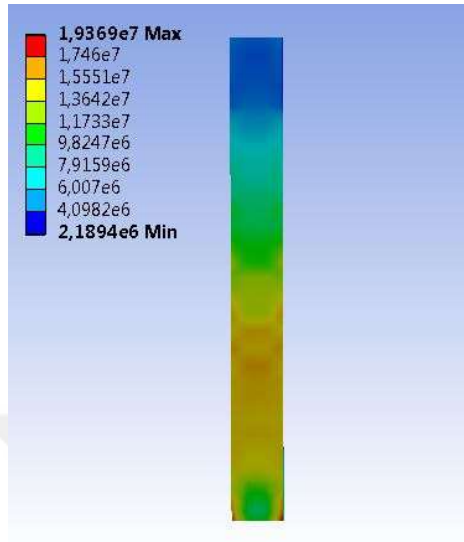
Şekil-15: Paslanmaz çelik post ( $e^6 = \text{MPa}$ )

Şekil-16: Cam fiber post ( $e^6 = \text{MPa}$ )

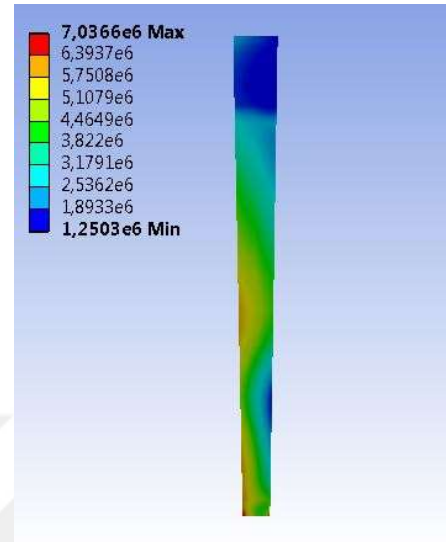


Şekil-17: Biyolojik dentin post ( $e^6 = \text{MPa}$ )

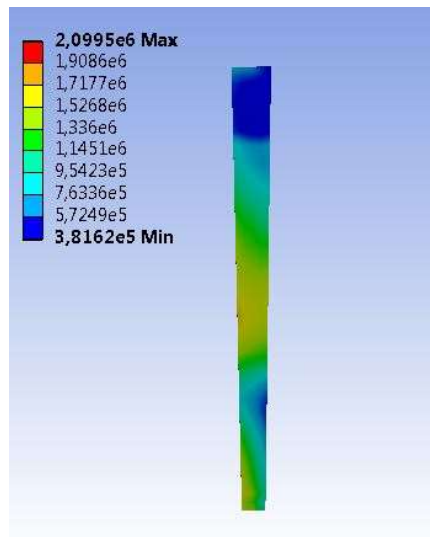
$F_2$  kuvveti uygulandığında post materyalinde oluşan stres dağılımları;



Şekil-18: Paslanmaz çelik post ( $e^6 = \text{MPa}$ )

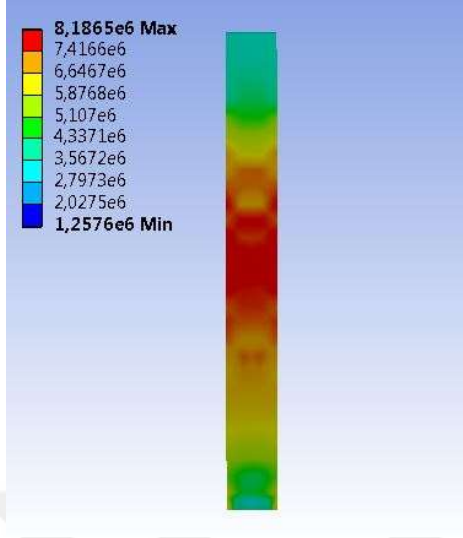


Şekil-19: Cam fiber post ( $e^6 = \text{MPa}$ )

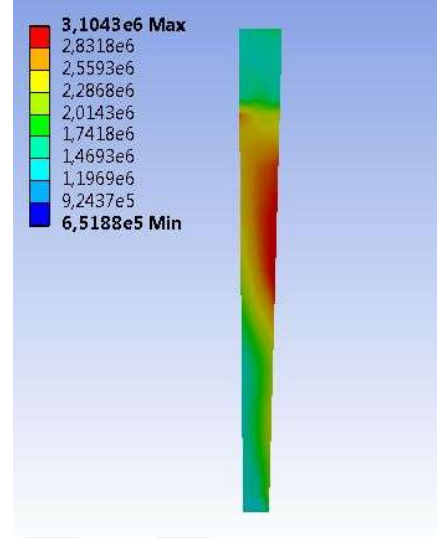


Şekil-20: Biyolojik dentin post ( $e = \text{Pa}$ )

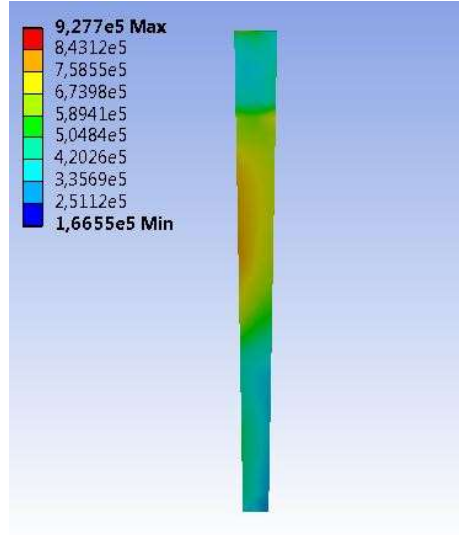
$F_3$  kuvveti uygulandığında post materyalinde oluşan stres dağılımları;



Şekil-21: Paslanmaz çelik post ( $e^6 = \text{MPa}$ )



Şekil-22: Cam fiber post ( $e^6 = \text{MPa}$ )



Şekil-23: Biyolojik dentin post ( $e^6 = \text{MPa}$ )



F<sub>1</sub> kuvveti uygulanan modellerde ölçülen maksimum stres değerleri paslanmaz çelik post 70,021 MPa, cam fiber post 70,367 MPa, biyolojik dentin post 70,747 MPa'dır. Post materyallerinde ölçülen maksimum stres değerleri ise paslanmaz çelik post 22,77 MPa, cam fiber post 8,6574 MPa, biyolojik dentin post 3,623 MPa'dır. F<sub>1</sub> kuvveti uygulanan modellerde stres birikimi kök yüzeyinde labial ve palatinal orta üçlü bölgesinde gözlenmiştir.

