

T.C.  
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**KÖK UCU AÇIK DİŞLERDE SONLU ELEMANLAR ANALİZİ  
KULLANILARAK FARKLI YÖNLERDEN GELEN  
TRAVMALARIN OLUŞTURDUĞU STRESLERİN  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Selin BİLGİN ÖZDEMİR

**UZMANLIK TEZİ**

PEDODONTİ ANABİLİM DALI

**Danışman**

**Yrd. Doç. Dr. Firdevs KAHVECİOĞLU**

**KONYA-2017**

T.C.  
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**KÖK UCU AÇIK DİŞLERDE SONLU ELEMANLAR ANALİZİ  
KULLANILARAK FARKLI YÖNLERDEN GELEN  
TRAVMALARIN OLUŞTURDUĞU STRESLERİN  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dt. Selin BİLGİN ÖZDEMİR

**UZMANLIK TEZİ**

PEDODONTİ ANABİLİM DALI

**Danışman**

**Yrd. Doç. Dr. Firdevs KAHVECİOĞLU**

Bu araştırma Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 16102012 proje numarası ile desteklenmiştir.

**KONYA-2017**

## ÖNSÖZ

Tez çalışmalarım ve eğitim hayatım süresince bana yol gösteren, birikimlerini benimle paylaşan tez danışmanım Sayın Yrd. Doç. Dr. Firdevs KAHVECİOĞLU'na,

Uzmanlık eğitimim süresince yardımlarını esirgemeyen hocalarım Sayın Prof. Dr. Sibel YILDIRIM, Prof. Dr. Gül TOSUN ve Yrd. Doç. Dr. Murat Selim BOTSALI'ya,

Tez çalışmalarım süresince yardımlarını esirgemeyen ve çalışmalarım konusunda bana yol gösteren Halil İbrahim İMİROĞLU'na,

İyi ve kötü günümde her zaman yanımda olan ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen arkadaşım Dr. Dt. Didem ODABAŞI'na,

Bu günlere gelmemde en büyük pay sahibi olan; karşılıksız sevgi ve desteğini esirgemeyen değerli ailem ve eşim Dt. Oğuzhan ÖZDEMİR'e,

Sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

# İÇİNDEKİLER

	Sayfa
<b>SİMGELER VE KISALTMALAR</b>	iv
<b>1.GİRİŞ</b>	1
1.1. Travma Sınıflaması	3
1.1.1. Sert Dokuları ve Pulpayı İçeren Yaralanmalar	3
1.1.2. Periodontal Doku Yaralanmaları	4
1.1.3. Destek Doku Yaralanmaları	5
1.1.4. Dişeti ve Ağız Mukozası Yaralanmaları	6
1.2. Kök Gelişim Embriyolojisi	6
1.3. Apeksifikasyon	7
1.3.1. Kalsiyum hidroksit apeksifikasyonu	7
1.3.2. Tek seans yapılan apeksifikasyon	10
1.4. Stres Analiz Yöntemleri	14
1.4.1. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Analiz Yöntemi	15
1.4.2. Fotoelastik Analiz Yöntemi	16
1.4.3. Holografik İnterferometre Analiz Yöntemi	16
1.4.4. Kırılğan Vernikle Kaplama Yöntemi	16
1.4.5. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi	16
<b>2. GEREÇ ve YÖNTEM</b>	26
2.1. Bilgisayarlı Tomografi Görüntüsünün Mimics Programına Aktarılması	27
2.2. Mimics Programında Elde Edilen 3 Boyutlu Görüntünün SolidWorks Programına Aktarılması	28
<b>3. BULGULAR</b>	38
3.1. Kuvvet yönü ve miktarına göre gruplarda oluşan en yüksek stres ve deformasyon bölgeleri	38
3.1.1. F1 yönünde kuvvet uygulandığında oluşan stres ve deformasyon bölgeleri	39
3.1.2. F2 yönünde kuvvet uygulandığında oluşan stres ve deformasyon bölgeleri	43
3.1.3. F3 yönünde kuvvet uygulandığında oluşan stres ve deformasyon bölgeleri	46

3.2. Uygulanan kuvvet büyüklüğü ve kuvvetin iletildiği diş dokularına göre en yüksek stres ve deformasyon miktarlarının değerlendirilmesi	51
3.2.1. Minede oluşan en yüksek stres ve deformasyon miktarları	51
3.2.2. Dentinde oluşan en yüksek stres ve deformasyon miktarları	55
3.2.3. Pulpa ve kanal dolum materyallerinde oluşan en yüksek stres ve deformasyon miktarları	59
3.2.4. Periodontal ligamentte oluşan en yüksek stres ve deformasyon miktarları	63
3.2.5. Alveolar kemikte oluşan en yüksek stres ve deformasyon miktarları	67
3.3. Uygulanan kuvvet yönü ve kuvvetin iletildiği diş dokularına göre en yüksek stres miktarlarının değerlendirilmesi	71
<b>4. TARTIŞMA</b>	80
<b>5. SONUÇ ve ÖNERİLER</b>	87
<b>6. KAYNAKLAR</b>	89
<b>7. EKLER</b>	96
7.1. EK A: Etik Kurul Kararı	96
<b>8. ÖZGEÇMİŞ</b>	97

## SİMGELER VE KISALTMALAR

% : Yüzde

$\mu$ : Poisson oranı

E: Elastisite modülü

BT: Bilgisayarlı Tomografi

CAD: Computer Aided Design-Bilgisayar Destekli Tasarım

DICOM: Digital Imaging and Communications in Medicine

dk: Dakika

GPa: Gigapascal

HU: Hounsfield değeri

mm: Milimetre

mm<sup>2</sup>: Milimetrekare

MPa: Megapascal

MR: Manyetik Rezonans

MTA: Mineral Trioksit Agregat

N: Newton

NaOCl: Sodyum hipoklorit

pH: Power of Hydrogen

SESA: Sonlu Elemanlar Stres Analizi

WHO: Dünya Sağlık Örgütü

## ÖZET

T.C.  
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ  
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI

### KÖK UCU AÇIK DİŞLERDE SONLU ELEMANLAR ANALİZİ KULLANILARAK FARKLI YÖNLERDEN GELEN TRAVMALARIN OLUŞTURDUĞU STRESLERİN DEĞERLENDİRİLMESİ

**Selin BİLGİN ÖZDEMİR**

**Pedodonti Anabilim Dalı**

**UZMANLIK TEZİ / KONYA-2017**

Çene ve yüz bölgesinde görülen travmatik yaralanmaların başında, dişler ve çevresindeki dokuları etkileyen travmalar gelmektedir. Travmaya bağlı dental yaralanmaların özellikle daimi dişlerde en sık görüldüğü yaşlar 8-12'dir ve en sık etkilenen dişler maksiller santral dişlerdir. Bu aşamada meydana gelebilecek bir travmatik etki dişin vitalitesini ve kök gelişimini etkileyebilir ve dişin kök gelişimini durdurabilir. Nekroze olmuş, geniş açık apeksli ve ince dentin duvarlarına sahip dişlerin endodontik tedavisi bir sorun teşkil etmektedir. Bu dişler kırılmaya karşı oldukça hassastır.

Bu tez çalışmasının amacı; açık apeksli bir dişin farklı materyallerle yapılan endodontik tedavisi sonrasında oluşabilecek ikincil bir travmanın dişin hangi bölgesinde ve ne kadar yoğunlukta stres oluşturacağını sonlu elemanlar yöntemi kullanarak belirlemektir. Aynı zamanda meydana gelen stres yoğunluklarının kullanılan kök kanal dolum materyaline göre değişip değişmeyeceği ve hangi kök kanal dolum materyalinin dişi travmaya karşı daha dayanıklı hale getirebileceği konusunda fikir sahibi olmaktır.

Çalışmamızda kök ucu açık santral dişin 3 boyutlu doku modeli oluşturularak 4 farklı diş grubu oluşturuldu.

Grup 1; Sağlıklı diş modeli,

Grup 2; MTA ile kanal dolumu yapılmış diş modeli,

Grup 3; Biodentin ile kanal dolumu yapılmış diş modeli,

Grup 4; Güta-perka ile kanal dolumu yapılmış diş modeli olarak simüle edildi.

Sonlu elemanlar analizi kullanılarak, gruplara 100 N, 500 N ve 800 N'luk kuvvetler horizontal, oblik ve vertikal yönlerde uygulandı. Uygulanan kuvvetler sonucunda diş dokularında meydana gelen von Mises stres ve deformasyon miktarları değerlendirildi.

Sonuç olarak; horizontal ve oblik kuvvetler karşısında en dayanıklı dişin sağlıklı diş, vertikal kuvvetler karşısında ise en dayanıklı dişin, MTA uygulanmış diş olduğu bulundu. Dişte oluşan stres miktarları değerlendirildiğinde MTA'nın kullanılan diğer materyallere göre dişi travmatik kuvvetlere karşı daha dayanıklı hale getirdiği görüldü. Ancak bu konuda literatürde yeterince çalışma bulunmadığından daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

**Anahtar Kelimeler:** Sonlu elemanlar analizi, Dental travma, Stres dağılımı, İmmatür diş

## **SUMMARY**

REPUBLIC of TURKEY  
SELCUK UNIVERSITY FACULTY of DENTISTRY

### **EVALUATION OF STRESS CAUSED BY TRAUMA FROM DIFFERENT DIRECTIONS BY USING FINITE ELEMENT ANALYSIS IN IMMATURE TEETH**

**Selin BİLGİN ÖZDEMİR**

**Department of Pediatric Dentistry**

**MASTER THESIS/ KONYA-2017**

Dental traumatic injuries are one of the most important types of maxillofacial traumas. Dental injuries due to trauma are most frequently seen in permanent teeth, ages 8-12, and the most commonly affected teeth are maxillary central teeth. At this stage, a traumatic effect that may occur and may affect teeth vitality and root development and may stop root growth. Endodontic treatment of immature teeth has been a problem due to their wide, open apices, and thin dentin walls. These teeth are very susceptible to fracture.

The purpose of this thesis is; in which region of the tooth and how intense the stress will occur in a secondary trauma that can occur after an endodontic treatment with an open apex tooth with different materials is determined using the finite element method. At the same time, it is to have an idea about the intensity of the stresses occur, depending on the root canal filling material used, and which root canal filling material can make the tooth more resistant to trauma.

In our study, four different groups of teeth were formed by creating a three dimensional tissue model of the teeth with open apex. It was simulated as;

Group 1; Healthy tooth model,

Group 2; The canal-filled tooth model with MTA,

Group 3; The canal-filled tooth model with Biodentine,

Group 4; The canal-filled tooth model with Gutta-percha.

Using finite element analysis, 100 N, 500 N and 800 N forces were applied to the groups in horizontal, oblique and vertical directions. As a result of the applied forces, von Mises stress and deformation amounts in the teeth tissues were evaluated.

As a result; horizontal and oblique forces against the most resistant teeth healthy teeth, vertical forces against the most resistant teeth, MTA applied tooth was found. When the amount of stress on the teeth was evaluated, it was seen that the MTA made it more resistant to teeth against traumatic forces than the other materials used. However, since there is not enough work in the literature in this regard, more work is needed.

**Keywords:** Finite Element Analysis, Traumatic Injury, Stress distribution, Immature Apex.



## 1. GİRİŞ

Diş hekimliğinde, diş çürüğünden sonra acil başvuru sebeplerinden birisi de dental travmalardır. Dentoalveolar yaralanmalar; diş hekiminin tedavi konusunda zorlandığı, hem aile hem de çocuk için ileri düzeyde stres oluşturan durumlardır (Alaçam 2012). Orofasiyal komplekste meydana gelen travmatik yaralanmaların, yapılan popülasyon çalışmalarında çeşitli bulgular gösterdiği bilinmektedir. Orofasiyal kompleks, vücut oranının % 1'ini oluşturmasına rağmen total yaralanmaların % 5'ini oluşturmaktadır (Andersson 2008). Çocuklarda bu oran artmakla birlikte travmatik dental yaralanmaların sıklığı özellikle okul çağı çocuklarında % 15-30 olarak rapor edilmiştir (Marcenes ve Murray 2001).

Orofasiyal komplekste meydana gelen travmalar en çok dişleri ve çevresindeki dokuları etkilemektedir. Çocukların daha fazla maruz kaldığı bu tip yaralanmalar, genellikle düşme, şiddet, trafik veya spor kazaları nedeniyle meydana gelmektedir (Andreasen 1970).

Gassner ve ark'nın yaptıkları bir çalışmada, 9543 hasta değerlendirilerek diş yaralanmalarının etyolojik sebepleri incelenmiş ve bu sebeplerin % 38'inin günlük yaşam aktivitelerinden, % 31'inin spordan, % 12'sinin şiddetten, % 12'sinin trafik kazalarından, % 5'inin iş kazalarından ve % 2'sinin de diğer sebeplerden kaynaklandığı bildirilmiştir (Gassner ve ark 2003).

Dentoalveolar yaralanmalar direkt ya da indirekt olarak meydana gelebilir. Kuvvetin doğrudan dişe gelmesiyle direkt ya da alt çeneye gelen darbenin üst çeneye iletilmesiyle yani indirekt olarak oluşabilir. Genellikle ön bölgede oluşan hasarlar direkt travmadan kaynaklanırken, premolar ve molar dişlerde oluşan kron-kök kırıkları veya kondil ve simfizde meydana gelen çene kırıkları indirekt travmadan kaynaklanır (Andreasen 1970).

Travmatik diş yaralanmalarının görülme sıklığı çalışmaların yapılmış olduğu ülkeye, değerlendirilen yaş grubuna, cinsiyete ve etyolojik faktörlere göre değişkenlik göstermekle beraber genel bir kanı olarak; travmaya bağlı yaralanmalar, sıklıkla 8-12

yaş gruplarındaki çocuklarda meydana gelmektedir. En sık etkilenen dişler ise maksiller santral dişlerdir (Andreasen 1970, Altay ve Gungor 2001, Saroglu ve Sonmez 2002, Lawley ve ark 2004, Talati ve ark 2007).

Çocuklarda meydana gelen dental travmalar, erişkinlerden çok daha fazla önem taşımaktadır. Bunun nedeni gelişmekte olan diş ve çenelerde, travmanın dişte kırık, çatlak, kanama, şişlik ve ağrı dışında çeşitli gelişimsel bozukluklara da sebep olmasıdır. Bu aşamada travmatik etki, dişin vitalitesini ve kök gelişimini etkileyebilir ve dişin kök gelişimini durdurabilir (Rafter 2005).

Daimi dişlerde kök gelişiminin tamamlanması, dişler sürdükten sonra yaklaşık 3 yılı bulmaktadır (Rafter 2005, Simon ve ark 2007). Bu süre zarfında dişte meydana gelen irreversibl pulpitis ya da dişin nekroze olmasına sebep olabilecek bir travma kök gelişimini etkileyebilir. Gelişimi durmuş bir dişte apikale doğru açılan kök kanal duvarlarının inceliği ve apeksin çok geniş olması yapılacak olan endodontik tedavide güçlük yaratır. Bu tür olgularda diş hekiminin amacı canlılığını yitiren dişin kök oluşumunu indükleyici bir tedavi uygulamak olmalıdır (Alaçam 2012).

Nekroze olmuş, geniş açık apeksli ve ince dentinal duvarlı dişlerin endodontik tedavisi ilgi çekici olmasına rağmen hekim açısından da oldukça zordur (Rafter 2005, Cauwels ve ark 2010, Elnaghy ve Elsaka 2016). Bu dişlerin tedavisi için önerilen tedavi protokolü, apeksifikasyon tedavisidir ve başarı oranı da oldukça yüksektir (Rafter 2005, Talati ve ark 2007, Elnaghy ve Elsaka 2016).

İmmatür dişlerde kök dentin duvarlarının zayıf olması, kök kırığı görülme sıklığını arttırmaktadır (Cvek 1992, Hemalatha ve ark 2009). Olgunlaşmamış dişlerin apeksifikasyonu için bugüne kadar birçok materyal önerilmiştir. Kalsiyum hidroksit, yıllarca yüksek pH ve antimikrobiyal etkinlikleri nedeniyle kök ucu açık dişlerde apikal bariyerin indüksiyonu için kullanılmıştır (Mohammadi ve Dummer 2011). Bununla birlikte, kalsiyum hidroksitin bazı dezavantajları bulunmaktadır. Yapılacak olan tedavi 1 yıla kadar uzayabilir ve bu uzun vadeli kalsiyum hidroksit tedavisi olgunlaşmamış dişlerin kırılma direncini azaltabilir (Andreasen ve ark 2002). Güncel bir materyal olan Mineral Trioksit Agregat (MTA) ise apikal bariyer sağlaması için kalsiyum hidroksit tedavisine alternatiftir. Kalsiyum hidroksit tekniğine kıyasla MTA

apeksifikasyonunun avantajlarından birisi, sonradan oluşabilecek servikal kök fraktürü riskini azaltmaktır (Damle ve Loomba 2012).