F<sub>2</sub> kuvveti uygulanan modellerde ölçülen maksimum stres değerleri paslanmaz çelik post 44,187 MPa, cam fiber post 44,54 MPa, biyolojik dentin post 44,83 MPa'dır. Post materyallerinde ölçülen maksimum stres değerleri ise paslanmaz çelik post 19,369 MPa, cam fiber post 7,0366 MPa, biyolojik dentin post 2,0995 MPa'dır. F<sub>2</sub> kuvveti uygulanan modellerde stres birikimi kök yüzeyinde orta üçlü gözlenmektedir ve ayrıca paslanmaz çelik post uygulanan modelde post yüzeyinde kök yüzeyinde oluşan stres miktarından daha fazla stres birikimi olmuştur.

F<sub>3</sub> kuvveti uygulanan modellerde ölçülen maksimum stres değerleri paslanmaz çelik post 8,4189 MPa, cam fiber post 8,5898 MPa, biyolojik dentin post 8,7033 MPa'dır. Post materyallerinde ölçülen maksimum stres değerleri ise paslanmaz çelik post 8,1865 MPa, cam fiber post 3,1043 MPa, biyolojik dentin post 0,9277 MPa'dır. F<sub>3</sub> kuvveti uygulanan modellerde stres birikiminin en fazla olduğu alan kuvvetin uygulandığı yönde tüm diş yüzeyidir. Post yüzeylerinde oluşan stres değerleri karşılaştırıldığında en fazla değer paslanmaz çelik postta, en az değer biyolojik dentin postta ölçülmüştür.

## 5. TARTIŞMA

Çürük, travma, kavite preparasyonu, kök kanallarının şekillendirilmesi gibi nedenlerle madde kaybına uğrayan ve zayıflayan endodontik tedavili dişler sağlam dişler ile karşılaştırıldığında yüksek biyomekanik başarısızlığa sahiptirler (96,97). Endodontik tedavi görmüş, aşırı madde kaybına sahip dişlerde temel diş yapısını korumak amacıyla en sık ve en yaygın kullanılan restorasyon tekniği post-kor uygulamasıdır (98). Fakat dişte endodontik tedavi ile meydana gelen madde kaybına, postun yerleştirilmesi sırasında yapılan işlemler eklendiğinde dişin mekanik direncinin olumsuz yönde etkilendiği bilinen bir gerçektir (98,99).

Dişler çiğneme hareketleri sırasında farklı yönlerden kuvvetlere maruz kalırlar ve bu kuvvetlere bağlı olarak dişlerde stres birikimi gözlenir. Strese maruz kalan bir dişte zaman içerisinde yorulma ve bu yorulmaya bağlı olarak kırıklar gözlenebilmektedir (99).

Günümüzde klinikte kullanılan çok sayıda post materyali mevcuttur. Aşırı koronal doku kaybına uğrayan dişlerin restorasyonunda, genellikle metal veya metal olmayan prefabrike postlar kullanılmaktadır (100). Son zamanlarda artan estetik kaygıların giderilmesi amacıyla diş rengine uygun materyaller geliştirilmektedir. İdeal bir post sisteminin sahip olması gereken özellikler; dişte stres oluşturmaması ve buna bağlı kırık oluşturmaması, uygulamasının kolay olması ve dişe uygulanması sırasında dişte fazla madde kaybı gerektirmemesi şeklinde özetlenebilir (101). Dentin ile post materyali arasındaki elastisite modülüsü farkından dolayı dentin-post ve dentin-yapıştırma simanı arasında yoğun basma ve makaslama stres yoğunlaşma alanları oluşur ve mikro çatlaklar büyüyerek dentin yüzeyinde kırıkların görülmesine neden olur (102).

Araştırmacılar tarafından kabul gören ve dentine en yakın elastisite modülüne sahip olan post sistemi fiber postlardır (103). Kullanılan materyale bağlı olarak kök, post ve periodontal ligamentte farklı seviyede stres oluşmaktadır. Materyalin fiziksel özellikleri dentine yakın olduğunda, oluşturacağı stres de o kadar az olmaktadır (104). Dentin sertliğine benzer sertlikte bir materyalin stres miktarını azalttığı, daha az kök kırıklarına sebep olduğu bildirilmiştir (94). İdeal post malzemesi uygun

elastisite modülü, basma mukavemeti, termal genleşme katsayısının yanı sıra estetik ihtiyaca da cevap vermelidir (16). Bu özelliklerden yola çıkarak son yıllarda araştırmacılar post materyali olarak dentini kullanmışlar ve başarılı klinik sonuçlar elde etmişlerdir (64,105). Bu bilgiler ışığında tez çalışmamızda biyolojik dentin postun kullanımı sonucu ortaya çıkacak stres oluşumunun değerlendirilmesinin anlamlı olacağı düşünülmüştür.

Post-kor sistemleri ile ilgili çalışmalar in vivo ve in vitro olarak yapılabilir. İn vivo çalışmalar gerçekleştirilmesi daha güç çalışmalardır. İn vivo çalışmalar gerçekliği ispat edilmiş bilgilerin geçerliliğinin kanıtlanması amacıyla yapılır. İn vivo çalışmalarda en büyük problem, hastaların ve dişlerin standardize edilememesi, çalışmanın hastaya göre yürütülmesidir. İn vitro çalışmalarda deney sonucunu birçok etken etkilemektedir. Kullanılan materyaller, dişler, test yöntemleri ve aletler in vitro çalışmaların değerlendirilmesini ve diğer çalışmalar ile karşılaştırılmasını zorlaştırmaktadır (106). Canlı dokuların maruz kaldıkları kuvvetler karşısında gösterdiği davranış değişikliklerini, gerilme miktarını ve dağılımını incelemek oldukça güç ve hemen hemen imkansızdır. Canlı malzemenin modelleri üzerinde meydana gelen değişiklikleri incelemek için çeşitli stres analizleri yapılmaktadır. Bu analizlere örnek olarak fotoelastik analiz yöntemi, gerilim ölçer ile analiz yöntemi, kırılma vernikle kaplama yöntemi ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi verilebilir (84).

Stres analiz yöntemleri incelendiğinde sonlu elemanlar stres analizi diğer yöntemlere göre üstünlük kazanmaktadır. Diğer yöntemlerde analiz yapılabilecek alan kısıtlıdır, sonlu elemanlar stres analizinde yapının istenen her alanında oluşan stres dağılımı ve miktarı incelenebilir (81). Uygulanan kuvvetin yönü ve derecesi değiştirilerek karşılaştırma yapılabilir ve kuvvete bağlı olarak ortaya çıkan bağılıklar gözlemlenebilir (107). Diğer yöntemlere göre en ciddi dezavantajı ise çok hassas bir yöntem olmasıdır. Küçük bir hata tüm sonuçların hatalı çıkmasına neden olabilmektedir. Ayrıca analizi yapan kişinin programın detaylı kullanımı hakkında yeterli bilgiye sahip olması gerekmektedir (74). Post-kor sistemlerinde materyal yorulması sonucunda meydana gelen başarısızlığın sebeplerinin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile araştırıldığı bir çalışmada, dişlerde yapılan stres analizlerinin

güvenilir değerler vermesi için, yapılan modellemenin standardizasyonunun önemli olduğu bildirilmiştir (102).

Sonlu elemanlar stres analizi, diğer stres analiz yöntemleri ile karşılaştırıldığında endodontik tedavi görmüş dişlere uygulanacak post-koruyucuların değerlendirilmesi için kullanılabilecek ideal bir yöntem olduğu birçok çalışmada görülmüştür (111,116-119). Bu yüzden tez çalışmamızda endodontik tedavi görmüş dişlerde meydana gelen stresin değerlendirilmesinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılmıştır.

Post materyalinin kök içerisinde kalan kısmının kron boyundan uzun, kökün en az yarısı ya da üçte ikisi kadar olması gerektiğini bildiren araştırmalar literatürde mevcuttur (20,21). Post-kor restorasyonu yapılmadan önce yeterli apikal tıkkama için kök apeksinde en az 4 mm güta perka bırakılması şartı ile postlarda uzunluk artıkkama tutuculuğun da arttığı bildirilmiştir (20,108). Çalışmamızda kullanılan post materyallerinin uzunluğu 14 mm olarak belirlenmiştir. Apikalde 4 mm güta perka bırakılacak şekilde, tüm modellerde 10 mm'lik post derinliği oluşturulmuştur. Üst santral kesici dişin ortalama kron uzunluğu 8 mm, kök uzunluğu da 14 mm'dir (86). Buna göre çalışmamızda post materyalleri kron boyundan uzun, kök boyunun üçte ikisinden fazla olacak şekilde modellenmiştir.

Post-kor restorasyonlarda köklerin dayanımını arttırmak ve dişin yapısını korumak için kullanılan postun çapı önemlidir (109). Ancak Boschian pest ve arkadaşları üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemi ile cam fiber postun yerleştirilme derinliği ve post çapının değerlendirildiği çalışmalarında, postun kök içerisinde yerleştirilebilecek en derin noktaya yerleştirilmesi gerektiği ve post çapının stres dağılımında etkili olmadığını bildirmişlerdir. Bu durum fazla madde kaybı oluşturmadan ince ve uzun fiber post kullanılmasının doğru bir uygulama şekli olacağı anlamına gelmektedir (110).

Rodríguez-Cervantes ve arkadaşlarının yaptığı sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında ise fiber destekli kompozit post ve metal post kullanılan üst santral kesici dişlerde karşılaştırma yapılmıştır. Metal postlarda çapa bağlı stres dağılımı etkilenirken, cam fiber postlarda çapa bağlı stres değişimi görülmemiştir (109). Bu

bilgiler ışığında çalışmamızda sonlu elemanlar stres analiz yönteminde standardizasyonun da önemi nedeniyle post materyallerinin çapı 1.2 mm olarak belirlenmiştir.

Post-kor restorasyonlarda dentin, post, siman, kor materyali gibi bir bütün oluşturan materyallerin benzer elastisite modülüne sahip olmaları restorasyonun klinik başarısı açısından önemlidir (111).

Paslanmaz çeliğin elastisite modülünün dentinin yaklaşık olarak 20 katı olduğu göz önünde bulundurulduğunda kuvvet yüklemesi sırasında kuvvete karşı dentin ile benzer davranışı gösterememesi stres birikimine sebep olmaktadır. Barjau-Escribano ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada, paslanmaz çelik ve cam fiber post sonlu elemanlar stres analiz yöntemleri ile karşılaştırılmıştır. Cam fiber post, paslanmaz çelik posta göre dişe daha az miktarda stres iletmiştir ve paslanmaz çelik postun uygulandığı modelde stres daha çok post yüzeyinde ve postun çevresindeki dentin ve siman yapısında birikmiştir. Bu yüzden paslanmaz çelik postun tamir edilemez diş kırıklarına yol açacağı düşünülmektedir (4). Tez çalışmamızda elde edilen bulgular da bu verileri desteklemektedir. Paslanmaz çelik postun uygulandığı modelimizde üç farklı yönden kuvvet uygulandığında, tüm durumlarda post yüzeyinde stres birikiminin daha fazla olduğu gözlenmiştir. Bu bilgiler çerçevesinde klinikte post-kor restorasyonlardaki başarının artması için metal postlar yerine fiziksel özellikleri dentine benzer olan post materyalleri kullanılması önemlidir.

Farklı yapıdaki fiberlerle güçlendirilmiş kompozit postlar, dentine yakın fiziksel özelliklere sahiptirler, fonksiyonel kuvvetlere direnç sağlarlar ve diş dokusuna ilettikleri stres daha azdır (56,112). Ayrıca üretici firmalar fiber postların, kimyasal yapılarının benzerliğinden dolayı, rezin simanlarla kimyasal bağlantı sağladıklarını ve oluşabilecek mikrosızıntı miktarının azaldığını iddia etmektedirler (113). Birlikte kullanıldıklarında bu yüzden güçlü bir monoblok sistemi oluştururlar (112). Bu monoblok sistemde fiber postlar kanala pasif olarak yerleştirildikleri için kök üzerinde stres oluşturmazlar (54) Fiber post materyallerinin en önemli özelliği elastisite modüllerinin dentine yakın olmasıdır (114). Bu özellikleri sayesinde oklüzal stresleri dağıtır, metal postlar gibi iletmezler (115).