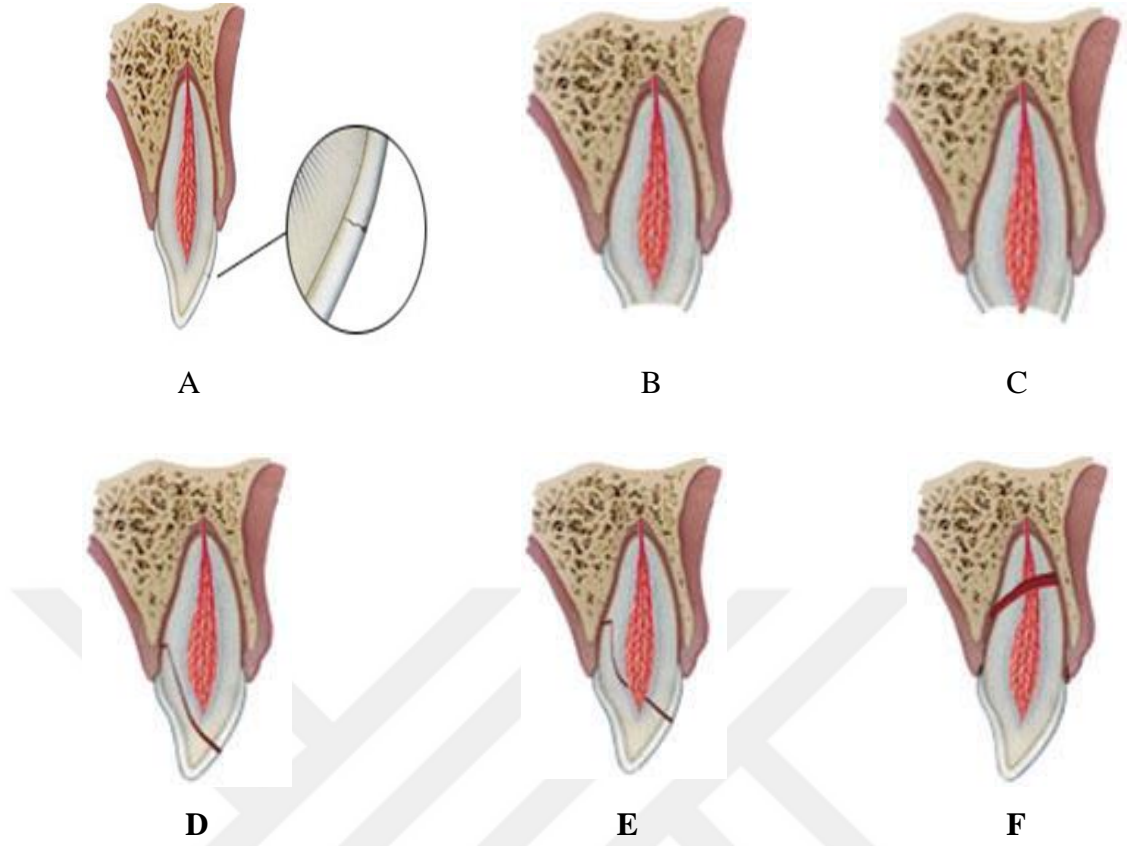
Dişlere, kemiğe, yumuşak dokulara ve diş tedavilerinde kullanılan materyallere gelen fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler bu bölgelerde stres oluşumuna yol açarlar. Dişhekimliğinde kullanılan materyallerin mekanik dayanıklılıklarının artırılması ve dental yapılarda oluşan streslerin belirlenmesi amacıyla, bu yapıların stres analizlerinin yapılması son yıllarda oldukça önem kazanmıştır. Başarılı bir restorasyon yapılabilmesi için dental materyallerin mekanik özelliklerinin, çiğneme kuvvetleri ya da travma karşısındaki stres ve gerilmelerinin net bir şekilde anlaşılması gerekmektedir (Craig 1997).

### **1.1. Travma Sınıflaması**

Diş yaralanmaları uzun yıllardır farklı şekilde sınıflandırılmış olmakla birlikte Dünya Sağlık Örgütünün (WHO) Sınıflaması, Glendor, Marcenes ve Andreasen tarafından modifiye edilerek son şeklini almıştır (Andreasen ve ark 2007).

#### **1.1.1. Sert Dokuları ve Pulpayı İçeren Yaralanmalar**

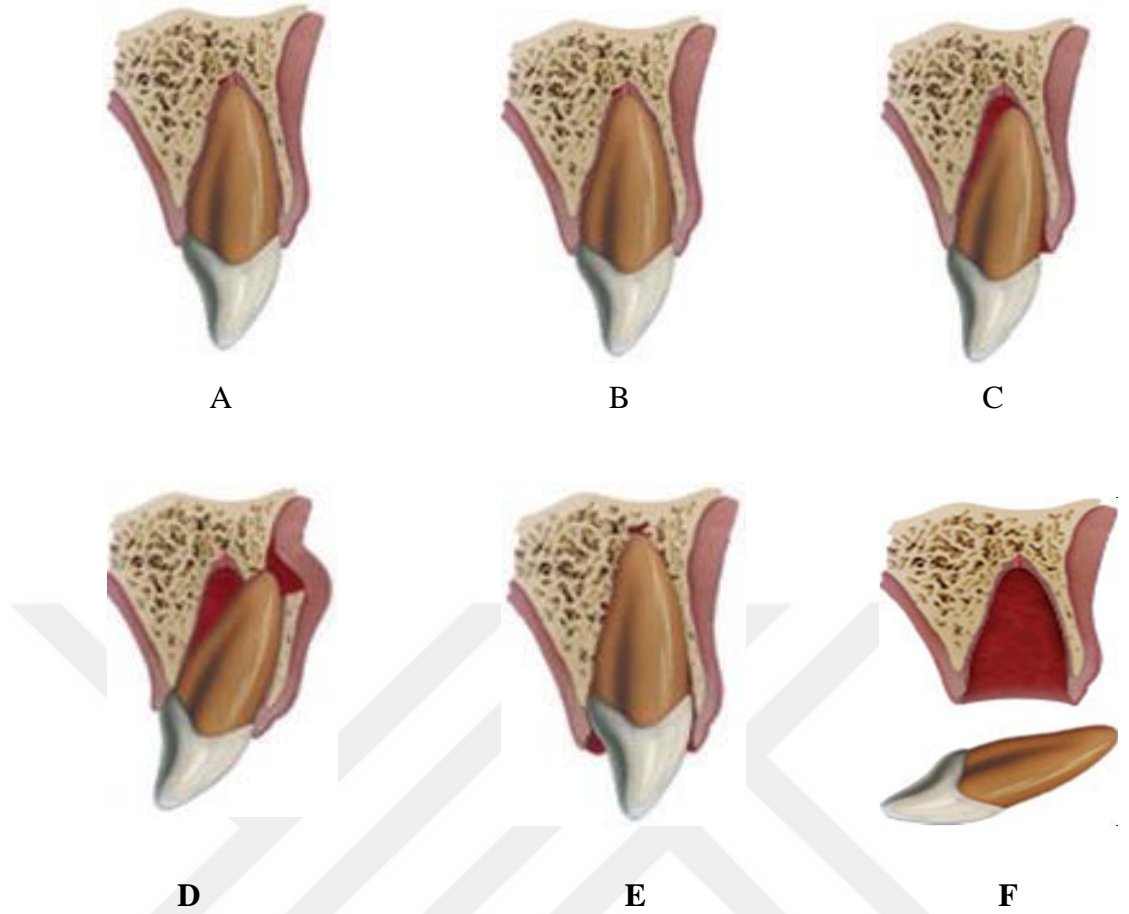
- a) Minenin tam olmayan kırığı: Diş yapısında kayıp oluşturmadan minede görülen çatlaklardır.
- b) Komplike olmayan kron kırığı: Pulpayı içermeyen fakat mine veya mine ve dentinde oluşan yapı kaybıdır.
- c) Komplike kron kırığı: Pulpanın açığa çıktığı mine ve dentin kırığıdır.
- d) Komplike olmayan kron kök kırığı: Mine, kron ve kök dentinini ve sementi içeren kırıktır.
- e) Komplike kron kök kırığı: Mine, kron ve kök dentinini ve sementi içeren, pulpanın açığa çıktığı kırıktır.
- f) Kök kırığı: Sement, dentin ve pulpayı içeren kök kırığıdır (Andreasen ve ark 2007).



**Şekil 1.1.** A. Minenin tam olmayan kırığı B. Komplike olmayan kron kırığı C. Komplike kron kırığı D. Komplike olmayan kron kök kırığı E. Komplike kron kök kırığı F. Kök kırığı (DiAngelis ve ark 2012).

### 1.1.2. Periodontal Doku Yaralanmaları

- Sarsılma: Dişte anormal gevşeme ve yer değiştirmenin görülmediği, fakat perküsyona olan duyarlılığın belirli derecede arttığı yaralanmalardır.
- Sublüksasyon: Dişin yer değiştirme göstermediği, ancak destek doku kaybına bağlı olarak anormal gevşeme ve mobilite meydana geldiği yaralanmalardır.
- Ekstrüzyon: Dişin alveol socketin dışına doğru kısmi olarak yer değiştirdiği yaralanmalardır.
- Lateral lüksasyon: Dişin aksiyal yönden farklı bir yöne doğru yer değiştirdiği ve alveol kırığının da eşlik ettiği yaralanmalardır.
- İntrüzyon: Dişin alveol içerisine doğru yer değiştirdiği ve alveollerin de dahil olduğu yaralanmalardır.
- Avülsiyon: Dişin alveol socketinden tamamen çıktığı yaralanmalardır (Andreasen ve ark 2007).



**Şekil 1.2. A. Sarsılma B. Sublüksasyon C. Ekstrüzyon D. Lateral lüksasyon E. İntrüzyon F. Avülsiyon (DiAngelis ve ark 2012).**

### 1.1.3. Destek Doku Yaralanmaları

- Maksiller alveolün dahil olduğu (İntrüzyon ve lateral lüksasyonla birlikte gözlenir)
- Mandibular alveolün dahil olduğu
- Maksiller alveolar duvarının kırığı
- Mandibular alveolar duvarının kırığı
- Maksiller alveolar proçes kırığı
- Mandibular alveolar proçes kırığı
- Maksilla kırığı
- Mandibula kırığı (Andreasen ve ark 2007).

#### 1.1.4. Dişeti ve Ağız Mukozası Yaralanmaları

- a) Dişeti ve ağız mukozasında yırtılma (laserasyon)
- b) Dişeti ve ağız mukozasında ezilme (kontüzyon)
- c) Dişeti ve ağız mukozasında aşınma (abrazyon) (Andreasen ve ark 2007).

#### 1.2. Kök Gelişim Embriyolojisi

Kök gelişiminin bilinmesi, pulpa dokusu diş çürüğü ya da travma gibi sebeplerle hasar görmüş immatür dişlerin endodontik tedavilerinde önemli bir faktördür. Embriyolojik gelişimin çan oluşum evresinden sonra, iç ve dış mine epitel, servikal bölgede birleşerek Hertwig epitel kök kınını oluştururlar. Bu bölgeden itibaren yeni bir epitel proliferasyonu başlar ve kökün şekline uygun iki katlı epitel hortumu oluşur. Hertwig epitel kök kınının iç kısmını oluşturan epitel hücreleri mezenşimal hücreleri organize ederek dental papilla hücrelerinin bir kısmını odontoblastlara farklılaştırır. Odontoblastların farklılaşmasıyla birlikte bölgede kök dentini oluşmaya başlar. Hertwig epitel kök kını apikal doğrultuda gelişimini sürdürürken iç kısımda dentin oluşumu da devam etmektedir (Rafter 2005, Simon ve ark 2007).

Kök gelişimi apikale yakın bir sahaya ulaştığında Hertwig epitel kök kını işlevini tamamlar ve kının devamlılığı kaybolur. Kının devamlılığını kaybetmesi sonucunda kök dentini ile bağ dokusu birbirleriyle etkileşime geçer ve bu etkileşim, bağ dokusundan farklılaşan sementoblastların sement dokusunu oluşturmaya başlamasıyla devam eder. Kök gelişimi sırasında kök boyu uzadıkça kron ağız boşluğuna doğru sürmeye başlar ve oluşan boşluk kök oluşumu için gerekli yeri sağlar (El-Nesr ve Avery 2006).

Kök ucunun gelişimi, dişin sürmesini tamamlayıp antagonist diş ile oklüzyona ulaşmasından sonra da devam eder. Daimi diş, sürdükten sonra 3 yıl içerisinde apeks gelişimini tamamlar ve bu süreç sonuna kadar diş açık apekslidir. Dişin apeksi bu süreç içerisinde periapikal dokularla geniş bir alanda bağlantılıdır ve çürük, travma veya çeşitli anomaliler nedeniyle pulpa dokusunda nekroz oluşumu gerçekleşirse kök gelişimi durur (Rafter 2005). Kök gelişiminin durması kök kanal sisteminin geniş, kök dentin duvarlarının ince, zayıf ve apeksin açık kalmasına sebep olur (Hemalatha ve ark 2009).

### 1.3. Apeksifikasyon

Apeksifikasyon, apeks oluşumu tamamlanmamış devital bir dişin apikal açıklık bölgesinde kalsifik doku oluşumu ile kök ucunun kapanmasını ve tamir edilmesini sağlayan bir tedavi yöntemidir. Sert doku bariyeri oluşmasını sağlayan bu kalsifik yapılar histolojik olarak osteosement, osteodentin, kemik veya her üçünün birlikteliği şeklinde oluşabilir (Alaçam 2012). Apikal bölgede sert doku engelini oluşumunu indüklemek için günümüze kadar amalgamda dahil olmak üzere trikalsiyum fosfat, kollojen, osteojenik protein-1, kemik büyüme faktörleri, MTA ve antibakteriyellere kadar pek çok materyal kullanılmıştır (Schumacher ve Rutledge 1993, Wiscovitch ve Wiscovitch 1995). Apeksifikasyon yöntemleri, kalsiyum hidroksit apeksifikasyonu ve tek seans yapılan apeksifikasyon olmak üzere 2'ye ayrılır.

#### 1.3.1. Kalsiyum Hidroksit Apeksifikasyonu

Apikal bir bariyer oluşumunu teşvik etmek için kalsiyum hidroksitin kök kanal sistemine uygulanması, klasik tedavidir. Kalsiyum hidroksit indüksiyonu ile apikal kapanmanın sağlanmasının ardından dişin daimi kök kanal dolgusu tamamlanır. Kök ucu gelişiminde yararlanan bu indüksiyon tekniği ilk defa Frank tarafından yayınlanmış ve literatürlere "Frank tekniği" olarak geçmiştir (Frank 1966). Sheehy ve Roberts tarafından hazırlanmış bir derlemede, kalsiyum hidroksitle yapılan apeksifikasyon tedavilerinde % 74-100 oranında başarı bildirilmiştir (Sheehy ve Roberts 1997).

Kalsiyum hidroksit, apeksifikasyon tedavisinde yıllarca başarılı bir şekilde kullanılmıştır. Etki mekanizması tam olarak bilinmemektedir fakat hidroksil iyonlarının serbestlenmesi sonucunda pH'ın artmasıyla, onarımın ve kalsifikasyonun sağlanması için uygun bir ortam oluşturduğu tahmin edilmektedir (Tronstad ve ark 1981, Staehle ve ark 1989, Tait ve ark 2005). Alkali pH, enflamasyonun asidik reaksiyonlarına karşı lokal bir tampon görevi yapmakta, osteoklastlar tarafından salgılanan laktik asidi nötralize ederek mineralize dokuların daha fazla parçalanmasını önlemektedir (Anthony ve ark 1982, Foreman ve Barnes 1990). Kalsiyum ve hidroksil iyonları ile birlikte yüksek pH'ın, sert doku oluşumunda önemli bir rol oynayan

alkalen fosfataz enzimini aktive ettiği bildirilmiştir (Tronstad ve ark 1981, Anthony ve ark 1982, Torneck ve ark 1983).

Materyalin yüksek pH'ının sert doku oluşumunu teşvik etmede önemli bir rolü olduğu bilinmektedir. Ancak ortamın mikroorganizmalardan arındırıldığı durumlarda apikal bariyer oluşumunun daha başarılı olduğunun bulunması kalsiyum hidroksitin antibakteriyel özelliklerini de ön plana çıkarmaktadır (Alaçam 2012).

Kalsiyum hidroksitin, enterokokları tamamen öldürmesi için kanal içinde 24 saat temas süresine ihtiyacı vardır. Yavaş etkili bir antiseptiktir ve 1 haftalık temas periyodu % 92,5 bakteriyel azalma sağlar (Safavi ve ark 1985, Safavi ve ark 1990). Buna ek olarak, kalsiyum hidroksit, bakteriyel lipopolisakkaritin lipid parçasını hidrolize eder ve biyolojik aktivitesini durdurur. Böylece periradiküler dokuda lipopolisakkarit kaynaklı iltihaplanmanın engellenmesine yol açar. Bu özelliği kalsiyum hidroksitin en önemli yeteneklerinden birisidir (Safavi ve Nichols 1993). Aynı zamanda açığa çıkan hidroksil iyonları yüksek derecede oksidan özellik gösterir ve bakterilerin sitoplazmik membranına ve DNA'sına zarar verdiği gibi protein denatürasyonu da yapar (Rafter 2005).

Bu prosedür, apikal sert dokunun oluşumu kontrol edilinceye kadar intrakanal kalsiyum hidroksit ilacının düzenli olarak değiştirilmesi şartıyla, 18 ay sreye kadar uzayabilir (Trope 2010). Bu sürecin uzun süre devam ettirilmesi gerekliliği bazı dezavantajlara sahip olabilir. Kök dentinin kalsiyum hidroksite uzun süre maruz bırakılmasının dentin kollajenini olumsuz etkileyebileceği ve kırılmaya direncinin azaldığı yapılan çalışmalarda vurgulanmıştır (Andreasen ve ark 2002).

Tedavinin uzun sürmesi, geçici yapılan restorasyonların kırılmasına, düşmesine ve seanslar arası kontaminasyona yol açar. Aynı zamanda hasta uyumu ve takibi de zordur. Tedavi süresince dentin sertliğinde meydana gelen azalma servikal kök kırıklarına sebep olabilir (Rafter 2005, Trope 2010). Cvek, servikal kırığın, kök gelişim evresine bağlı olarak % 28-77 insidansıyla uzun süreli kalsiyum hidroksit tedavisi gören olgunlaşmamış dişlerde en yaygın olduğunu bildirmiştir (Cvek 1992). Andreasen ve ark'nın yaptığı başka bir çalışmada ise 1 yıl sreye intrakanal olarak kalsiyum hidroksit uygulanmış dişlerin kırılma dirençlerinde % 50 oranında azalma



meydana gelmiştir (Andreasen ve ark 2002).

### **Kalsiyum Hidroksitle Apeksifikasyon Uygulaması**

Uygun ve yeterli bir giriş kavitesi aletlerin daha rahat bir şekilde çalışmasını ve kök kanallarının etkili olarak temizlenmesini sağlar. Kök kanal duvarlarının aşırı preparasyonu kök kırığı riskini arttıracak gibi apikal açıklığın da zarar görmesine sebep olabilir. (Alaçam 2012).

İmmatür dişlerin tedavisinde kök kanallarının genişliği geleneksel eğeleme işlemlerinin uygulanmasını imkansızlaştırır. Bunun sebebi ise en geniş kanal eğelerinin bile kanal duvarları arasında sıkışmamasıdır. Çevresel eğeleme işleminin uygulanması bu nedenle daha doğru olmaktadır. Çalışma boyu radyografik olarak tespit edildikten sonra genişletme işlemine geçilir. Kök ucu açık olan dişlerde 120-140 numaraya kadar genişletme yapılır. İlk seansta artık nekrotik dokuların eritilerek uzaklaştırılması için % 5,25'lik sodyum hipoklorit (NaOCl) kullanılır. Sonraki randevularında iyileşen periapikal dokuların kimyasal olarak etkilenmemesi için düşük konsantrasyonlarda NaOCl ya da serum fizyolojik kullanımı önerilir. Kanalların kurulanması kağıt konilerle sağlanırken mutlaka çalışma boyuna dikkat edilmelidir (Alaçam 2012).

Enfeksiyon kontrolü sağlandıktan sonra kanallar değişik çaplardaki endodontik tepiciler yardımıyla kalsiyum hidroksit ile doldurulur. Bu teknikten sonuç alınabilmesi için patın periapikal dokularla temasa geçecek şekilde radyografik apekse kadar kondanse edilmesi gerekir (Alaçam 2012).