Literatürde, cam fiber post kullanılarak restore edilmiş dişlerdeki stres oluşumu ve dağılımını inceleyen çok sayıda çalışma mevcuttur (94,116-118).

Pegoretti ve arkadaşları, çalışmalarında cam fiberle güçlendirilmiş postlar kullanıldığında, dentine çok yakın değerdeki elastisite modülü sayesinde post-kor restorasyonun doğal diştekine benzer stres dağılımı gösterdiğini bildirmişlerdir (94).

Zarone ve arkadaşları, oluşturulan monoblok yapıda stres yoğunluğunun farklı özellikteki yapıların birleşiminde artmaması için cam fiber post gibi elastik malzemelerin kullanımının klinik başarıyı arttıracığını bildirmişlerdir (116).

Adanır ve arkadaşları paslanmaz çelik post, titanyum post, altın post, karbon fiber ve cam fiber postları uyguladıkları üst santral kesici dişlerdeki streslerin dağılımını karşılaştırmışlardır. Karbon ve cam fiber postların, fonksiyonel kuvvetler altında kuvveti birikimine sebep olmadan stres dağılımı gösterdiğini, paslanmaz çelik postun kullanıldığı modelde post yüzeyindeki stres birikiminden dolayı post ve dentin arasındaki stres miktarının arttığını tespit etmişlerdir (117).

Spazzin ve arkadaşlarının sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile yapmış olduğu çalışmalarında, cam fiber postlar ve zirkonyum seramik postların farklı özelliklerde ve kalınlıklardaki yapıştırma ajanları uygulanarak restore edilen üst santral kesici diş modellerinde en iyi stres dağılımını, dentine en yakın elastisite modülüne sahip olan cam fiber post-kor sistemlerinin oluşturduğunu bildirmişlerdir (118).

Bu tez çalışmasında, fiber destekli post olarak cam fiber post kullanılmıştır. Paslanmaz çelik post ile karşılaştırıldığında cam fiber post yüzeyinde oluşan stres birikimi oldukça azdır. Bu durum post ile dentin arasındaki stres yoğunluğunu azaltarak stres dağılımına neden olmaktadır. Materyalin fiziksel özellikleri, dentine daha yakın elastisite modülüne sahip olan cam fiber postu daha tercih edilebilir hale getirmektedir.

Çalışmamızda gerçekleştirilen stres analizleri için, üç adet 3 boyutlu model oluşturulmuştur. Sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında, stres analizleri için hazırlanan modellerin eleman ve düğüm sayıları önemlidir, çünkü bu sayılar yapılan

analizin hassasiyetini belirler. Eleman sayısı arttıkça gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilir (11). Çalışmamızda analizler için kullanılan modellerde eleman sayısı 15,270, düğüm sayısı 31,327'dir. Belli ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada 34,515 eleman, 13,300 düğüm, Sorrentino ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada 13,272 eleman ve 15,152 düğüm, Lanza ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada ise 13,272 eleman ve 15,152 düğüm içeren modeller kullanılmıştır (65,115,119). Bu değerler göz önünde bulundurulduğunda çalışmamızda kullanılan modeller, benzer çalışmalardaki modellere yakın özelliklerde hazırlanmıştır.

Dişin uzun eksenine labialden kurona gelen yatay kuvvet, dişin uzun eksenine insizalden paralel gelen dikey kuvvet ve palatinalden kesici kenara yakın  $45^\circ$  lik açı ile gelen çiğneme kuvveti olmak üzere modellere üç farklı kuvvet uygulanmıştır. Yatay ve dikey kuvvetler; kesici diş düşme, çarpma gibi durumlarda gelen kuvvetleri, çiğneme kuvveti ise sentrik oklüzyonda gelen kuvveti temsil etmesi amacıyla tercih edilmiştir (90,120,121).

Helkimo ve arkadaşları, çiğneme sırasında kesiciler bölgesinde kuvvet miktarının 100-200 N arasında değiştiğini belirtmişlerdir (122). Adıgüzel ve arkadaşları ile Şahin'in yaptıkları üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında uygulanan kuvvetin büyüklüğü 100 N (9,123). Çalışmamızda kullanılan kuvvetler, çiğneme kuvvetleri sınırları içerisinde 100 N olarak belirlenmiş ve üç farklı yönden uygulanmıştır.

Çalışmamızda oluşturulan modellere uygulanan kuvvetlerin kron-kök boyunca oluşturdukları stres değerleri karşılaştırıldığında, en yüksek değerler yatay kuvvetler uygulandığında oluşmuştur. Bu durumu dikey kuvvet ve çiğneme kuvveti takip etmektedir. Yang ve arkadaşları yaptıkları çalışmanın sonucunda da en çok stresin yatay kuvvetler sonucu olduğunu bildirmişlerdir (124). Şahin'in yapmış olduğu çalışmada yüksekten düşüğe doğru stres değer sıralaması yapıldığında yatay kuvvet, çiğneme kuvveti ve dikey kuvvet sonucu elde edilmiştir (9). Çiğneme kuvveti ve dikey kuvvet sıralamasının bizim çalışmamızdan farklı olmasının sebebi olarak diğer çalışmadaki modellerin kron kırığına sahip dişler olarak seçilmesi olduğunu düşünmekteyiz.

Yatay kuvvetler uygulandığında, kuvvetin uygulandığı kron bölgesindeki ilk alan ile birlikte kök kısmının labial yüzeyinde stres yoğunlaşması görülmüştür. Paslanmaz çelik post ve cam fiber postun olduğu modellerde post yüzeyinde stres birikimi fazla iken, biyolojik dentin postta kökün palatinal yüzeyine benzer bir stres birikimi gözlenmiştir. Bu durumun biyolojik dentin postun elastisite modülünün dentin ile aynı olması ile ilgili olduğu görüşüdeyiz. Yüksek elastisite modülüne sahip olan yani rijit yapıda olan materyaller, uygulanan kuvvet karşısında bükülmelere ve yer değiştirmelere daha dayanıklı oldukları için gelen kuvvetleri kendi yapıları üzerinde yoğunlaştırmaktadırlar (110). Diğer post çeşitlerinde bu durum gözlemlenmesine karşın, biyolojik dentin postta bu durum görülmemiştir. Martelli, postların kök dentini ile benzer yapıda olduğunda stresin sadece dentin duvarlarına iletildiğini belirtmiştir (125).