Kalsiyum hidroksit patının hangi sıklıkta değişmesi gerektiği hala tartışma konusudur. Hastalar genellikle 6 hafta sonra tekrar çağırılır ve pat değiştirilir. Sonraki seanslar kalsifiye bariyer tamamlanıncaya kadar 3 ay aralıklarla olmaktadır. Her seansta pat değiştirilir. Ancak bazı durumlarda pat daha erken değiştirilmek zorunda kalınabilir. Radyografik olarak kalsiyum hidroksitin kök kanalında erimesi ya da çıkartılırken nemli olması bize patın değiştirilmesi gerektiğini gösterir. Kalsiyum hidroksitin antibakteriyel etkisinin en fazla bir hafta sürdüğü bilindiğinden ara seansların uzatılmaması gerektiği ve 1 ayı geçen yenileme seanslarında patın doku

sıvıları etkisiyle eriyerek kanal içinden boşalmasına ve tekrarlayan enfeksiyonlara sebep olabileceği bildirilmiştir (Trope 2010).

Yeterli bir apikal tıkama elde edildikten sonra uygun olan dolum tekniği kullanılarak güta-perka ile doldurulur (Alaçam 2012).

### **1.3.2. Tek Seans Yapılan Apeksifikasyon**

Geleneksel apeksifikasyon yönteminin bazı olumsuzlukları nedeniyle Morse ve ark, tek seans yapılan apeksifikasyon yöntemini ortaya atmışlardır (Morse ve ark 1990). Tek seans yapılan apeksifikasyon; dışın apikaline biyouyumlu bir materyalin, kondanse edilmesi ve yapay bir sert doku engeli oluşturması olarak tanımlanabilir. Bunun amacı kök kanalının hemen doldurulmasına olanak sağlayacak apikal bir tıkama sağlanmasıdır. Yapılan bu işlemle kök ucu kapanması teşvik edilmez sadece yapay bir apikal tıkaç oluşturulur (Alaçam 2012).

### **MTA Apeksifikasyonu**

MTA, Mahmoud Torabinejad tarafından Loma Linda Üniversitesi, Kaliforniya'da geliştirilmiş ve ilk olarak materyalin literatürde bahsedilişi Lee ve ark tarafından 1993 yılında olmuştur (Lee ve ark 1993, Rao ve ark 2009). Endodontik kullanım için 1998 yılında Amerika Birleşik Devletleri Gıda ve İlaç İdaresi'nden onay almıştır (Schmitt ve ark 2001). Başlangıçta kök ucu dolgu materyali olarak geliştirilmiş olan MTA daha sonra, pulpa kaplaması, pulpektomi, apeksifikasyon ve apeksogenezis tedavilerinde, kök ve furkasyon perforasyonlarının tamirinde, kök kanal dolgu patı olarak ve devital beyazlatma işlemlerinde bariyer olarak kullanılmıştır (Torabinejad ve Pitt Ford 1996, Parirokh ve Torabinejad 2010).

MTA, içerik olarak; nem varlığında sertleşen ince trioksitleri (trikalsiyum oksit, silikat oksit ve bizmut oksit) ve diğer hidrofilik partikülleri (trikalsiyum silikat, trikalsiyum alüminat) barındırır. Genel içerik ve yapı olarak Portland simanına benzemekle birlikte aralarındaki en önemli farklılık MTA'nın yapısında potasyum yerine bizmut oksitin bulunmasıdır (Rao ve ark 2009, Parirokh ve Torabinejad 2010).

İlk geliştirilen gri MTA'nın renklendirme potansiyelinden dolayı, özellikle ön dişlerde kullanılabilmesi için beyaz renkli MTA üretilmiştir. Beyaz MTA'da demir, alüminyum ve magnezyum daha az oranlarda bulunmaktadır (Parirokh ve Torabinejad 2010). Ayrıca beyaz MTA içeriğinde boyutsal değişikliği sınırlı olan daha küçük çaplı partiküller ihtiva etmektedir (Rao ve ark 2009).

Witherspoon ve ark, MTA'nın sert doku oluşumu için bir iskele sağladığını ve daha iyi bir biyolojik tıkaç olduğunu ileri sürerek apeksifikasyon tedavisinde kullanımı için bir yöntem tanımlamışlardır. Bu yöntemin immatür devital dişlerin tedavisinde geçerli bir seçenek ve kalsiyum hidroksit apeksifikasyonuna etkili bir alternatif tedavi olduğunu bildirmişlerdir (Witherspoon ve ark 2008).

Mükemmel biyouyumluluk ve sızdırmazlık, osteogenezis ve sementogenezis oluşturma özellikleri vardır (Sarkar ve ark 2005, Dreger ve ark 2012). Malzemenin sertleşme reaksiyonu tamamlandıktan sonraki pH değeri 12,5 olarak belirlenmiştir ki, bu da kalsiyum hidroksit ile kıyaslanabilir düzeydedir (Schwartz ve ark 1999). Sertleşme reaksiyonu 24 saatten uzun sürmekle birlikte, materyalin sertleşmesi kan veya su varlığından etkilenmemektedir. MTA'dan serbest bırakılan kalsiyum iyonu doku sıvılarındaki fosfatlarla reaksiyona girerek dış temas yüzeyinde hidroksiapatit kristalleri oluşturur (Sarkar ve ark 2005, Bird ve ark 2012). Materyalin biyouyumluluğu, örtücülük yeteneği ve dentinojenik aktivitesinde bu fizikokimyasal reaksiyon sunucunda oluşan hidroksiapatitin rol oynadığı ileri sürülmektedir (Bird ve ark 2012).

MTA'nın sitokin ve interlökin salınımını stimüle etmesi bu materyalin biyoaktif bir ajan olduğunun kanıtıdır. Yapılan çalışmalarda sert doku formasyonunu teşvik ettiği görülmüştür (Koh ve ark 1997, Koh ve ark 1998).

MTA apeksifikasyonunun kalsiyum hidroksite göre avantajları; sonradan oluşabilecek servikal kök kırığı riskini azaltmak, dentinin mekanik özelliklerini korumak ve tedavi süresinin kısılmasını sağlayarak hasta uyumunu arttırmaktır (Damle ve Loomba 2012). Bugüne kadar; MTA, apeksifikasyon/apeksogenezis prosedürlerinde oldukça popülerleşmiştir. Fakat uzun sertleşme süresi, pahalı olması, kullanım zorlukları ve dişte renklenme yapabilmesi MTA'nın geliştirilmesi gereken

önemli özelliklerindedir (Boutsioukis ve ark 2008).

### **MTA Apeksifikasyonunun Uygulanması**

İlk seansta rubber-dam izolasyonu sağlandıktan sonra kanal preparasyonu ve irrigasyonu yapılır. Bu sırada radyografik olarak çalışma boyu da belirlenir. Kök kanal sisteminin dezenfeksiyonunu sağlamak için kalsiyum hidroksit uygulaması yapılarak bir hafta beklenir (Alaçam 2012).

Bir haftanın sonunda kalsiyum hidroksit irrigasyon ile uzaklaştırılarak kanal kağıt konularla kurutulur. Üretici firmanın önerilerine uyularak MTA karıştırılır ve kanal içerisine özel taşıyıcısı ile yerleştirilir. Apikal bölgede 3-4 mm'lik bir MTA tıkaçı sağlanır ve radyografi alınarak kontrol edilir (Alaçam 2012).

Materyalin sertleşmesini sağlayabilmek için üzerine nemli bir pamuk pelet ve geçici dolgu maddesi konulur. Yeterli sertleşmesi sağlanıncaya kadar (1-3 gün/1 hafta) beklendikten sonra daimi kanal dolgusu yapılır. Kalan kanal kavitesi termoplastik güta-perka tekniği ile doldurulur (Alaçam 2012).

### **Biodentin**

Son yıllarda MTA'ya benzer özellikler gösteren kalsiyum silikat esaslı materyaller oldukça popüler olmuştur. Yeni bir materyal olan biodentin, 2009 yılında piyasaya sürülmüş olup kullanım alanları bakımından MTA'ya bir alternatiftir. Biodentin, endodontik onarım (kök perforasyonları, apeksifikasyon, rezorbtif lezyonlar ve endodontik cerrahide retrograd dolgu maddesi) ve pulpa kaplaması gibi geniş bir uygulama yelpazesine sahiptir ve dentin replasman materyali olarak diş hekimliğinde kullanılmaktadır. Biyoaktif bir ajan olup mekanik özellikleri dentine benzemektedir. Vital pulpa üzerinde olumlu etkileri vardır ve tersiyer dentin oluşumunu stimüle eder (Laurent ve ark 2012, Camilleri 2013).

MTA tabanlı teknoloji kullanılarak formüle edilmiştir. Bu formülasyonda fiziksel özellikler oldukça geliştirilmiştir (Biodentine Scientific file 2010).

Biodentinin içeriğinde; trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, kalsiyum karbonat, demir oksit ve zirkonyum oksit; likitinde ise hızlandırıcı olarak kalsiyum klorid bulunmaktadır. Sertleşme süresinin yaklaşık olarak 9-12 dk olması ve kullanım kolaylığı MTA'ya kıyasla avantajları arasındadır (Biodentine Scientific file 2010). Aynı MTA gibi biyouyumludur ve biyolojik aktiviteleri benzerdir. Materyal, çözündüğünde kalsiyum salınması ile karakterizedir (Camilleri 2008, Camilleri ve ark 2012). Doku sıvısı ile temas halindeyken hidroksiapatit kaynağı olarak işlev görür (Grech ve ark 2013). Sıkıştırma kuvveti ve elastisite modülü dentine yakındır (Biodentine Scientific file 2010). Grech ve ark yaptıkları bir çalışmada biodentinin kıyaslandığı diğer materyallere göre daha yüksek basınç dayanımı gösterdiğini bulmuşlardır (Grech ve ark 2013).

Yapılan çalışmalarda MTA ve biodentinin fraktür dirençleri benzer bulunmuştur (Elnaghy ve Elsaka 2016). Biodentin ayrıca biyoaktivite, biyouyumluluk ve biyomineralizasyon özelliklerinden dolayı endodontik tamir materyali olarak da kullanılmıştır (Laurent ve ark 2012). Yalnız henüz immatür devital dişlerin apeksifikasyon tedavisinde uzun süreli kırılma direncinin etkisi üzerinde çalışılmamıştır.

### **Güta-perka**

Endodontik kök kanal tedavisinde kanalların homojen, inert ve boyutsal olarak stabil, fizyolojik olarak kabul edilebilir ve kök kanallarının iç şeklini alabilecek plastik kıvamda, manipüle edilebilen bir materyalle doldurulması tercih edilmektedir. Endodontide en sık kullanılan dolum materyali güta-perka olmasına ve geliştirilen sunum şekillerine rağmen kusursuz bir dolgu maddesi değildir. Dentine doğrudan bağlanmayan güta-perka, kök kanal duvarlarıyla arasında sızdırmazlık sağlayabilecek bir pat ile beraber kullanılmaktadır. Kök kanal dolgusunun başarısı kullanılan pata, kanal dolum materyaline, dolum yöntemine ve kanalların anatomik yapısına bağlı olarak değişmektedir (Alaçam 2012).

Güta-perkanın sıkıştırılabilirlik özelliği en önemli avantajlarından ve sıkıştırma teknikleri ile kanal duvarlarına sızdırmaz bir şekilde adaptasyonu sağlanır. Toksisitesi oldukça düşük, ebatları olarak stabil ve radyoopaktır. Isıtıldığı zaman

plastik özellik kazanır ki bu özellik ısıtılmış güta-perka tekniklerinin uygulanabilmesini mümkün kılmaktadır (Alaçam 2012).

Güta-perka konları, kök ucu kapalı dişlerde kökün kanal formasyonuna uyumlu olacak şekilde konik üretilmişlerdir. Kök ucu açık dişlerde ise termoplastik güta-perka kök kanal dolum tekniklerini uygulamak daha doğru olmaktadır (Tagger ve ark 1984, Tait ve ark 2005).

Güta-perka'nın en büyük dezavantajlarından biri diş yapısını yeterince kuvvetlendirememesidir. Yapılan in-vitro çalışmalarda immatür dişlerin kökünün güta-perka ile doldurulmasının kalan kökü yeterince güçlendirmediği görülmüştür (Bortoluzzi ve ark 2007, Hemalatha ve ark 2009). Dentin dokusunun elastisite modülü 16.600 MPa (Megapascal) civarındadır (Huang ve ark 2005). Kanal dolum materyallerinin dentin dokusu ile benzer elastisite modülüne sahip olmaları önemlidir. Bu sayede dentin dokusu iç yüzeyinde oluşan ve dolgu maddesi ile dentin arasındaki bağlantının kopmasına neden olabilecek stres yoğunlukları engellenebilir. Bununla birlikte, güta-perka'nın elastisite modülünün sadece 77 MPa olması ve dentin duvarına adezyon kabiliyetinin olmaması nedeniyle diş yapısının kırılmaya karşı direnç göstermesi beklenmez (Williams ve ark 2006). Güta-perka kanal dolgu maddesi dişleri kuvvetlendiremediği gibi hiçbir işlem yapılmamış olan diş, güta-perka ile doldurulmuş dişe göre kırılmaya karşı daha dirençli de olabilir (Sornkul ve Stannard 1992).

#### **1.4. Stres Analiz Yöntemleri**

Dental travmanın kesin biyomekaniksel karakteristikleri ve bitişik dokulardaki etkileri geniş kapsamlı olarak bilinmemektedir. Bir travmatik dental yaralanmanın tahrip edici niteliğini tanımlayan/belirleyen bir dizi faktör vardır. Bunlar; gelen darbenin enerjisi, darbenin direnci, darbenin şekli ve çarpma kuvvetinin yönüdür. Teorik olarak, düşük hız darbeleri, diş yapısını rahat bırakarak destek yapılarına daha fazla hasar verme eğilimindedir; öte yandan yüksek hız etkisi, destekleyen dokulara en az zarar vererek diş kırığına daha fazla neden olur (Andreasen 1970).

Önceden yapılmış travma yaralanmaları araştırmalarında in vivo hayvan

modelleri kullanılmıştır (Andreasen 1976). Ancak bu çalışmalar çok pahalıdır ve etik çizgileri tartışılır seviyededir. İn vivo insan çalışmalarında, travmatik kuvvet uygulamak ise açık ve net bir şekilde etik olmamaktadır ve uzun vadeli prospektif insan çalışmaları, takip etme zorluklarından dolayı zaman alıcı ve masraflı olacaktır. İn vitro modeller yetersizlik nedeniyle sınırlıdır. Periodontal ligament gibi önemli yapısal elementleri doğru bir şekilde taklit etmek çok zordur. Ex vivo modeller de benzer şekildedir. Etki yayılımı ve dağılımını anlamak için yumuşak doku gibi ayrılmaz parçalar çok önemlidir (Olsen 2013).

Canlı dokuların, gelen kuvvetler karşısında nasıl bir tepki vereceğini tespit etmek, gerilme analizi yapmak oldukça zor, maliyeti yüksek, riskli ve bazen de imkansızdır (Magne 2007). Bu nedenle stres analiz çalışmalarını canlı malzemenin bir modeli üzerinde yapmak daha olasıdır. Bir cismin üzerine gelen kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgelerin görülmesi ve o cismin kuvvetler karşısında daha dayanıklı ve daha güçlü olabilmesi için nasıl bir yapıda olması gerektiğini önceden tespit etmek için çeşitli kuvvet analizleri yapılır (Çalikkocaoğlu 1996).

#### **Dişhekimliğinde kullanılmakta olan kuvvet analizi yöntemleri şunlardır:**

1. Gerilim ölçer ile analiz yöntemi
2. Fotoelastik analiz yöntemi
3. Holografik interferometre ile analiz yöntemi
4. Kırılma vernikle kaplama yöntemi
5. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi (Çalikkocaoğlu 1996, Ulusoy ve Aydın 2003)

Bu yöntemlerin ilk 4 tanesi deneysel yöntemler iken sonlu elemanlar yöntemi, fiziksel gerçeğin sayısal veya matematiksel olarak modellenmesi ile gerçekleştirilmektedir (Teke ve Keçeci 2012).

#### **1.4.1. Gerilim Ölçer (Strain Gauge) Analiz Yöntemi:**

Yük altında bulunan yapılarda oluşan doğrusal şekil değişikliklerinin tespitinde kullanılan alete gerilim ölçer denilmektedir. Bu aletlerin mekanik, mekanikoptik, optik, akustik, elektrik ve elektronik özelliklere sahip farklı çeşitleri ve

bu çeşitlerin de değişik uygulamaları vardır. Belirli bir yük uygulandığı zaman alet, o bölgedeki basınç miktarını gösterir (Çalikkocaoğlu 1996).

#### **1.4.2. Fotoelastik Analiz Yöntemi:**

Bu yöntemde kompleks yapılar içinde meydana gelen mekanik iç baskı ve stresler, gözle görülebilir ışık taslakları haline dönüşür. Yani fotoelastik yöntem, saydam cisimler içinden geçen polarize ışığın çift kırılması olayına dayanan optik bir olaydır. Polarize ışık hüzmesi, yüklenmiş bir materyalden geçtiği zaman maddeyi farklı hızlarda geçen dikey titreşimlere dönüşür. Bu faz farkı Polariskop cihazı ile gözlenir (Çalikkocaoğlu 1996, Ulusoy ve Aydın 2003).

#### **1.4.3. Holografik İnterferometre Analiz Yöntemi:**

Hologram, cisimlerin üç boyutlu görüntüsünü elde etmek için bir ışık kaynağından çıkan iki ışının karşılıklı etkisiyle meydana getirdiği mikroskobik gerilim saçaklarının kaydedilmesi işlemidir. Bu kayıt sırasında ışık kaynağı olarak lazer kullanılır (Çalikkocaoğlu 1996, Ulusoy ve Aydın 2003).

#### **1.4.4. Kırılğan Vernikle Kaplama Yöntemi:**

Brittle laquer adıyla da bilinen bu teknik ile kuvvet analizi, incelenecek olan model üzerine sürülen özel verniğin fırınlanmasından sonra kuvvet yüklenerek bölgede oluşan çatlakların yorumlanması esasına dayanır (Ulusoy ve Aydın 2003).

#### **1.4.5. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi:**

Sonlu elemanlar stres analizi (SESA) yönteminin temeli, sürekli ortamların daha küçük parçalara ayrılarak analitik şekilde modellenmesi ve böylece oluşan parçalar veya elemanlar ile ifade edilmesi esasına dayanır (Craig 1997).

SESA, tüm materyallerde meydana gelen stres (gerilim) ve gerinimleri (strain) hesaplamada kullanılabilen matematiksel bir mühendislik metodudur. Bu hesaplamalara canlı dokular da dahildir. SESA'da analiz edilecek canlı ya da cansız



yapıların modellenmesi gerçeğe en uygun biçimde yapılarak sayısal olarak ifade edilir. Çalışmalarda bu analizin kullanılması son yıllarda bilgisayar teknolojisinin de gelişmesiyle yaygınlaşmıştır. Bilgisayar desteği ile yapılan bu analiz diğer analizlerle kıyaslandığında gerçeğe daha yakın sonuçlar vermektedir. SESA yönteminde analizi yapılacak yapı sonlu sayıdaki parçalara bölünerek kuvvet karşısındaki durumu matematiksel olarak incelenir (Geng ve ark 2001, Srirekha ve Bashetty 2010).

SESA ilk olarak 1956 yılında havacılık endüstrisinde kullanılmaya başlanmıştır. Günümüzde havacılık ve uzay mühendisliği, otomotiv sektörü, biyomedikal, jeoteknik, elektromanyetik, hidrolik ve nükleer enerji mühendisliği alanlarında kullanılması fazlasıyla popülerleşmiştir (Shetty ve ark 2010, Srirekha ve Bashetty 2010). Bu alanlarda üretilmesi planlanan protiplerin üretilmeden önce bilgisayar ortamında yapılan analizlerle en uygun dizaynın oluşturulmasına yardımcı olan bir yöntemdir. Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analizi ile ilgili yapılan ilk çalışma Ledley ve Huang tarafından yapılmıştır. Bu çalışmada, matematik modeli elde edilmiş bir dişe çeşitli yönlerde kuvvetler uygulanmış ve bu kuvvetlerin dişi destekleyen kemik dokusunda meydana getirdikleri gerilmeler değerlendirilmiştir (Ledley ve Huang 1968). Yöntemin bugünkü anlamıyla diş hekimliğinde uygulanması Farah ve Craig tarafından yapılan bir çalışma ile başlamış ve son yıllarda birçok alanda kullanılmaya devam edilmiştir (Farah ve Craig 1974).

Diş hekimliğinde sonlu elemanlar analiz yöntemi şu alanlarda kullanılmıştır: (Mackerle 2004)

1. Dental materyaller
  - Diş ve katmanları (Mine, dentin, pulpa)
  - Amalgam
  - Kompozit rezinler, cam iyonomer simanlar ve yapıştırma simanları
  - Cam, seramik ve zirkonyum sistemler
  - Metaller ve metalik sistemler
  - Post ve kanal dolgu maddeleri
2. Oral ve maksillofasiyal yapıların mekaniği ve cerrahisi
  - Maksilla ve mandibula kırıkları ile bunların fiksasyonu, osteotomi
  - Temporomandibular eklem mekaniği,

- Periodontal ligament, alveol kemik, trabeküler kemik, kortikal kemik
  - İmplant materyalleri, mini vida ve plak
3. Ortodontik tedaviler, dişlerin hareket ettirilmesi, ortodontik apareyler
  4. Konservatif ve endodontik tedaviler, kavitelerin modellenmesi, kole defektleri, kök kanal sisteminin modellenmesi, kanal içi stresler, kanal eğeleri, irrigasyon sistemleri ve iğneleri,
  5. Dental restorasyonlar
    - Dolgu materyalleri
    - Kron ve köprü protezleri
    - Sabit ve parsiyel protezler
    - Dental implantlar
  6. Dizayn özellikleri
  7. Materyal özellikleri
  8. Kuvvet yüklemesi ve diğer parametreler
  9. Osseointegrasyon

Laboratuvarda yapılan testlerde SESA yönteminin birçok avantajı olduğu görülmüştür. Bu yöntemde değişkenlerle kolaylıkla oynanabilir, insan materyaline gerek duyulmaz ve standardizasyon azami olarak sağlanır. SESA, en yüksek gerilme ve yer değiştirme noktalarını görselleştirmeye ve bunları daha iyi anlamamıza yardımcı olur (SrIREkha ve Bashetty 2010). SESA yönteminin bir diğer avantajı ise sonlu elemanların boyutlarının ve şekillerinin çeşitliliği nedeniyle bir cismin geometrisinin tam olarak temsil edilebilmesidir. Örneğin; diş yapısal ve morfolojik olarak simetrik olmamakla birlikte düzensiz bir yapıya sahiptir. Bu nedenle diş gibi değişik yapı ve geometrik özellikleri bulunan cisimlerin kolaylıkla incelenebilmesi, sınır şartlarının kolayca uygulanabilmesi bu yöntemi avantajlı kılar. Yöntemin çok yönlülüğü ve esnekliği sayesinde de sebep sonuç ilişkilerini hesaplamak çok daha kolay hale gelebilir (SrIREkha ve Bashetty 2010). Bunlara ek olarak, SESA yöntemi diğer birçok yöntemle göre daha az zaman alıcıdır (Shetty ve ark 2010, SrIREkha ve Bashetty 2010).

Ne yazık ki analizde kullanılan bilgisayar programları yüksek maliyetlere sahiptir ve çoğu zaman bu analizi yapmak için uzman kişilere ihtiyaç duyulmaktadır. (Shetty ve ark 2010). Ayrıca bu yöntemler yapılan araştırmaların doğruluğu, malzeme

özelliklerinin sisteme yüklenmesi gibi kilit noktalara bağlıdır (Ramoğlu ve Ozan 2014).

SESA yöntemi karmaşık bir mekanik sorunun çözümünde rahatlıkla kullanılan bir teknik olup, incelenecek olan bölgeyi küçük ve basit alanlara (elemanlara) ayırarak incelemenin daha kolay olmasına olanak veren ve çözümü bu küçük parçalar içerisinde sağlayabilen bir yöntemdir (Geng ve ark 2001, Adıgüzel 2010). Kısacası sonlu elemanlar analizi “parçadan bütüne gitme” prensibine dayanır (Wakabayashi ve ark 2008). Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde mevcut problemlere çözüm oluşturabilmek için; mevcut olan tüm sistemin şekilsel fonksiyonları kullanılarak çok daha küçük ve basit parçalara, varyasyonel prensiplere dayanarak çözüm aranmaktadır (Geng ve ark 2001).

SESA uygulaması genellikle iki boyutlu veya üç boyutlu modeller kullanılarak yapılır. Gelişmiş bilgisayar sistemlerine ihtiyaç duyulmadığı için iki boyutlu SESA yönteminin uygulanması daha kolaydır. Ancak özellikle diş gibi karmaşık geometriye sahip yapıların analizinde çok doğru sonuçlar vermeyebilir. Üç boyutlu SESA yönteminde tüm eksenlerdeki kuvvetler hesaba katılacağı için gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilmesi ihtimali yüksektir (Geng ve ark 2001). Yöntemin geçerliliği ve yapılan araştırmanın doğruluğu için, bazı kilit noktaların doğru verilmesinin tamamen araştırmacının sorumluluğuna dayanmasından dolayı çok detaylı bilgi aktarımını gerektirir (Ramoğlu ve Ozan 2014).

Son yıllarda, dijital görüntü tekniklerinin gelişmesiyle daha doğru anatomik modeller elde edebilmek için daha etkili yöntemler mevcuttur. Sonlu elemanlar stres analizi uygulanacak olan deney materyalinin üç boyutlu katı modelinin oluşturulması için bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans (MR) görüntüleme yöntemiyle elde edilen bilgiler, 2 veya 3 boyutlu olarak bilgisayar ortamına aktarılmakta ve ağ yapısı (mesh) oluşturulmaktadır (Geng ve ark 2001).

Bu yöntemlerin kullanılmasında karşılaşılabilecek olan en basit problem MR ve BT görüntüleme sistemleri ile sonlu elemanlar stres analiz yönteminde kullanılacak olan katı modelin oluşturulmasında kullanılan CAD (Computer Aided Design-Bilgisayar Destekli Tasarım) programları arasında uyumsuzluk ve koordinat belirleme

cihazlarıyla sayısallaştırılmış nokta veya yüzey datalarının üç boyutlu katı model haline getirilmesi için kullanılacak yazılımın yetersizliği olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu nedenle, bu analiz yönteminin kullanıldığı durumlarda, katı model üzerinde gerekli düzenlemeler yapılarak modeller elde edilmelidir (Ramoğlu ve Ozan 2014).

Cisimlerin katı modelinin oluşturulabilmesi için CAD programları kullanılmaktadır. Modelleme bir, iki veya üç boyutlu olarak yapılabilir. Gerçek dünyanın koordinat düzlemine uygun olarak oluşan kuvvetleri temsil etmek için üç boyutlu modelleme kullanılır. Her ekseninde olan kuvvetler hesaba katılacağı için, hassas ve gerçeğe yakın sonuçlar elde etmek daha olasıdır (Geng ve ark 2001)

SESA yönteminde uygulanması gereken temel aşamalar sırasıyla şunlardır:

1. Yapının modellenmesi ve elemanlara bölünmesi
2. Analiz verilerinin yüklenmesi (Sınır Şartlar)
3. Analizin çözümlenmesi

### **Yapının Modellenmesi ve Elemanlara Bölünmesi**

Öncelikle sonlu elemanlar analizinin yapılabilmesi için tüm yapıların bilgisayar ortamına aktarılması ve geometrik bir model oluşturulması gerekmektedir. Bu teknik ileri düzey bir modelleme tekniğidir. Geometrik modeller, bilgisayar destekli tasarım programlarının yardımıyla oluşturulmakta ve kompleks yapıların modellenmesinde, üç boyutlu bilgisayarlı tomografi tarayıcısı, üç boyutlu lazer tarayıcısı ya da üç boyutlu çizim programlarıyla bilgisayar ortamında çizilmesi yöntemlerinden faydalanılabilmektedir (Taşkınsel ve Gümüş 2014).

Hazırlanan geometrik model birbirlerine düğüm noktalarında birleşen daha basit geometrik şekillere yani mümkün olduğunca fazla sayıda elemana bölünür. Eleman sayısının mümkün olduğunca çok sayıda kullanılması kuvvet dağılımının daha duyarlı ölçülebilmesini sağlar ve gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilebilir (DeTolla ve ark 2000, Geramy ve Morgano 2004). Elemanlar tek boyutlu (düz çizgiler), iki boyutlu (üçgenler, eşkenar dörtgenler) veya üç boyutlu (piramit veya

tuğlaya benzer şekilli) ve değişik şekillerde olabilirler (Shetty ve ark 2010).

Elemanların birbirlerine bağlandıkları noktalara düğüm (node), tüm yapıya ise ağ (mesh) denmektedir (Arola ve ark 2001, Magne 2007). Oluşturulan model canlı bir yapının matematiksel bir modeli olduğu için doğal davranışın tüm detaylarının aktarılması mümkün değildir, ancak model bilgisayar ortamında olduğu için değişkenler ve yükleme koşulları üzerinde istenildiği gibi oynama yapılabilir. Bu yüzden matematiksel modelin iyi hazırlanması, yapılacak analiz için çok önemli bir basamaktır (Taşkınısel ve Gümüş 2014).

### **Analiz Verilerinin Yüklmesi**

Bu aşamada modellemesi yapılan elemanların materyal özellikleri, yükleme koşulları ve sınır şartları programa yüklenir. Gereken minimum materyal özellikleri poisson oranı ve elastisite modülüdür. Ancak yapılacak çalışmaya göre genleşme katsayısı, sürtünme katsayısı, termal iletkenlik gibi değerler de kullanılabilir (Konda ve SA 2012). Sınır şartları, hazırlanan modelin belirli düğüm noktalarından sabitlenmesiyle sağlanan yer değiştirme kısıtlamaları ve yükleme koşulları ile elde edilir. Yükleme koşullarının belirlenmesi ile birlikte uygulanması düşünülen kuvvetin şiddeti, yönü ve açısı belirlenir (Geng ve ark 2001).

### **Analizin Çözümlemesi**

Analiz sonucunda çıkan stres değerleri, matematiksel hesaplamalar sonucunda elde edilmektedir ve bu değerlerin varyansı bulunmamaktadır. Bu nedenle bu değerlerin istatistiksel analizi yapılamamakta sonuçlar da detaylı bir şekilde incelenerek yorumlanmaktadır. SESA yönteminde stresin sayısal değeri her zaman doğru olmayabilir fakat stresin hangi bölgede ve ne kadar yoğunlukta oluşacağı sorusu cevaplanabilir.

Bu sayısal analiz yöntemi her ne kadar karmaşık geometriye sahip mühendislik yapı sistemleri için geliştirilmiş olsa da, bilgisayar teknolojisindeki gelişmelere de paralel bir şekilde, dişhekimliği biyomekaniğinde de kullanım alanı bulmuştur (Geng ve ark 2001).

Teknolojinin gelişmesi, doğru orantılı olarak ileri işlemci yeteneğine sahip bilgisayarların gelişmesi neticesinde sonlu elemanlar teknolojisi ve bu teknoloji ile kullanılan yazılım paketlerinin de gelişmesine neden olmuştur. Sonlu elemanlar analiz yazılımları arasında, teknik olarak farklılıklar olmakla birlikte diş hekimliğinde en sık; ANSYS, SAP 80, SAP 86, SAP 90, IDEAS, NASTRAN, PAFEC 75, MARC VE PATRAN, PROENGINEER, SOLIDWORKS gibi yazılımlar kullanılır (Geng ve ark 2001, Adıgüzel 2010).

Bu programların yardımı ile stres, şekil değiştirme ve yer değiştirme miktarları sayısal değerlerle ifade edilebilmekte ve elde edilen verilerin kolayca anlaşılıp, yorumlanabilmesi için renkli görüntüler alınabilmektedir. Programın hazırlanmış olduğu renk cetvelleri ile gelen kuvvetlerin değerlendirilmesi rahatlıkla yapılabilmektedir.

Sonlu elemanlar yöntemini uygulayabilmemiz için bazı temel kavramları bilmemiz gerekir.

## **Stres**

Bir cisme dışarıdan bir kuvvet uygulandığında, cisimde bu kuvvete karşı bir direnç gelişir. Dışarıdan gelen kuvvete içeriden bir tepki olan stres, bu kuvvetle eşit şiddette fakat zıt yöndedir. Hem uygulanan kuvvet, hem de içeriden gelen direnç cismin mevcut alanı üzerine dağılır. Bu durumda bir yapının içindeki stres; birim alan başına düşen kuvvetin miktarı olarak tanımlanır ve kuvvet birimi MPa'dır (Craig 1997).

$$\text{Stres} = \text{Kuvvet}/\text{Alan}$$

## **Strain**

Strain, gerilim uygulandığında, cismin her biriminde meydana gelen birim uzunluktaki değişimdir ve cismin fiziksel bir deformasyonu (elastik veya plastik) şeklinde tanımlanır. Yani uzunluktaki değişimin orjinal uzunluğa oranıdır. Strainin ölçü birimi yoktur. Stres, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvettir, strain ise bir kuvvet

değil, sadece bir büyüklüktür, yani tamamen farklı niceliklerdir (Craig 1997).

Strain = Şekil değişikliği/Orijinal uzunluk

### **Elastisite Modülü**

Stresin straine oranıdır. Stres-strain eğrisinin doğrusal kısmındaki stres-strain oranı maddenin sertliğini verir ve birimi GPa (Gigapascal)'dır. Young's modülü olarak da bilinir ve elastisite modülü arttıkça cismin katılığı artar (Craig 1997). Yani stres altında elastisite modülü yüksek olan materyal elastisite modülü düşük olan materyale göre daha az deformasyona uğrar.

Elastisite modülü = Stres/Strain

### **Poisson Oranı**

Çekme ya da basmadaki yükleme sırasında; strain oluşumu, yükleme yönünde ve buna dik yönlerde eş zamanlı olmaktadır. Elastik sınır içinde yüklemeye dik yöndeki strainin yükleme yönündeki straine oranıdır (Craig 1997).

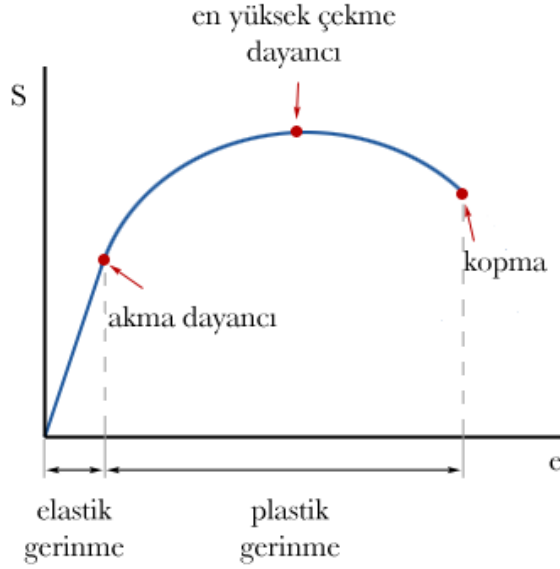
### **Von Mises Stres**

Von Mises stresi, sünek materyaller için şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanır ve materyal üzerinde oluşan stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında bilgi edinmemizi sağlar. İki veya üç boyutta oluşan stresleri birleştirerek, tek yönde yüklenen materyalin çekme (tensile) dayanıklılığını verir. Von Mises stres, kırılma dayanıklılığının ölçülmesindeki analizlerde de kullanılır (Incropera ve Dewitt 2002).

### **Çekme Dayanımı**

Bir yapıyı gerip uzatma eğiliminde olan bir yükün neden olduğu deformasyona karşı koyan bir kuvvettir (Çalikkocaoğlu 1996). Cisimler düşük miktardaki kuvvetler karşısında elastik deformasyona uğrar ve kuvvet ortadan kalktığı zaman eski haline geri dönebilir. Cismin üzerindeki gerilme artarsa kalıcı şekil değişikliğine uğrayarak

plastik deformasyon gösterebilir (Tanaka ve ark 2003).



Şekil 1.3. Mühendislik çekme eğrisi.

Anatomik yapılar	Çekme dayanımı (MPa)	Referans
Mine	16,7	(Tanaka ve ark 2003)
Dentin	103	(Tanaka ve ark 2003)
Pulpa	2,94	(Tanaka ve ark 2003)
Kemik	123	(Tanaka ve ark 2003)

Tablo 1.1. Diş ve kemik dokularının çekme dayanımı (tensile yield strength).