Belli ve arkadaşlarının yapmış olduğu benzer bir çalışmada palatinal bölgeye 300 N kuvvet uygulanmış, modellerde stresin kole bölgesinde yoğunlaştığı bildirilmiştir (65). Bizim çalışmamızda tam seramik kron modellenmesi ve daha az kuvvet uygulanması sebebiyle dikey ve çiğneme kuvvetinin uygulandığı modellerde palatinal ve labial kök yüzeyinin orta üçlüsünde stres miktarı artmıştır. Dişler farklı özelliklerdeki materyallerden elde edilen kronlar ile restore edildiğinde, dişte oluşan stres dağılımı da değişmektedir (126). Biyolojik dentin post ile ilgili yapılacak yeni çalışmalarda bu durum da göz önünde bulundurulmalıdır.

Literatürde biyolojik dentin post ile ilgili çalışma sayısı oldukça azdır (64-68). Correa-Feria ve arkadaşları tarafından biyolojik restorasyon, Trope tarafından doğal restorasyon olarak tanımlanan bu post çeşidinin kanal tedavili dişlerin rekonstrüksiyonunda başarılı bir alternatif olabileceği bildirilmiştir (64,127). Çalışmamız ile benzer metodolojiye sahip olan, Belli ve arkadaşlarının yapmış olduğu dentin post çalışması literatürde mevcuttur (65). Çalışmamızda post uygulanan modellere tam seramik kron uygulanırken, Belli ve arkadaşlarının çalışmasında kuvvet kor ve servikal bölgeye uygulanmıştır. Bu yüzden sadece kuvvetin uygulandığı bölgelerde yoğun stres birikimi gözlenirken, paslanmaz çelik postta oluşan stres daha fazla olmuştur. En düşük stres değeri ise dentin postun



uygulandığı modelde ölçülmüştür. Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılarak yapılan dentin post çalışmasının sonuçları ile elde ettiğimiz bulgular uyumludur.

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi, biyolojik dentin postun kullanılabilirliğini değerlendirmek için kullanılan başarılı bir yöntemdir. Fakat anizotropik yapıda olan dentinin, modelde ve biyolojik dentin postta izotropik yapıda oluşturulması sonlu elemanlar stres analizi yönteminin bu konudaki sınırlamalarından birisidir.

Biyolojik dentin post uygulaması alternatif bir uygulama olarak düşünülebilir. Ancak biyolojik dentin post ile ilgili çalışma sayısının artırılması gerekmektedir. Farklı modeller ile yapılacak olan sonlu elemanlar stres analizlerinden ve çekilmiş dişler üzerinde yapılacak kırılma dayanım testlerinden elde edilecek sonuçlar biyolojik dentin post ile ilgili elde edeceğimiz bilgi miktarını arttıracaktır.

## 6. SONUÇLAR

Endodontik tedavi sonrası paslanmaz çelik post, cam fiber post ve biyolojik dentin post uygulanmış üst santral kesici diş dokularında sonlu elemanlar stres analiz yönteminin kullanılarak stresin incelendiği bu çalışmadan elde ettiğimiz veriler ışığında;

1. Modellere uygulanan yatay kuvvetlerin, dikey kuvvetler ve çiğneme kuvvetlerinden daha fazla stres oluşumuna neden olduğu görülmüştür.
2. Çalışmamızda kullanılan post materyallerinden yüksek elastisite modülüne sahip olan paslanmaz çeliğin daha fazla stres oluşturduğu, elastisite modülü düşük olan cam fiberin daha az stres oluşturduğu gözlenmiştir. Ayrıca dentinin post materyali olarak kullanıldığı modellerde oluşan stres miktarı oldukça düşüktür. Bu nedenle endodontik tedavi sonrasında uygulanacak olan post materyalinin dentin ve dentine benzer fiziksel özelliklere sahip olması daha düşük miktarda stres oluşturacağı için göz önünde bulundurulmalıdır.
3. Gerçekleştirilen stres analizlerinde rijit yapıda olan paslanmaz çeliğin stresi kendi yapısında biriktirdiği görülmüştür. Cam fiber postta homojen olmayan bir dağılım gözlenirken, biyolojik dentin postun kullanıldığı modelde daha az miktarda stresin homojen bir şekilde dağıldığı gözlenmiştir.
4. Tez çalışmamızda analizler bilgisayar ortamında yapılmıştır. Bunun sonucunda elde edilen sonuçlar matematiksel veriler şeklindedir. Bu yüzden klinik şartların aynısı oluşturulamamıştır. Biyolojik dentin post ile ilgili deneysel çalışmaların arttırılması ve elde edilen sonuçların klinik çalışmalar ile desteklenmesi gerektiği kanaatindeyiz.

## KAYNAKLAR

1. Uzun G, Keyf F. Geleneksel post-core sistemlerine bir alternatif: polietilen fiber post. Hacettepe Univ Diş Hek Fak Derg 2007;31:43–8.
2. Çalışkan MK. Endodontide tanı ve tedaviler. Nobel Tıp Kitapevleri İstanbul 2006, s 463-506.
3. Faria ACL, Rodrigues RCS, Antunes RPA, Mattos MGC, Ribeiro RF. Endodontically treated teeth: characteristics and considerations to restore them. J Prosthodont Res 2011;55(2):69–74.
4. Barjau-Escribano A, Sancho-Bru JI, Forner-Navarro L, Rodríguez-Cervantes PJ, Perez-Gonzalez A, Sanches-Marín Ft. Influence of prefabricated post material on restored teeth: fracture strength and stress distribution. Oper Dent 2006;31:47–54.
5. Rosentritt M, Furer C, Behr M, Lang R, Handel G. Comparison of in vitro fracture strength of metallic and tooth colored posts and cores. J Oral Rehabil 2000;27(7):595-601.
6. Toparlı M. Stress analysis in a post-restored tooth utilizing the finite element method. J Oral Rehabil 2003;30:470–6.
7. Fernandes AS, Shetty S, Coutinho I. Factors determining post selection: A literature review. J Prosthet Dent 2003;90(6):556–62.
8. Anusavice KJ. Philips's science of dental materials. 10.Ed., W.B. Saunders Company, Pennsylvania, 1996, s 49-74.
9. Şahin MK. Dört farklı cam fiber postun in vitro bükülme dirençlerinin ve sonlu eleman metodu ile stres dağılımlarının analizi. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi, Ankara, 2008.
10. Mishra N, Narang I. Bio-reconstruction of root canal using dentin post. Saudi Endod J 2013;3(2):87–9.
11. Owen JT, Hinto E. A simple guide to finite elements. Pineridge Press Ltd, Swansea, UK, 1983, s 136.
12. Başaran Göncü E. Geçmişten günümüze post sistemleri. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg 2013;7:150–6.
13. Alaçam T, Nalbant L, Alaçam A. İleri Restorasyon Teknikleri. 1. Baskı, Polat Basımevi, Ankara, 1998, s 47-136.

14. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Restoration of the endodontically treated tooth. *Contemporary fixed prosthodontics*. 5th ed. St. Louis Missouri, 2006, s 272-312.
15. Cormier CJ, Burns DR, Moon P. In vitro comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic, and conventional post systems at various stages of restoration. *J Prosthodont* 2001;10:26-36.
16. Cheung W. A review of the management of endodontically treated teeth: post, core and the final restoration. *J Am Dent Assoc* 2005;136:611–19.
17. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod* 2004;30:289-301.
18. Peroz I, Blankenstein F, Lange KP, Naumann M. Restoring endodontically treated teeth with posts and cores- a review. *Quintessence Int* 2005;36:737–46.
19. Loney RW, Kotowicz WE, McDowell GC. Three-dimensional photoelastic stress analysis of the ferrule effect in cast post and cores. *J Prosthet Dent* 1990;63:506–12.
20. Stockton LW. Factors affecting retention of post systems: a literature review. *J Prosthet Dent* 1999;81:380–5.
21. Hunter AJ, Feiglin B, Williams JF. Effects of post placement on endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1989;62:166–72.
22. Lloyd PM, Palik JF. The philosophies of dowel diameter preparation: a literature review. *J Prosthet Dent* 1993;69:32–6.
23. 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.
24. Gutmann JL. The dentin-root complex: Anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1992;67:458–67.
25. Standlee JP, Caputo AA. The retentive and stress distributing properties of split threaded endodontic dowels. *J Prosthet Dent* 1992;68:436–42.
26. Cooney JP, Caputo AA, Trabert KC. Retention and stress distribution of tapered end endodontic posts. *J Prosthet Dent* 1986;55:54–6.

27. Smith CT, Schumann NJ, Wasson W. Biomechanical criteria for evaluating prefabricated post and core systems: A guide for the restorative materials. *Quintessence Int* 1998;29:305–12.
28. Mattison GD, Delivanis PD, Thacker RW, Hassel KJ. Effect of post preparation on the apical seal. *J Prothet Dent* 1984;51:59-78.
29. Morgano SM, Rodrigues AHC, Sabrosa CE. Restoration of endodontically treated teeth. *Dent Clin N Am* 2004;48:397-416.
30. Akkayan B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent* 2002;87:431–7.
31. Cohen BI, Pagnillo MK, Condos S, Deutsch AS. Four different core materials measured for fracture strength in combination with five different designs of endodontic posts. *J Prosthet Dent* 1996;76:487–95.
32. Barkhordar RA, Radke R, Abbasi J. Effect of metal collars on resistance of endodontically treated teeth to root fracture. *J Prosthet Dent* 1989;61:676–8.
33. Torbjörner A, Fransson B. A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth. *Int J Prosthodont* 2004;17:369–76.
34. Holmes DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent* 1996;75:140–7.
35. Rundquist BD, Versluis A. How does canal taper affect root stresses? *Int Endod J* 2006;39:226–37.
36. Fernandes AS, Dessai GS. Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: a review. *Int J Prosthodont* 2001;14:355–63.
37. Saupe WA, Gluskin AH, Radke RA. A comparative study of fracture resistance between morphologic dowel and cores and a resin-reinforced dowel system in the intraradicular restoration of structurally compromised roots. *Quintessence Int.* 1996;27:483–91.
38. Vichi A, Ferrari M, Davidson CL. Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *J Prosthet Dent* 2000;83:412–7.
39. Arslan İ. Güncel post sistemlerinin farklı üst yapı restorasyonları ile birlikte değerlendirilmesi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi, Ankara, 2006.

40. Robbins JW. Restoration of the endodontically treated tooth. *Clin N Am* 2002;46:367–84.
41. Morgano SM, Millot P. Clinical success of cast metal posts and cores. *J Prosthet Dent* 1993;70:11–6.
42. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Preparations for extensively damaged teeth. 3.Ed., Quintessence Int, Chicago, 1997, s 181-210.
43. Qualtrough A, Manocci F. Tooth-colored post systems: a review. *Oper Dent* 2003;28:86-91.
44. Morgano SM. Restoration of pulpless teeth: application of traditional principles in present and future contexts. *J Prosthet Dent* 1996;75(4):375–80.
45. Braga RR, Boaro LCC, Kuroe T, Azvedo CLN, Singer JM. Influence of cavity dimensions and their derivatives (volume and “c” factor) on shrinkage stress development and microleakage of composite restorations. *Dent Mater* 2006;22:818–23.
46. Martelli H, Pellizzer E, Rosa BT. Fracture resistance of structurally compromised root filled bovine teeth restored with accessory glass fibre posts. *Int Endod J* 2008;41:685–92.
47. Koutayas SO, Kern M. All-ceramic post and cores; the state of the art. *Quintessence Int*, 1999;30:383–92.
48. Isidor F, Odman P, Brondum K. Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. *Int J Prosthodont* 1996;9:131–6.
49. Meyenberg KH, Lüthy H, Schaarer P. Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthetic Dentistry* 1995;7:73-80.
50. Ottl P, Hahn L, 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(2):175-183.
51. Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *J Prosthet Dent* 1992;68:322–6.
52. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent* 1999;27:275–8.
53. Morgano SM, Brackett SE. Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. *J Prosthet Dent* 1999;82(6):643–57.