Cisimlere çok eksenli yükleme yapıldığı durumlarda maddede plastik deformasyonun meydana gelip gelmediğini belirleyebilmek için, von Mises eşdeğer gerilimi rutin olarak kullanılmaktadır. Bir elementin von Mises eşdeğer gerilimi o maddenin akma dayanımından daha yüksek seviyelerde ise bu elementte plastik deformasyonun gerçekleşmesi durumu mevcuttur (Tanaka ve ark 2003). Aynı zamanda materyallerin çekme dayanımı da materyalde fraktür oluşup oluşmadığını belirlemek açısından önemli bir kaynaktır (Toparli ve Sasaki 2003).



Bu tez çalışmasının amacı; çürük ya da travma sebebiyle nekroze olmuş açık apeksli bir dişin farklı materyallerle yapılan endodontik tedavisi sonrasında oluşabilecek ikincil bir travmanın dişin hangi bölgesinde ve ne kadar yoğunlukta stres oluşturacağını sonlu elemanlar yöntemi kullanarak belirlemektir. Aynı zamanda meydana gelen stres yoğunluklarının kullanılan kanal dolum materyaline göre değişip değişmeyeceği ve hangi kanal dolum materyalinin dişi travmaya karşı daha dayanıklı hale getirebileceği konusunda fikir sahibi olmaktır.

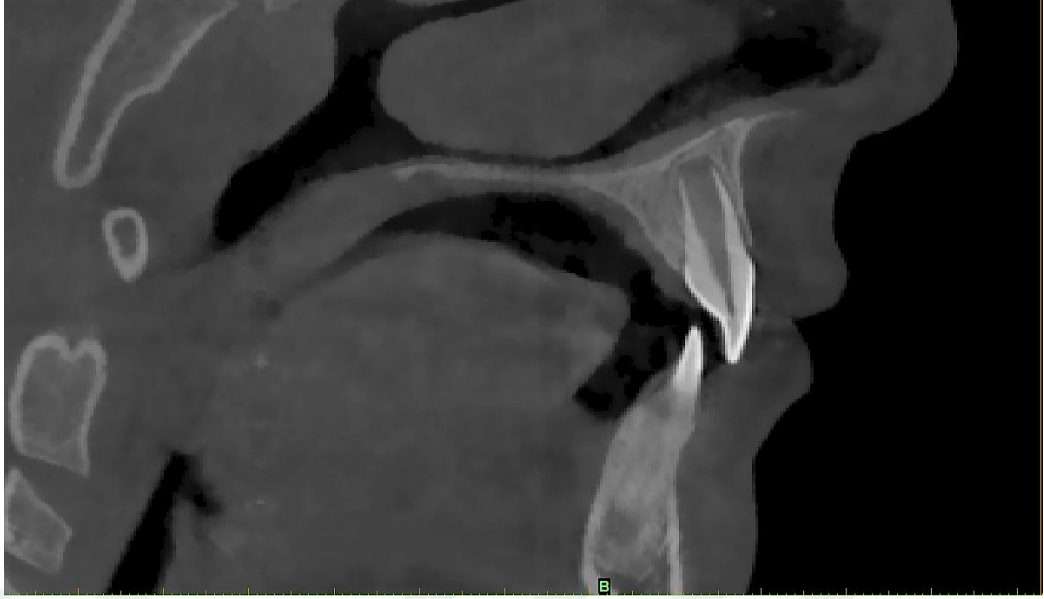


## 2. GEREÇ VE YÖNTEM

Travma ya da diş çürüğüne bağlı nedenlerle nekroz olmuş kök ucu açık dişler için önerilen tedavi yöntemi apeksifikasyon tedavisidir. Tek seansta yapılabilen apeksifikasyon yöntemleri daha kısa sürdüğü, dişi daha az zayıf hale getirdiği için tercih edilmekte ve günümüzde bu amaçla farklı kanal dolum materyalleri kullanılmaktadır. Ancak her ne kadar kanal tedavisi başarılı yapılmış olsa da immatür dişlere gelen zarar verici bir kuvvet dişlerde travmaya sebep olabilir ve tedavimizi olumsuz etkileyebilir. Bu çalışma, günümüzde geliştirilen medikal görüntüleme sistemleri ve bilgisayar programları sayesinde dişe gelen travma oluşturabilecek kuvvetlerin dişin hangi bölgesinde ve ne kadar miktarda stres ve deformasyon oluşturabileceği, oluşan stres ve deformasyonların, kanal dolum materyalinin farkına göre değişip değişmeyeceği gibi problemlerin bir ya da birden fazlasının çözülebileceği düşünülerek planlandı ve sonlu elemanlar analiz yönteminden yararlandı.

Bu çalışma için Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Komisyonu tarafından 10.03.2016 tarihinde yapılan 03 sayılı toplantısında etik açısından uygun olduğuna dair karar yazısı alınmıştır.

Çalışmamızda 9 yaşında karışık dişlenme döneminde erkek hastanın dental tomografi görüntüsünden yararlandı. Bu çalışma için hastadan yeni bir tomografi çekilmesi istenmedi, hastanın cerrahi amaçla daha önceden çektiği olduğu tomografi görüntüsü incelendi. Bu tomografi görüntüsü Erciyes Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı'nda kesit kalınlığı 0.4 mm (milimetre) olarak çekilmiş ve Erciyes Üniversitesi Ağız, Çene ve Yüz Cerrahisi Anabilim Dalı arşivinden alınmıştır.



**Şekil 2.1.** Hastadan alınan tomografik kesit görüntüsü.

### **2.1. Bilgisayarlı Tomografi Görüntüsünün Mimics Programına Aktarılması**

Elde edilen tomografi görüntüsü DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) formatında yüksek ekran çözünürlüğüne sahip bilgisayarda medikal görüntü kontrol sistemine (Mimics 15.01, Materialise, Leuven, Belgium ve Solidworks 2014 Premium, Concord, Massachusetts) aktarılarak üç boyutlu hacimsel görüntüsü elde edildi.

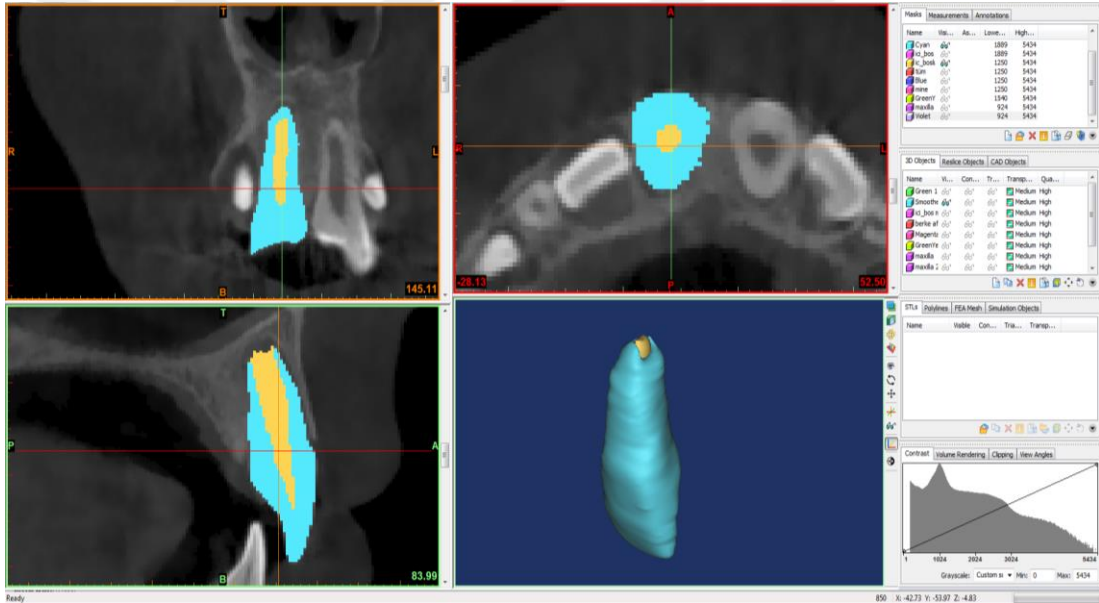
Mimics yazılımı aracılığı ile bir dizi komut kullanılarak bilgisayarlı tomografiden elde edilen görüntünün biyomodeli elde edildi. Bu komutlar; DICOM formatındaki görüntünün programa aktarılması, uygun değerlerde ve istenilen renkte mask atılması ve 3 boyutlu model elde edilmesidir.

Bilgisayarlı tomografi cihazından alınan DICOM formatındaki diş ve kemik dokularının (sağ maksiller santral diş ve destek dokuları) 3 boyutlu modelinin elde edilebilmesi için Hounsfield (HU) değerlerinden faydalanıldı. HU değerleri program içerisinde tanımlı değerlerdir ve en küçük 226, en büyük ise 3072'dir. Bu aralıklar içerisinde elimizdeki bilgisayarlı tomografinin çözünürlüğüne göre HU değerleri belirlenerek işlem yapacağımız dişin sınır çizgileri belirlendi. HU değerleri belirlendikten sonra program otomatik olarak, belirlediğimiz bölgeye kendi maskını

attı. Sonrasında sınır çizgi hataları düzenlenerek maskeleme işlemine son verildi ve 3 boyutlu görüntü oluşturuldu.



Şekil 2.2. Program içinde tanımlı Hu değerleri



Şekil 2.2. Sağ maksiller santral dişin 3 boyutlu görüntüsü.

## 2.2. Mimics Programında Elde Edilen 3 Boyutlu Görüntünün SolidWorks Programına Aktarılması

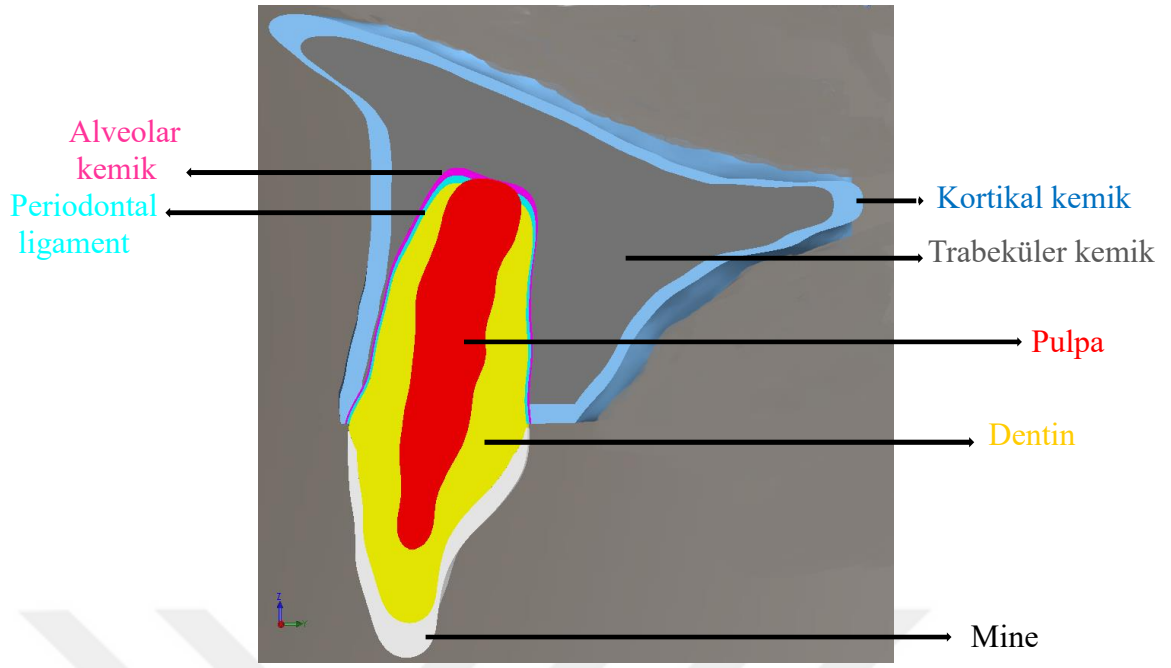
Maksilla'nın ve dişin (mine-dentin, pulpa) nokta bulutları Mimics programından alınarak CAD programı olan SolidWorks 2014 Premium yazılımında tersine mühendislik yöntemi kullanılarak tek tek katı hale getirildi. Katı hale gelen parçaların yüzeylerinde geometrik hata kontrolü yapıldı ve parçalardaki hatalar nokta bulutuna uygun yeni yüzeyler atılarak düzeltildi. Mine, dentin ve maksilladaki kortikal ve

trabeküler kemik, tomografi görüntülerindeki kalınlıklar referans alınarak ölçeklendirme yöntemiyle SolidWorks programında ayrı katı modeller haline getirildi.

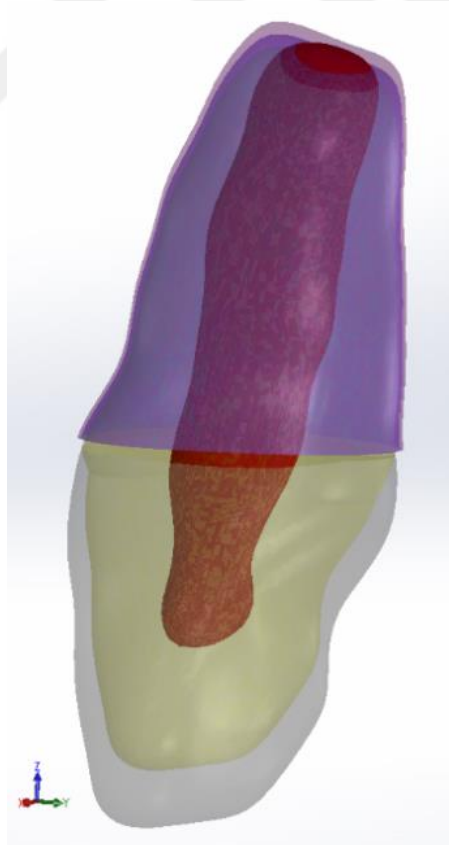
Dentoalveolar travmanın simülasyonunu başarılı bir şekilde oluşturabilmek için mine, dentin, pulpa, periodontal ligament, trabeküler kemik ve kortikal kemiğin dahil olduğu minimum 6 materyalin modellenmesi gerekmektedir (da Silva ve ark 2011). Yaptığımız çalışmada bu 6 materyal ile birlikte alveolar kemik de modellendi.

Alveolar kemik ve periodontal ligamentin kalınlıkları literatür bilgileri ışığında belirlendi. Katı hale getirilen dentinden ölçeklendirme yöntemiyle oluşturuldu. Periodontal ligament kalınlığı ortalama 0,2 mm, alveolar kemik kalınlığı ise ortalama 0,1 mm olarak belirlendi. Tomografik görüntüden direkt modellemenin imkansız olması ve kalınlıklarının, her bölgede aynı ve düzgün yapıda olmamasından dolayı ortalama değerler kullanıldı (da Silva ve ark 2013). Periodontal ligament, servikal bölgede mine-dentin sınırının yaklaşık olarak 0,5 mm altından başlatıldı.

Sement tabakası çok ince olduğu ve fiziksel özellikleri dentine benzediği için modellenmedi (Poiate ve ark 2009).



Şekil 2.3. Modellenmiş maksilla ve diş katmanlarının kesit görüntüsü.



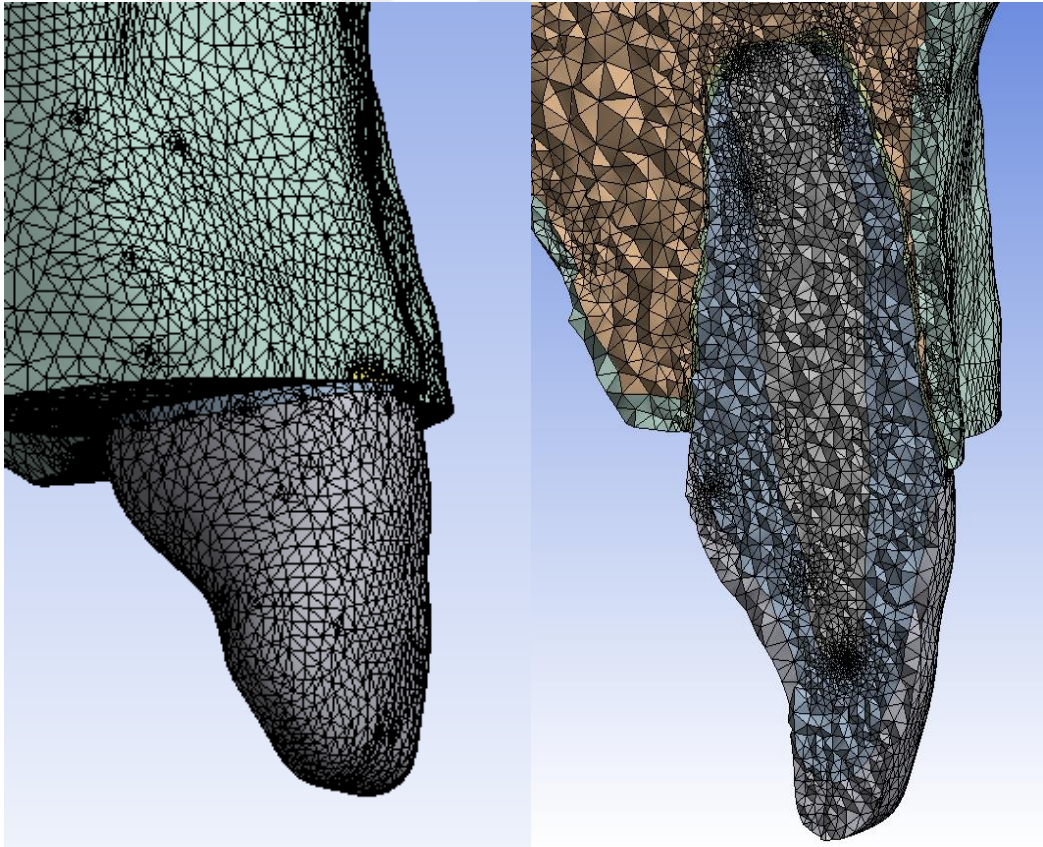
Şekil 2.4. Modellenmiş diş katmanlarının saydamlaştırılmış görüntüsü.

Biri kontrol grubu olmak üzere 4 farklı grup oluşturuldu. Kontrol grubundaki diş tedavi edilmemiş sağlıklı diş olarak, diğer gruplar ise farklı kanal dolum materyali (MTA; Biodentin; Güta-perka) kullanılarak kanal tedavisi yapılmış dişler olarak simüle edildi.

Grup 1; sağlıklı diş, grup 2; MTA ile kanal dolumu gerçekleştirilmiş olan diş, grup 3; biodentin ile kanal dolumu gerçekleştirilmiş olan diş ve grup 4; güta-perka ile kanal dolumu gerçekleştirilmiş olan diş temsil etmektedir.

### **Kontrol grubu-sağlıklı diş modeli**

Kontrol grubundaki sağlıklı diş modeli tamamen tetrahedral katı elemanlar kullanılarak mesh edildi (ağ yapısına bölündü). Çalışmada incelenen sağlıklı diş modeline ait düğüm sayısı 2 066 503 ve eleman sayısı 1 437 975 olarak oluşturuldu.



**Şekil 2.5.** Sağlıklı diş modelinin mesh görüntüsü.

Çalışmamızda, uygulanacak olan kuvvetlere karşı diş dokularının nasıl cevap vereceğini belirleyebilmemiz için diş ve kemik dokularının mekanik özelliklerinden olan young's modülü ve poisson oranının bilinmesi gerekmektedir. Literatür bilgileri baz alınarak bu değerler veri olarak sonlu elemanlar programına aktarıldı. Modeldeki tüm yapılar homojen, izotropik ve elastik olarak varsayıldı.

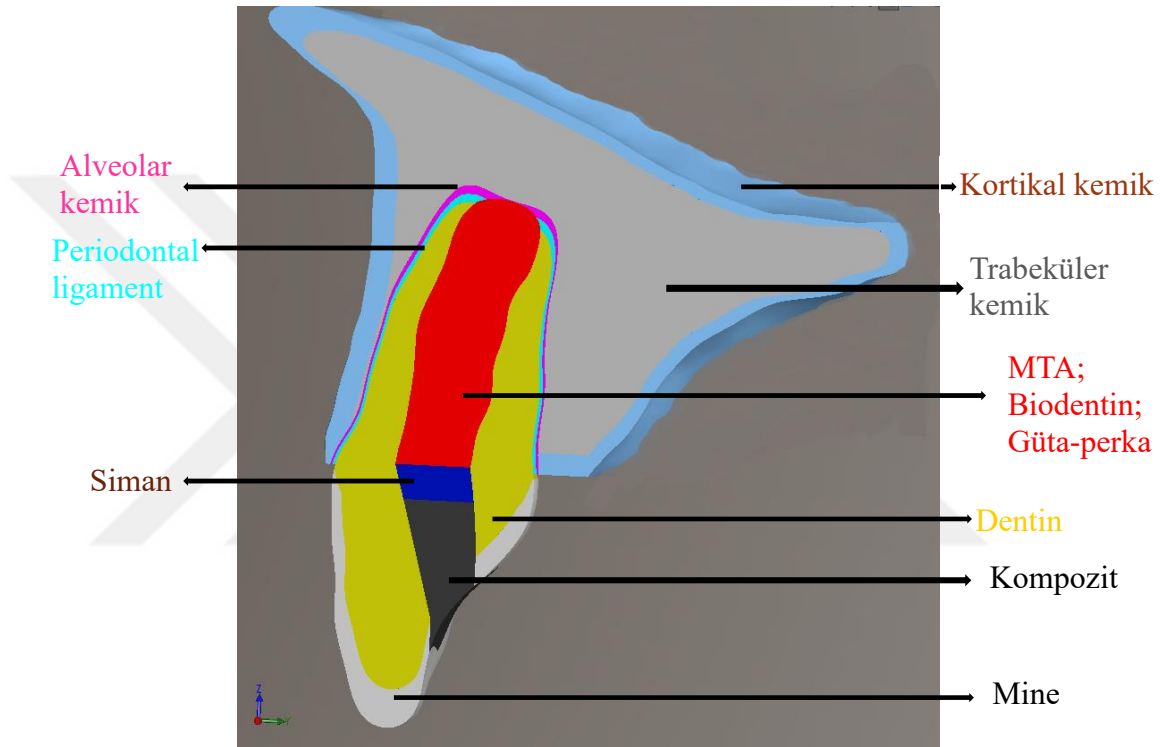
Materyaller	Young's modülü (E) (GPa)	Poisson oranı ( $\mu$ )	Referanslar
Mine	77.90	0.33	(Huang ve ark 2005)
Dentin	16.6	0.31	(Huang ve ark 2005)
Pulpa	0.00689	0.45	(Huang ve ark 2005)
Periodontal ligament	0.05	0.45	(Huang ve ark 2005)
Alveolar kemik	3.50	0.33	(Huang ve ark 2005)
Trabeküler kemik	0.50	0.38	(Huang ve ark 2005)
Kortikal kemik	10.00	0.26	(Huang ve ark 2005)

**Tablo 2.1.** Diş ve destek dokularının young's modülü ve poisson oranları.

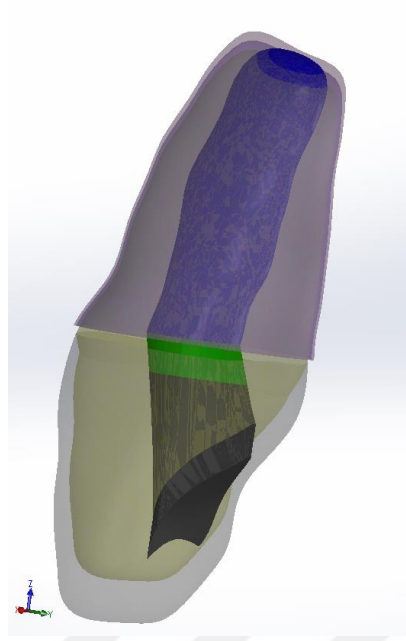


## Kanal tedavisi yapılmış diş modeli

Kanal tedavisi yapılmış olan gruplarda; kanal giriş kavitesi, uygulanacak olan restorasyon materyali, kaide materyalinin yerleştirileceği alan ve kaide materyali olan siman CAD programı olan SolidWorks Premium 2014'de yüzey modelleme yöntemiyle oluşturuldu. Modeldeki yapılar aynı şekilde homojen, izotropik ve elastik olarak varsayıldı.

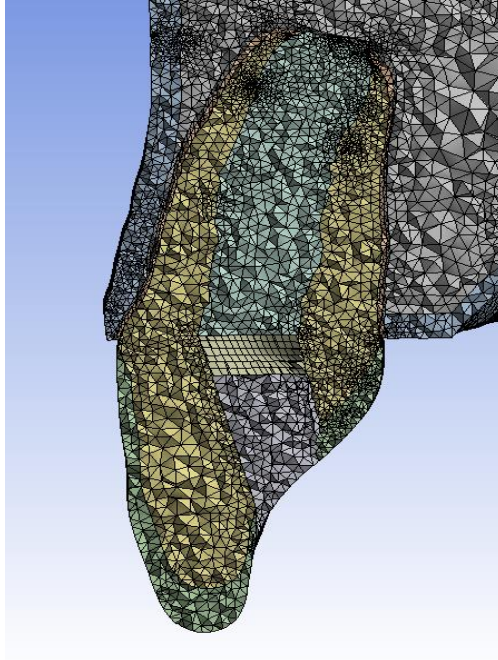


**Şekil 2.6.** Modellenmiş maksilla ve kanal tedavisi yapılmış diş katmanlarının kesit görüntüsü.



**Şekil 2.7.** Kanal tedavisi yapılmış diş katmanlarının saydamlaştırılmış görüntüsü.

Kanal tedavisi yapılmış olan gruplardaki diş modeli % 99 tetrahedral ve % 1 hekzagonal katı elemanlar kullanılarak ağ yapısına bölündü. Çalışmada incelenen kanal tedavili diş modeline ait düğüm sayısı 3 592 431 ve eleman sayısı 2 501 647 olarak oluşturuldu.

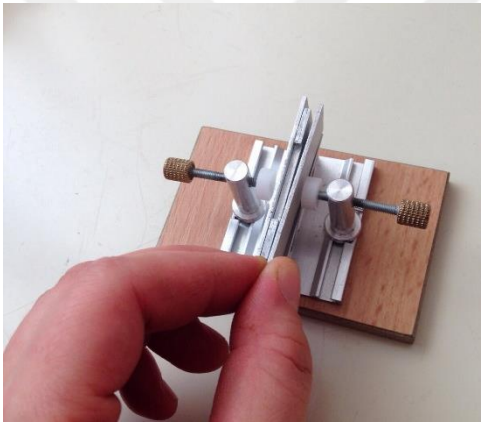


**Şekil 2.8.** Kanal tedavisi yapılmış diş modelinin mesh görüntüsü.

Daha sonra kanal dolum materyali olarak kullanılacak MTA, biodentin ve güta-perkanın mekanik özellikleri olan young's modülü ve poisson oranları programa aktarıldı. Kaide materyali olarak cam iyonomer siman ve giriş kavitesi restorasyon materyali olarak ise kompozitin mekanik özelliklerinden yararlandı.

Dış ve kemik dokuları ve giriş kavitesi dolgu materyali ile kaide materyalinin mekanik özellikleri olan young's modülü ve poisson oranı literatürden elde edilerek programa aktarılırken, kanal dolum materyali olarak kullanılacak olan MTA, biodentin ve güta-perkanın mekanik özellikleri ise Atatürk Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümünden hizmet alınarak elde edildi.

Test modelleri 15\*4\*1,5 mm boyutlarında hazırlandı.



**şekil 2.9.** Test modellerinin hazırlandığı aparat.



**şekil 2.10.** MTA test modeli

Materyaller	Young's modülü (E;GPa)	Poisson oranı ( $\mu$ )	Referanslar
Cam iyonomer siman	10.8	0.3	(Ichim ve ark 2007)
Kompozit rezin (Clearfil Photo Core, Kuraray, Japan)	18.600	0.26	(Adıgüzel ve ark 2011)
MTA Angelus	1.13	0.4	*
Biodentin (Septodont)	1.7	0.45	*
Güta-perka	0.14	0.3	*

**Tablo 2.2.** Kanal dolum materyalleri, kaide materyali olan siman ve restorasyon materyali olan kompozitin young's modülü ve poisson oranları.

\*Atatürk Üniversitesi Mühendislik Fakültesi laboratuvarında test edilerek elde edilmiştir.

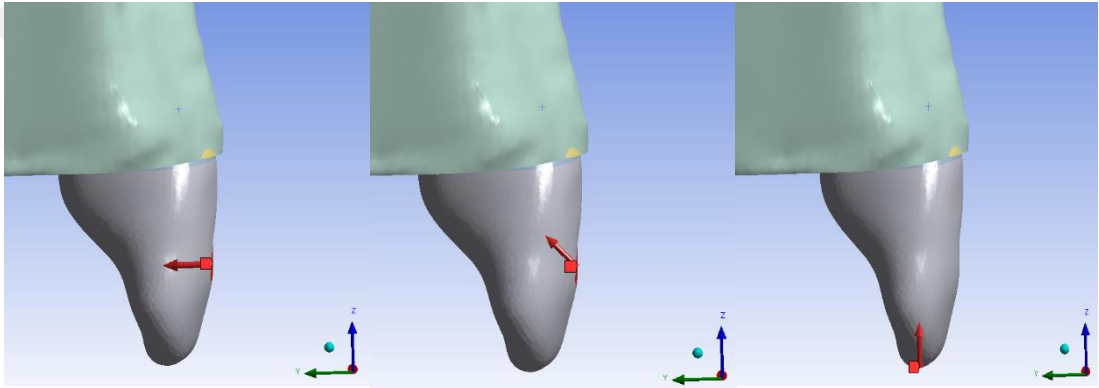
Oluşturulan gruplardaki dişlere travmayı simüle etmesi için 3 farklı yönde ve 3 farklı miktarda statik kuvvet uygulandı. Kuvvet yönleri;

F1- Horizontal kuvvet yönü ( kronun labial yüzeyinin ortasındaki  $3,17 \text{ mm}^2$ 'lik alana  $90^\circ$  açıyla)

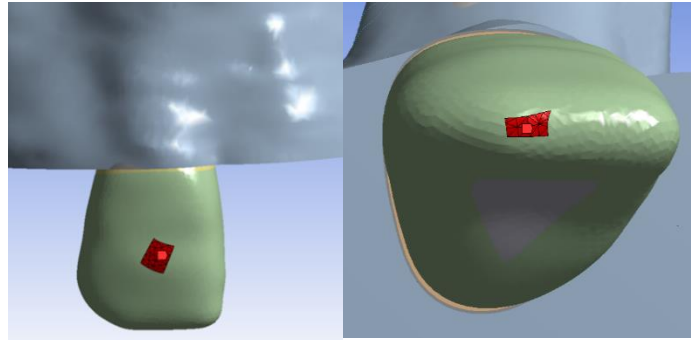
F2- Oblik kuvvet yönü ( kronun labial yüzeyinin ortasındaki  $3,17 \text{ mm}^2$ 'lik alana dişin uzun aksına  $45^\circ$  açıyla)

F3- Vertikal kuvvet yönü ( insizal kenarın ortasındaki  $0,99 \text{ mm}^2$ 'lik alana  $90^\circ$  açıyla)

olarak belirlendi.



Şekil 2.11. Gruplara uygulanan kuvvet yönleri



Şekil 2.12. Kuvvetlerin uygulandığı alanlar

Kuvvet miktarları ise normal çiğneme kuvveti olarak nitelendirilen 100 N (Newton), parafonksiyonel kuvvet olarak nitelendirilen 500 N, ve travmatik kuvvet olarak nitelendirilen 800 N olarak uygulandı (Poiate ve ark 2009).

### **3. BULGULAR**

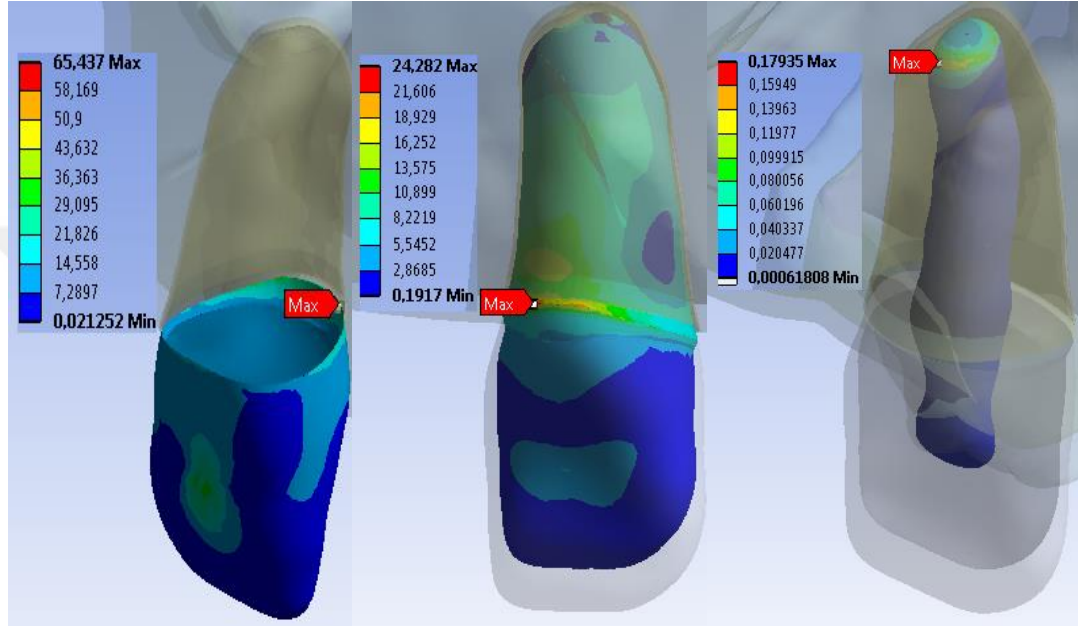
Bu tez çalışmasında simüle edilen diş gruplarına uygulanan farklı yönde ve farklı miktardaki kuvvetlerde, diş ve destek dokularında en yüksek stres ve deformasyonun oluştuğu bölgeler ile miktarları değerlendirildi. Stres dağılımı ve stres değerleri, von Mises stres kriterlerine göre değerlendirmeye alındı. Şekillerde görülen kırmızıdan maviye doğru olan renkler, azalan stres ve deformasyon değerlerini göstermektedir.

#### **3.1. Kuvvet yönü ve miktarına göre gruplarda oluşan en yüksek stres ve deformasyon bölgeleri**

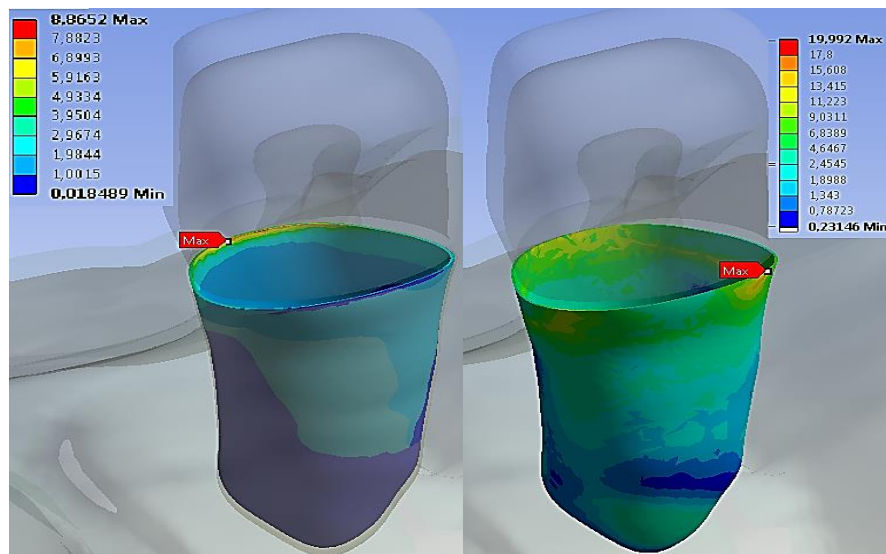
Yaptığımız bu çalışmanın ilk basamağında; F1, F2 ve F3 kuvvetleri, tüm diş gruplarına 100 N, 500 N ve 800 N'luk kuvvetler halinde uygulandı ve minede, dentinde, pulpa ya da kanal dolum materyalinde, periodontal ligamentte ve alveolar kemikte meydana gelen en yüksek stres ve deformasyon bölgeleri ayrı ayrı değerlendirildi.

### 3.1.1. F1 yönünde kuvvet uygulandığında oluşan en yüksek stres ve deformasyon bölgeleri

Sağlıklı diş modeli olan grup 1'de, F1 yönünde 100 N kuvvet uygulandığında oluşan en yüksek stres ve deformasyon bölgeleri şekilde gösterilmiş olup, kırmızıdan maviye doğru olan renkler, azalan stres ve deformasyon değerlerini göstermektedir.