54. Uzun G, Hersek N, Tincer T. Effects of five woven fiber reinforcements on the impact and transverse strength of a denture base resin. *J Prosthet Dent* 1999;81:616–20.
55. Mannocci F, Sherriff M, Watson TF. Three-point bending test of fiber posts. *J Endod* 2001;27:758–61.
56. Erman G. Fiber ile desteklenmiş kompozit rezin post-core restorasyonların diagonal kuvvetler karşısındaki dayanıklılığının in-vitro incelenmesi. Hacettepe Üni Diş Hek Fak Doktora Tezi, Ankara, 2001.
57. Yaman S, Karacaer O, Şahin M. Stres distribution of post-core applications in maxillary incisors. *J Biomater Appl* 2004;18:163–77.
58. Goldberg AJ, Burstone CJ. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. *Dent Mater* 1992;8:197-202.
59. Vallittu PK, Lassila VP. Reinforcement of acrylic resin denture base material with metal or fibre strengtheners. *J Oral Rehabil* 1992;19:225–30.
60. Love RM, Purton DC. The effect of serrations on carbon fibre posts-retention within the root canal, cor retention and post rigidity. *Int J Prosthodont* 1996;9:484–8.
61. Yazdanie N, Mahood M. Carbon fiber acrylic resin composite: an investigation of transverse strength. *J Prosthet Dent* 1985;54:543-7.
62. Braden M, Davy K, Parker S, Ladizesky N, Ward I. Denture base poly (methyl methacrylate) reinforced with ultra-high modulus polyethylene fibers. *Br Dent J* 1988;164:109–13.
63. Krishnan A. <http://www.webdental.com/profiles/blogs/biomimeticdentistry> 27.7.2016.
64. Correa-Faria P, De Alcantara CE, Caldas-Diniz MV, Botelho AM, Tavano KT. “Biological restoration”: root canal and coronal reconstruction. *J Esthet Restor Dent* 2010;22(3):168–78.
65. Belli S, Çelik K, Akbulut M, Güneşer M, Eraslan O, Eskitascioğlu G. Are dentin posts biomechanically intensive? : a laboratory and FEA study. *J Adhesion Sci Technol* 2014;28:24:2365–77.

66. Swarupa CH, Sajjan SG, Bhupathiraju VL, Anwarullah A, Sashikanth YV. Biological dentin post for intra radicular rehabilitation of a fractured anterior tooth. *J Clin Diagn Res* 2014;8(2):242–3.
67. Ambica K, Khetarpal S, Kavitha M. Ex vivo fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors restored with fiber-reinforced composite posts and experimental dentin posts. *J Conserv Dent* 2011;14:401–45.
68. Ambica K, Mahendran K, Talwar S, Verma M, Padmini G, Periasamy R. Comparative evaluation of fracture resistance under static and fatigue loading of endodontically treated teeth restored with carbon fiber posts, glass fiber posts, and an experimental dentin post system: an in vitro study. *J Endod* 2013;39:96–100.
69. K roğlu A, Ekren O, Kurtoğlu C. Geleneksel ve adeziv dental simanlar hakkında bir derleme alışması. *Atatürk  niv Diş Hek Fak Derg* 2012;22(2):205–16.
70. Heymann HO, Swift EJ, Ritter AV Editors. *Sturdevant's Art & Science of operative dentistry*. 6.Ed., St. Louise, Mosby, 2013.
71. Caputo AA, Standlee JP, Editors. *Biomechanics in clinical dentistry*. Illinois: Quintessence Pub, 1987, s 123–49.
72. Powers JM, Sakaguchi RL, Editors. *Craig's restorative dental materials*. 12.Baskı. St. Louis: Mosby, 2006, s 514.
73. O'brien WJ. *Dental Materials And Their Selection. Polymeric Restorative Materials*. 3.Ed, Kanada, 2002, s 113–31.
74. Yıkılđan, İ. Farklı etkenlerin endodontik tedavi görmüş dişlerde stres oluşumu üzerine etkilerinin sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi, Ankara, 2011.
75. Chabrier F, Lloyd CH, Scrimgeour SN. Measurement at low strain rates of the elastic properties of dental polymeric materials. *Dent Mater* 1999;15:33–8.
76. Cattaneo P, Dalstra M, Melsen B. The transfer of occlusal forces through the maxillary molars: a finite element study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;123(4):367–73.
77. Ulusoy M, Aydın A. *Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler*. 2. Baskı, Ankara  ni Diş Hek Fak Yayınları, Ankara, 2003.



78. Korkmaz T, Suca Ç. Porselen üst yapıya destek oluşturacak metal alt yapı bağlantı bölgelerinin holografik interferometre yöntemi ile incelenmesi. Gazi Üni Diş Hek Fak Dergisi 1998;15:1-3.
79. Zienkiewicz OC, Taylor RL. The finite element method. 3.Ed., Mcgraw Hill Company Ltd (Uk), 1977, s 787.
80. Farah JW, Craig RG. Finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. J Dent Res 1974;53(4):859–66.
81. Ramoğlu S, Ozan O. Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg 2014;9:175–80.
82. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. J Dent 2008;36:463–71.
83. Geng JP, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent 2001;8:585–98.
84. Adıgüzel Ö. Sonlu elemanlar analizi: derleme. Dicle Dişhek Derg 2010;11(1):18-23.
85. 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.
86. Wheeler RC. An atlas of tooth form. Philadelphia, WB Saunders, 1962.
87. Lindhe J, Karring T, Lang N. Clinical periodontology and implant dentistry. 4.Ed., Blackwell, Munksgaard, 2003, s 866–96.
88. Parker MH, Calverley MJ, Gardner FM, Gunderson RB. New guidelines for preparation taper. J Prosthodont 1993;2:61-6.
89. Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA. Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles. J Prosthet Dent 2001;85:363–76.
90. Ko CC, Chu CS, Chung KH, Lee MC. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. J Prosthet Dent 1992;68:421–7.
91. Farah JW, Craig RG. Finite element analysis of a mandibular model. J Oral Rehabil 1998;15:615–24.
92. Kydd WL, Mandley J. The stiffness of palatal mucoperiosteum. J Prosthet Dent 1967;18:116–21.