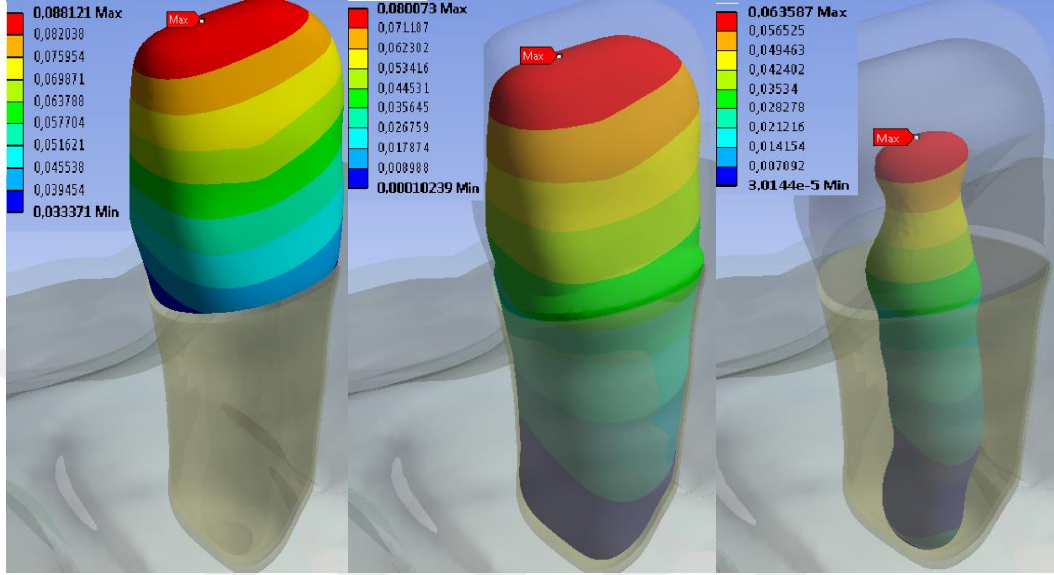


Şekil 3.1. Grup 1'de, F1 yönünde 100 N'luk kuvvet uygulandığında sırasıyla mine, dentin ve pulpada oluşan en yüksek stres bölgeleri.

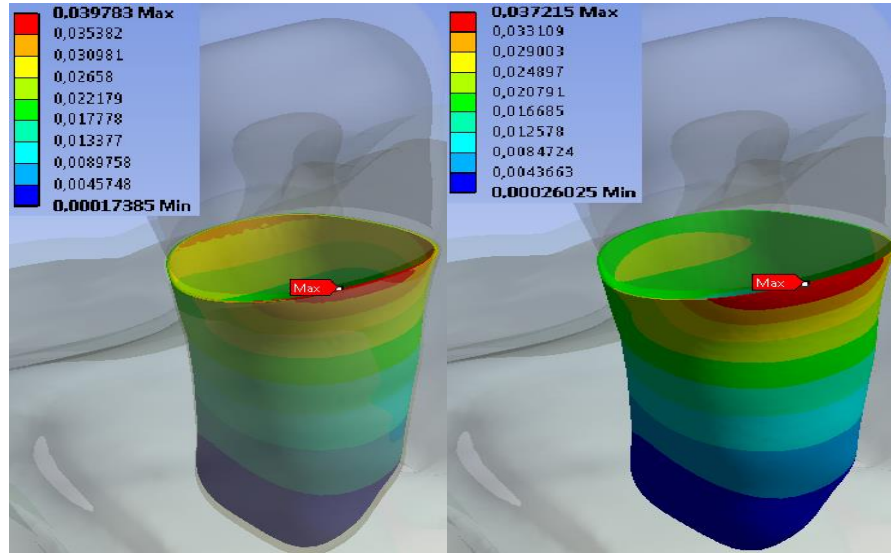


Şekil 3.2. Grup 1'de F1 yönünde 100 N'luk kuvvet uygulandığında sırasıyla periodontal ligament ve alveolar kemikte oluşan en yüksek stres bölgeleri.

Sağlıklı diş modeli olan grup 1'de, F1 yönünde 100 N'luk kuvvet uygulandığında en yüksek stresin, mine, dentin ve periodontal ligamentte; servikopalatinal bölgede biriktiği, pulpada ise kök ucunda biriktiği görüldü. Alveolar kemikteki en yüksek stres birikimi ise servikal mesiobukkal bölgede bulundu.



Şekil 3.3. Grup 1'de F1 yönünde 100 N'luk kuvvet uygulandığında sırasıyla mine, dentin ve pulpada oluşan en yüksek deformasyon bölgeleri.

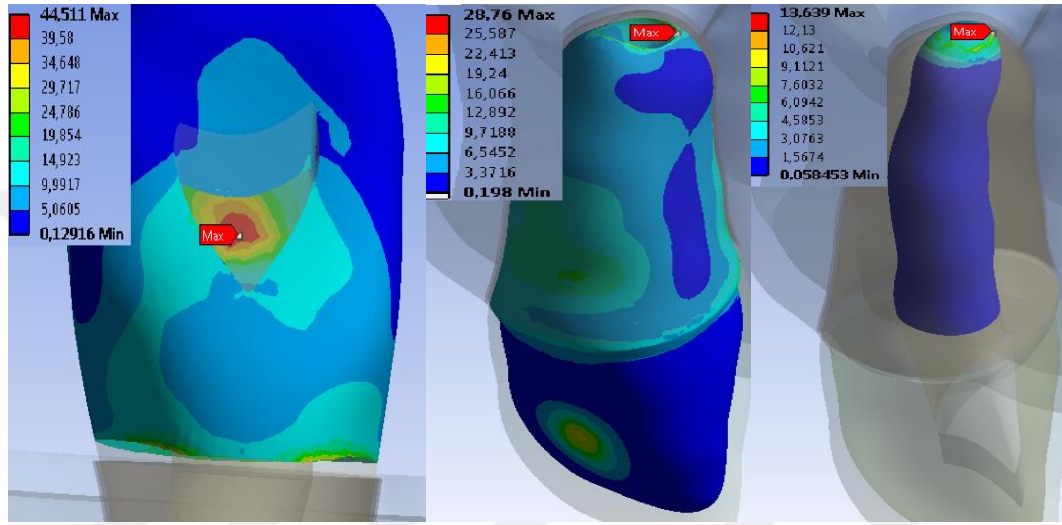


Şekil 3.4. Grup 1'de F1 yönünde 100 N'luk kuvvet uygulandığında sırasıyla periodontal ligament ve alveolar kemikte oluşan en yüksek deformasyon bölgeleri.

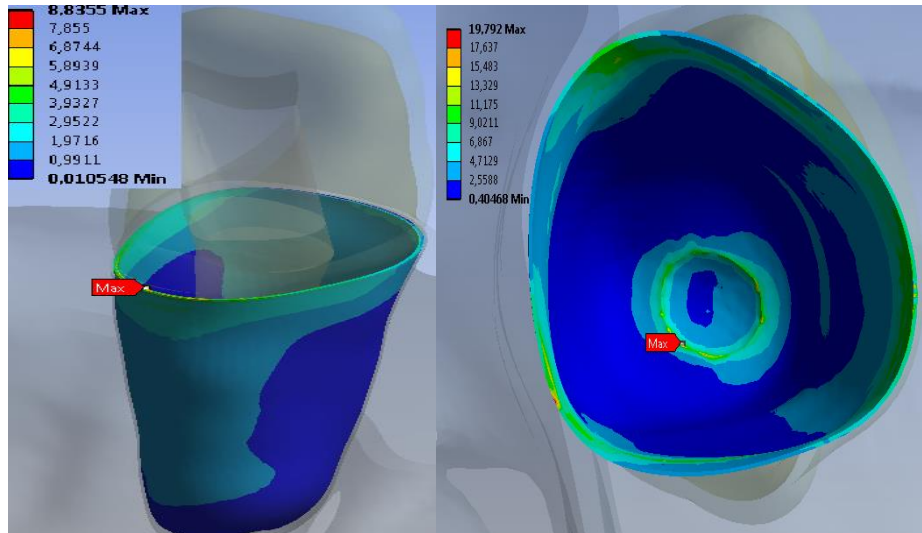


F1 yönünde grup 1'e uygulanan 100 N'luk kuvvette en yüksek deformasyon, mine, dentin ve pulpanın koronal bölgesinde oluşurken, periodontal ligament ve alveolar kemikte servikobukkal alanlardadır.

MTA ile kanal dolumu gerçekleştirilmiş olan grup 2'de, F1 yönünde 100 N kuvvet uygulandığında oluşan stres bölgeleri şekildeki gibi olup, kırmızıdan maviye doğru olan renkler, azalan stres ve deformasyon değerlerini göstermektedir.



Şekil 3.5. Grup 2'de, F1 yönünde 100 N'luk kuvvet uygulandığında sırasıyla mine, dentin ve pulpada oluşan en yüksek stres bölgeleri.



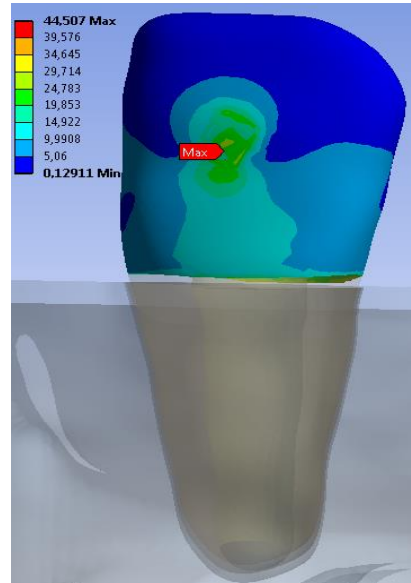
Şekil 3.6. Grup 2'de F1 yönünde 100 N'luk kuvvet uygulandığında sırasıyla periodontal ligament ve alveolar kemikte oluşan en yüksek stres bölgeleri.

F1 yönünde grup 2’de, 100 N’luk kuvvet uygulandığında en yüksek stres birikimi minede, kuvvetin uygulandığı alandayken; dentin, MTA ve alveolar kemikte kök ucunda iç tarafta bulundu. Periodontal ligamentteki en yüksek stres birikimi ise servikopalatinal alandadır.

Grup 2’ye uygulanan F1 yönündeki 100 N’luk kuvvette meydana gelen en yüksek deformasyon bölgeleri ise grup 1’e uygulanan F1 yönündeki 100 N’luk kuvvette meydana gelen deformasyon bölgeleri ile aynıdır (Şekil 3.3. ve Şekil 3.4.).

**Biodentin ile kanal dolumu gerçekleştirilmiş olan grup 3’te**, F1 yönünde 100 N’luk kuvvet uygulandığında oluşan en yüksek stres ve deformasyon bölgeleri, grup 2’ye uygulanan F1 yönündeki 100 N’luk kuvvette meydana gelen en yüksek stres ve deformasyon bölgeleri ile aynıdır (Şekil 3.3., Şekil 3.4., Şekil 3.5., Şekil 3.6.).

**Güta-perka ile kanal dolumu gerçekleştirilmiş olan grup 4’te**, F1 yönünde 100 N’luk kuvvet uygulandığında oluşan en yüksek stres bölgeleri, minede meydana gelen en yüksek stres bölgesi dışında grup 1’de aynı kuvvet yönü ve miktarında meydana gelen stres bölgeleri ile aynı alanlardadır (Şekil 3.1. ve Şekil 3.2.).

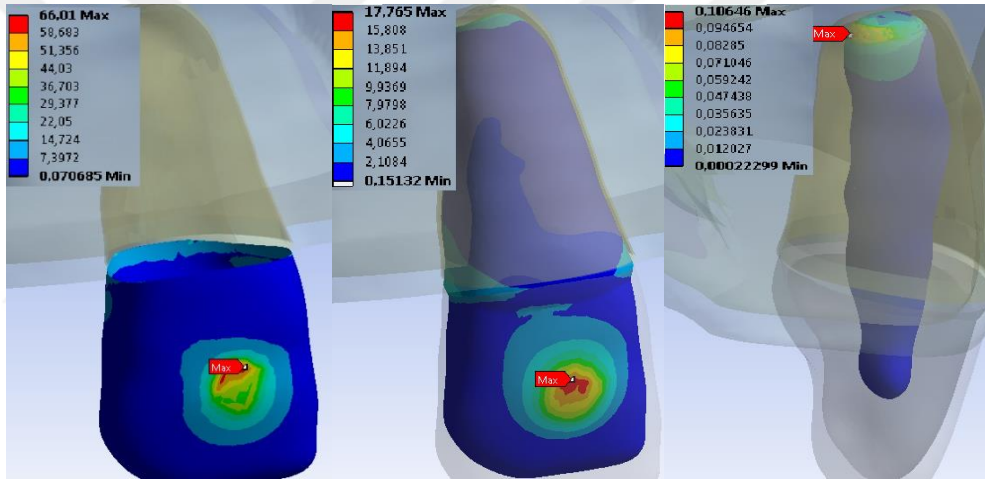


**Şekil 3.7.** Grup 4’te F1 yönünde 100 N’luk kuvvet uygulandığında minede meydana gelen en yüksek stres bölgesi

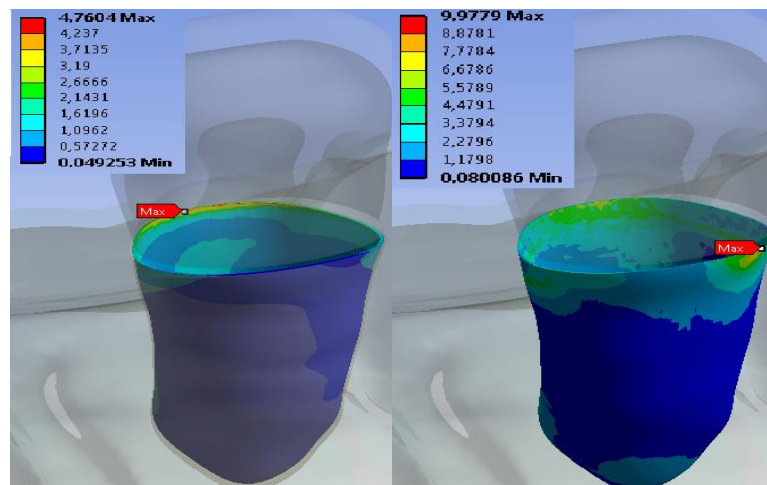
Grup 4'e uygulanan F1 yönündeki 100 N'luk kuvvette meydana gelen en yüksek deformasyon bölgelerinin, grup 1'e uygulanan F1 yönündeki 100 N'luk kuvvette meydana gelen deformasyon bölgeleri ile aynı olduğu görüldü (Şekil 3.3. ve Şekil 3.4.).

### 3.1.2. F2 yönünde kuvvet uygulandığında oluşan en yüksek stres ve deformasyon bölgeleri

Sağlıklı diş modeli olan grup 1'de, F2 yönünde 100 N kuvvet uygulandığında oluşan en yüksek stres ve deformasyon bölgeleri şekilde gösterilmiş olmakla birlikte, kırmızıdan maviye doğru olan renkler, azalan stres ve deformasyon değerlerini göstermektedir.



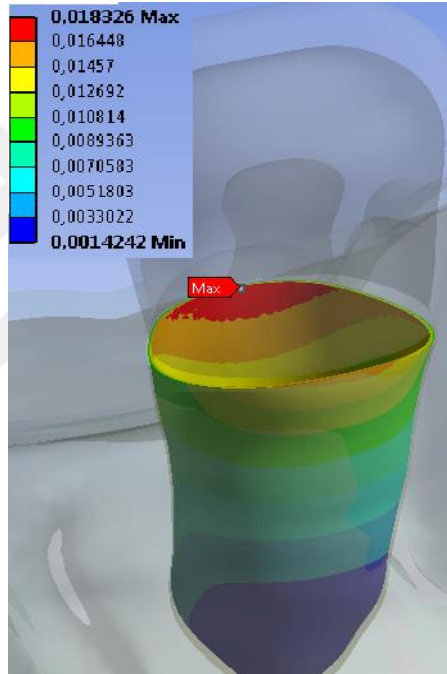
Şekil 3.8. Grup 1'de F2 yönünde 100 N'luk kuvvet uygulandığında sırasıyla mine, dentin ve pulpada oluşan en yüksek stres bölgeleri



Şekil 3.9. Grup 1'de F2 yönünde 100 N'luk kuvvet uygulandığında sırasıyla periodontal ligament ve alveolar kemikte oluşan en yüksek stres bölgeleri

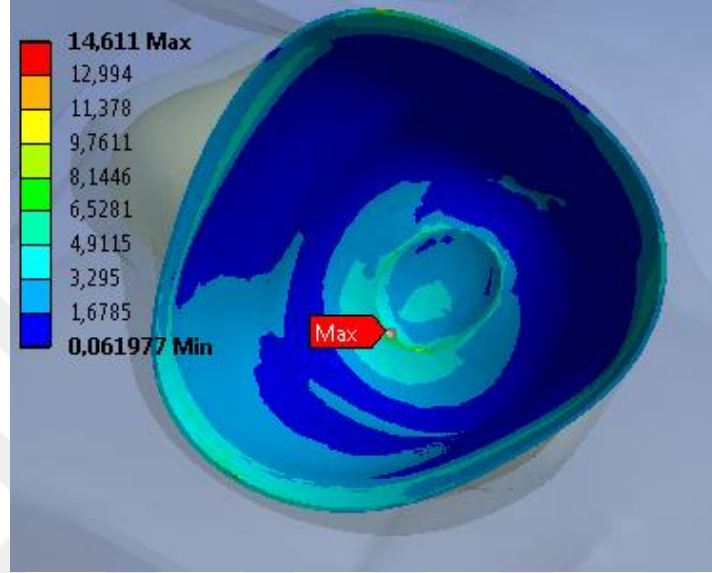
F2 yönündeki 100 N'luk kuvvetin grup 1'e uygulanmasıyla oluşan en yüksek stres bölgeleri; mine ve dentinde kuvvetin uygulandığı alandayken, pulpada kök ucunda, periodontal ligamentte servikopalatinal bölgede ve alveolar kemikte ise servikal mesiobukkal bölgededir.

Sağlıklı diş modelinde grup 1'e F2 yönünde 100 N kuvvet uygulandığında oluşan en yüksek deformasyon bölgeleri, F1 yönünde 100 N kuvvet uygulandığında oluşan en yüksek deformasyon bölgeleriyle aynıdır (Şekil 3.3. ve Şekil 3.4.). Periodontal ligamentte oluşan en yüksek deformasyonun olduğu bölge farklı olmakla birlikte servikopalatinal alandadır.



**Şekil 3.10.** Grup 1'de F2 yönünde 100 N'luk kuvvet uygulandığında periodontal ligamentte oluşan en yüksek deformasyon bölgesi

**MTA ile kanal dolumu gerçekleştirilmiş olan grup 2’de**, F2 yönünde 100 N kuvvet uygulandığında oluşan en yüksek stres bölgeleri alveolar kemik dışında, grup 1’e aynı yönde 100 N kuvvet uygulandığında oluşan en yüksek stres bölgeleri ile aynıdır (Şekil 3.8. ve Şekil 3.9.). Bu grupta alveolar kemikte oluşan en yüksek stres birikiminin ise kök ucunda iç tarafta meydana geldiği görüldü.