93. Li LL, Wang ZY, Bai ZC, Mao Y, Gao B, Xin HT, Zhou B, Zhang Y, Liu B. Three dimensional finite element analysis of weakened roots restored with different cements in combination with titanium alloy posts. *Chin Med J* 2006;119:305–11.
94. Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fiber reinforced composite endodontic post. *Biomaterials*. 2002;23:2667–82.
95. Farah JW, Craig RG. Distribution of stresses in porcelain fused to metal and porcelain jacket crowns. *J Dent Res* 1976;55:114–20.
96. Santos-Filho PCF, Veríssimo C, Raposo LHA. Influence of ferrule, post system, and length on stress distribution of weakened root-filled teeth. *J Endod* 2014;40:1874–8.
97. Tang W, Wu Y, Smales RJ. Identifying and reducing risks for potential fractures in endodontically treated teeth. *J Endod* 2010;36:609–17.
98. Vârlan C, Dimitriu B, Vârlan V, Bodnar D, Suci I. Current opinions concerning the restoration of endodontically treated teeth: basic principles. *J Med Life* 2009;2:165–72.
99. Joshi S, Mukherjee A, Kheur M, Metha A. Mechanical performance of endodontically treated teeth. *Finite elements in analysis and design* 2001;37:587–601.
100. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). *Quintessence Int*. 2008;39(2):117–29.
101. Smith CT, Schuman N. Restoration of endodontically treated teeth: a guide for the restorative dentist. *Quintessence Int*. 1997;28:457–62.
102. Huysmans MC, Van der Varst PG, Schafer R. Failure behaviour of fatigue tested post and cores. *J Dent Res* 1992;71:1145–50.
103. Ferrari M, Vichi A, Mannocci F, Mason PN. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Am J Dent* 2000;13:9B–13B.

104. 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.
105. De Alcantara CE, Correa-Faria P, Vasconcellos WA. Combined technique with dentin post reinforcement and original fragment reattachment for the esthetic recovery of a fractured anterior tooth: a case report. *Dent Traumatol* 2010;26:447–50.
106. Fokkinga WA, Kreulen CM, Vallittu PK, Creugers NH. A structured analysis of in vitro failure loads and failure modes of fiber, metal, and ceramic post-and-core systems. *Int J Prosthodont* 2004;17(4):476–82.
107. Yamanel K, Caglar A, Gulsahi K, Özden 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.
108. Sorensen JA, Martinoff JT. Clinically significant factors in dowel design. *J Prosthet Dent* 1984;52(1):28-35.
109. Rodríguez-Cervantes PJ, Sancho-Bru JL, Barjau-Escribano A, Forner-Navarro L, Pérez-González A, Sánchez-Marín FT. Influence of prefabricated post dimensions on restored maxillary central incisors. *J Oral Rehabil* 2007;34(6):141-52.
110. Pest LB, Guidotti S, Pietrabissa R, Gagliani M. Stress distribution in a post-restored tooth using the three-dimensional finite element method. *J Oral Rehabil* 2006;33(9):690–7.
111. Tay FR, Pashley DH. Monoblocks in root canals: a hypothetical or a tangible goal. *J Endod* 2007;33:391–8.
112. Pest LB, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. *Dent Mater* 2002;18(8):596-602.
113. Freeman MA, Nicholls JI, Kydd WL, Harrington GW. Leakage associated with load fatigue-induced preliminary failure of full crowns placed over three different post and core systems. *J Endod* 1998;24(1):26-32.

114. Kishen A, Kumar GV, Chen NN. Stress-strain response in human dentine: rethinking fracture predilection in postcore restored teeth. *Dent Traumatol* 2004;20(2):90-100.
115. Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A. 3D FEA of cemented steel, glass, carbon posts in a maxillary incisor. *Dent Mater* 2005;21:709–15.
116. 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.
117. Adamır N, Belli S. Stress analysis of a maxillary central incisor restored with different posts. *Eur J Dent* 2007;2:67-71.
118. Spazzin AO, Galafassi D, Meira-Junior AD, Braz R, Garbin CA. Influence of post and resin cement on stress distribution of maxillary central incisors restored with direct resin composite. *Oper Dent* 2009;34(2):223–9.
119. Sorrentino R, Aversa R, Ferro V, Auriemma T, Zarone F, Ferrari M, Apicella A. Three-dimensional finite element analysis of strain and stress distributions in endodontically treated maxillary central incisors restored with different post, core and crown materials. *Dent Mater* 2007;9:83–93.
120. Albuquerque RC, Polleto ALT, Fontana RHBTS, Cimini CA. Stress analysis of an upper central incisor restored with different posts. *J Oral Rehabil* 2003;30(9):936–43.
121. 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.
122. Helkimo EVA, Carlsson GE, Carmeli Y. Bite force in patients with functional disturbances of the masticatory system. *J Oral Rehab* 1975;2(4):397-406.
123. Adıgüzel Ö, Kaya S, Özer SY, Değer Y, Başaran EG, Yavuz İ. Three-dimensional finite element analysis of endodontically treated tooth restored with carbon and titanium posts. *Int Dent Res* 2011;2:55–9.
124. Yang HS, Lang LA, Molina A, Felton DA. The effects of dowel design and load direction on dowel-and-core restorations. *J Prosthet Dent* 2001;85:558–67.

125. Martelli R. Fourth-generation intra radicular posts for the aesthetic restoration of anterior teeth. *Prac Periodont Aesthet Dent* 2000;12(6):579–84.
126. Pierrisnard L, Bohin F, Renault P, Barquins M. Coronoradicular reconstruction of pulpless teeth: a mechanical study using finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2002;88:442–8.
127. Trope M. Commentary ‘Biological restoration’: root canal and coronal reconstruction. *J Esthet Rest Dent* 2010;22:178.



## ÖZGEÇMİŞ

Dt. Seda Falakaloğlu, 08.05.1988 yılında İzmir ili Tire ilçesinde doğdu. İlkokulu ve ortaokulu 2002 yılında Tire'de tamamladı. 2006 yılında Aydın Ortaklar Anadolu Öğretmen Lisesi'nden mezun oldu. Aynı yıl kazandığı Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden 2011 yılında mezun oldu. 2013 yılı eylül ayında girmiş olduğu Diş Hekimliğinde Uzmanlık sınavında Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Ana Bilim Dalı'na girmeye hak kazandı. Halen bu bölümde araştırma görevlisi olarak çalışmaktadır.