**Şekil 3.11.** Grup 2’de F2 yönünde 100 N kuvvet uygulandığında alveolar kemikte oluşan en yüksek stres bölgesi.

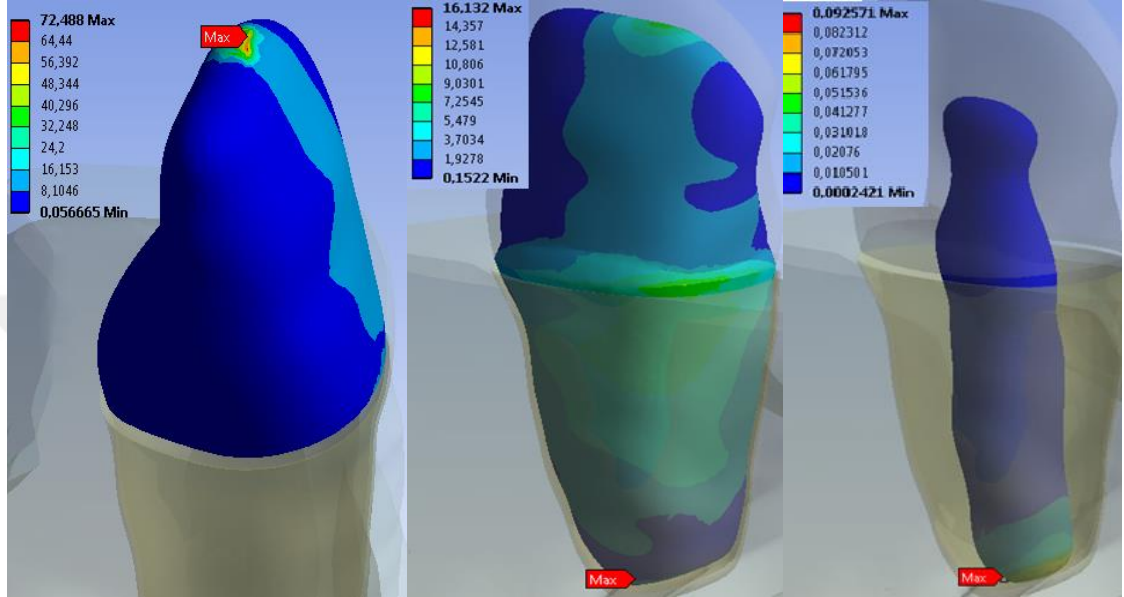
Grup 2’ye uygulanan F2 yönündeki 100 N’luk kuvvette meydana gelen en yüksek deformasyon bölgeleri, sağlıklı dişe uygulanan F2 yönünde 100 N kuvvet uygulandığında meydana gelen en yüksek deformasyon bölgeleri ile aynıdır (Şekil 3.3., Şekil 3.4. ve Şekil 3.10.).

**Biodentin ile kanal dolumu gerçekleştirilmiş olan grup 3’te** F2 yönünde 100 N kuvvet uygulandığında oluşan en yüksek stres ve deformasyon bölgeleri, grup 2’ye uygulanan F2 yönündeki 100 N’luk kuvvet ile aynıdır (Şekil 3.3., Şekil 3.4., Şekil 3.8., Şekil 3.9., Şekil 3.10. ve Şekil 3.11.).

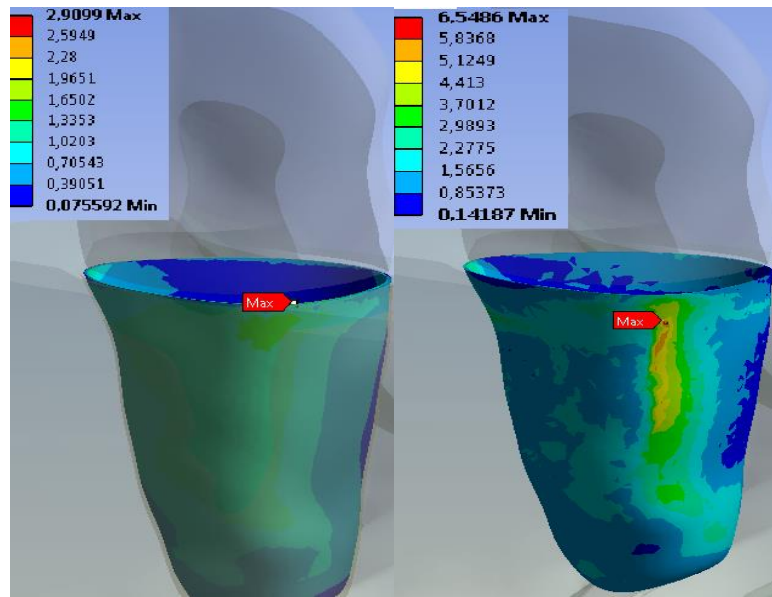
**Güta-perka ile kanal tedavisi yapılmış olan grup 4’e** uygulanan F2 yönündeki 100 N’luk kuvvette meydana gelen en yüksek stres ve deformasyon bölgeleri, grup 1’e uygulanan F2 yönündeki 100 N’luk kuvvette meydana gelen en yüksek stres ve deformasyon bölgeleri ile aynıdır (Şekil 3.3., Şekil 3.4., Şekil 3.8., Şekil 3.9. ve Şekil 3.10.).

### 3.1.3. F3 yönünde kuvvet uygulandığında oluşan en yüksek stres ve deformasyon bölgeleri

Sağlıklı diş modeli olan grup 1’de, F3 yönünde 100 N kuvvet uygulandığında oluşan en yüksek stres bölgeleri aşağıdaki gibidir;



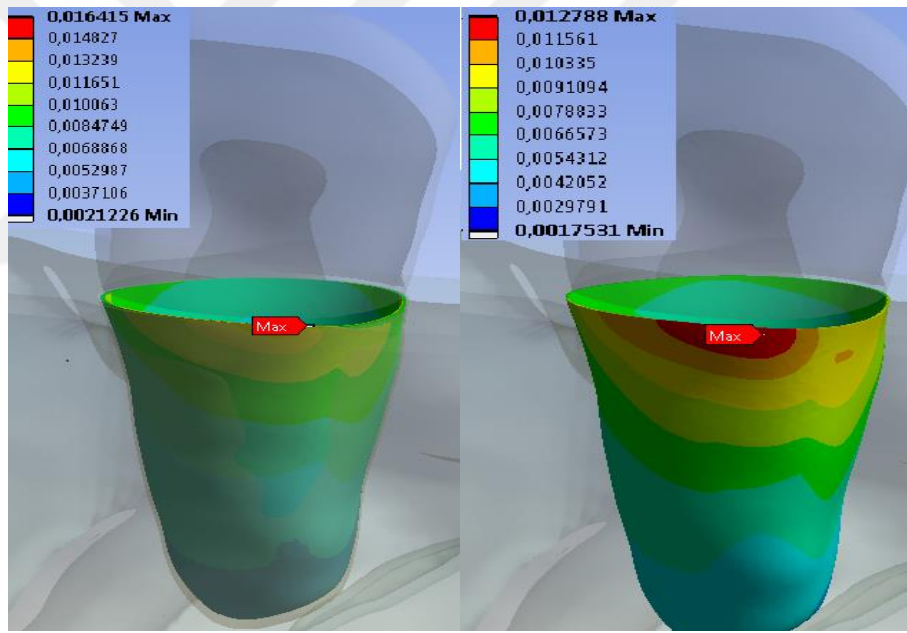
Şekil 3.12. Grup 1’e F3 yönünde 100 N kuvvet uygulandığında sırasıyla mine, dentin ve pulpada oluşan en yüksek stres bölgeleri.



Şekil 3.13. Grup 1’e F3 yönünde 100 N kuvvet uygulandığında sırasıyla periodontal ligament ve alveolar kemikte oluşan en yüksek stres bölgeleri.

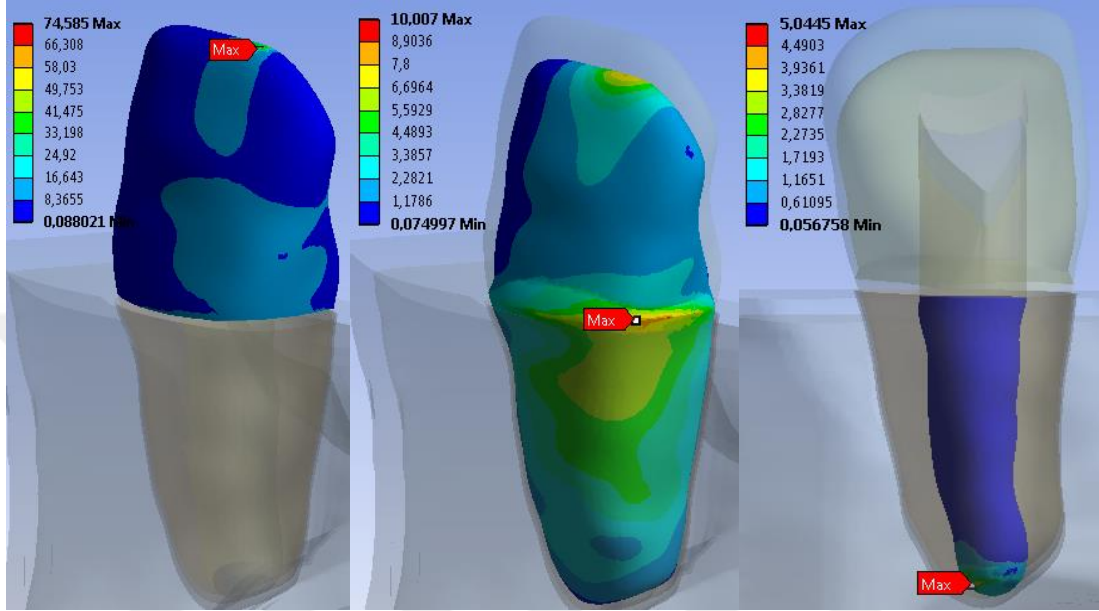
F3 yönünde 100 N'luk kuvvet grup 1'e uygulandığında oluşan en yüksek stres bölgeleri; minede kuvvetin uygulandığı alan olan kron insizalindeyken, dentin ve pulpada kök ucundadır. Periodontal ligament ve alveolar kemikte oluşan en yüksek stres birikiminin olduğu alanlar ise servikal mesiobukkal bölgedir. Alveolar kemikte oluşan stres birikiminin, periodontal ligamente göre daha apikalde yoğunlaştığı görüldü.

Grup 1'de, F3 yönünde 100 N kuvvet uygulandığında oluşan en yüksek deformasyon bölgeleri ise periodontal ligament ve alveolar kemik dışında grup 1'e F1 ve F2 yönünde 100 N kuvvet uygulandığında oluşan en yüksek deformasyon bölgeleri ile aynıdır (Şekil 3.3. ve Şekil 3.4.). Periodontal ligament ve alveolar kemikte oluşan en yüksek deformasyon servikal bukkomesial alandadır.

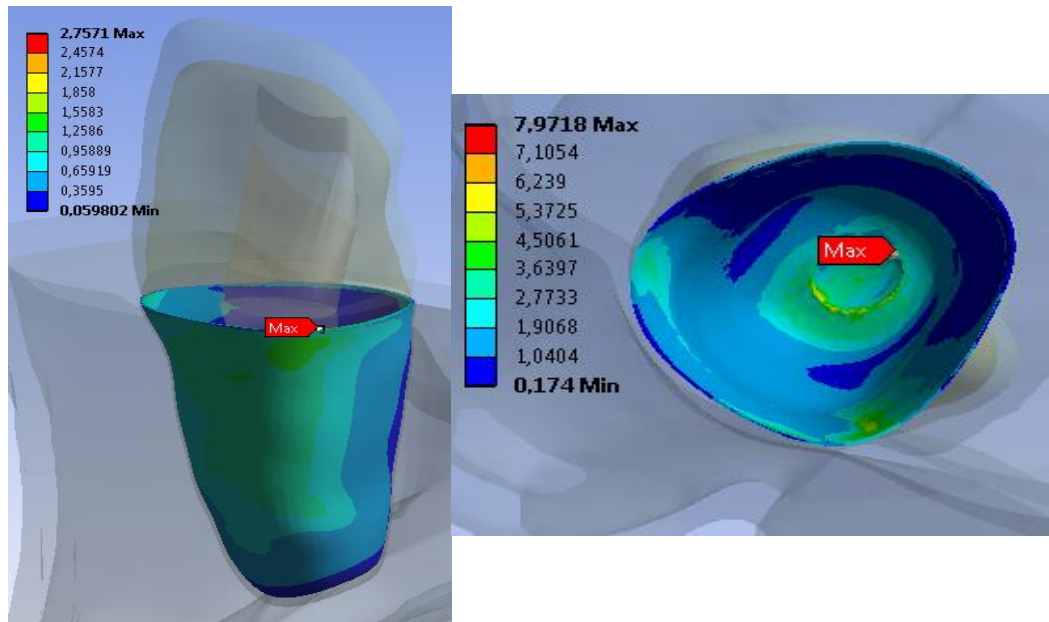


**Şekil 3.14.** Grup1'e F3 yönünde 100 N'luk kuvvet uygulandığında periodontal ligament ve alveolar kemikte oluşan en yüksek deformasyon bölgeleri

MTA ile kanal dolumu gerçekleştirilmiş olan grup 2’de F3 yönünde 100 N kuvvet uygulandığında oluşan en yüksek stres bölgeleri aşağıdaki şekilde gösterilmiştir ve kırmızıdan maviye doğru olan renkler azalan stres değerlerini göstermektedir.



Şekil 3.15. Grup 2’ye F3 yönünde 100 N kuvvet uygulandığında sırasıyla mine, dentin ve pulpada oluşan en yüksek stres bölgeleri.



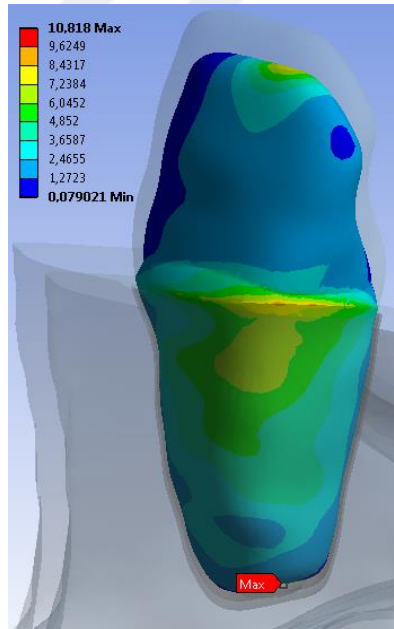
Şekil 3.16. Grup 2’ye F3 yönünde 100 N kuvvet uygulandığında sırasıyla periodontal ligament ve alveolar kemikte oluşan en yüksek stres bölgeleri



Grup 2’de F3 yönünde 100 N kuvvet uygulandığında minede oluşan en yüksek stres bölgesi kuvvetin uygulandığı alan olan kron insizalidir. Pulpada, kök ucundayken alveolar kemiğin en apikal noktasında iç bölgededir. Dentinde ve periodontal ligamentte ise en yüksek stres birikimi, servikal mesiobukkal alandadır.

Grup 2’de, F3 yönündeki 100 N kuvvette meydana gelen deformasyon bölgeleri, sağlıklı dişe uygulanan F3 yönündeki aynı miktardaki kuvvette meydana gelen en yüksek deformasyon bölgeleri ile aynı olmakla beraber Şekil 3.3., Şekil 3.4. ve Şekil 3.14.’de gösterilmiştir.

**Biodentin ile kanal dolumu gerçekleştirilmiş olan grup 3’te**, F3 yönünde 100 N kuvvet uygulandığında oluşan stres ve deformasyon bölgelerinden sadece dentinde oluşan stres bölgesi, F3 yönünde 100 N kuvvet uygulanan grup 2’de oluşan en yüksek stres ve deformasyon bölgelerinden farklıdır. Diğer bölgelerde oluşan en yüksek stres ve deformasyon bölgeleri aynı olmakla beraber Şekil 3.3., Şekil 3.4., Şekil 3.14., Şekil 3.15. ve Şekil 3.16.’da gösterilmiştir.

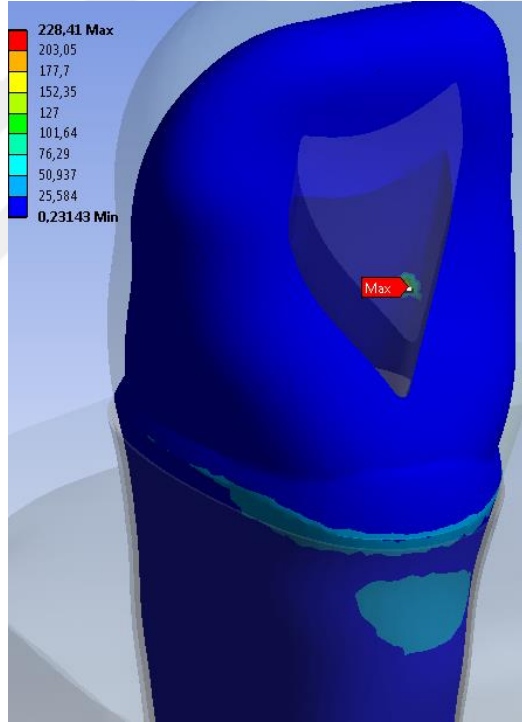


**Şekil 3.17.** Grup 3’te F3 yönünde 100 N kuvvet uygulandığında dentinde meydana gelen en yüksek stres bölgesi

Güta-perka ile kanal dolumu gerçekleştirilmiş olan grup 4’e uygulanan F3 yönündeki 100 N’luk kuvvette meydana gelen en yüksek stres ve deformasyon

bölgeleri, grup 1'e uygulanan F3 yönündeki 100 N'luk kuvvette meydana gelen en yüksek stres ve deformasyon bölgeleri ile aynı olmakla beraber Şekil 3.3., Şekil 3.4., Şekil 3.12., Şekil 3.13. ve Şekil 3.14'de gösterilmiştir.

500 N ve 800 N kuvvet uygulandığında tüm gruplarda oluşan en yüksek stres bölgeleri 100 N uygulandığında oluşan en yüksek stres bölgeleriyle aynı olmakla birlikte F1 ve F2 yönlü kuvvette grup 2 ve grup 3'te dentinde oluşan stres bölgeleri farklı sonuç vermiştir. Dentinde oluşan en yüksek stres bölgesi aşağıdaki şekilde gösterilmiş olup kırmızıdan maviye doğru olan renkler azalan stres değerlerini göstermektedir.



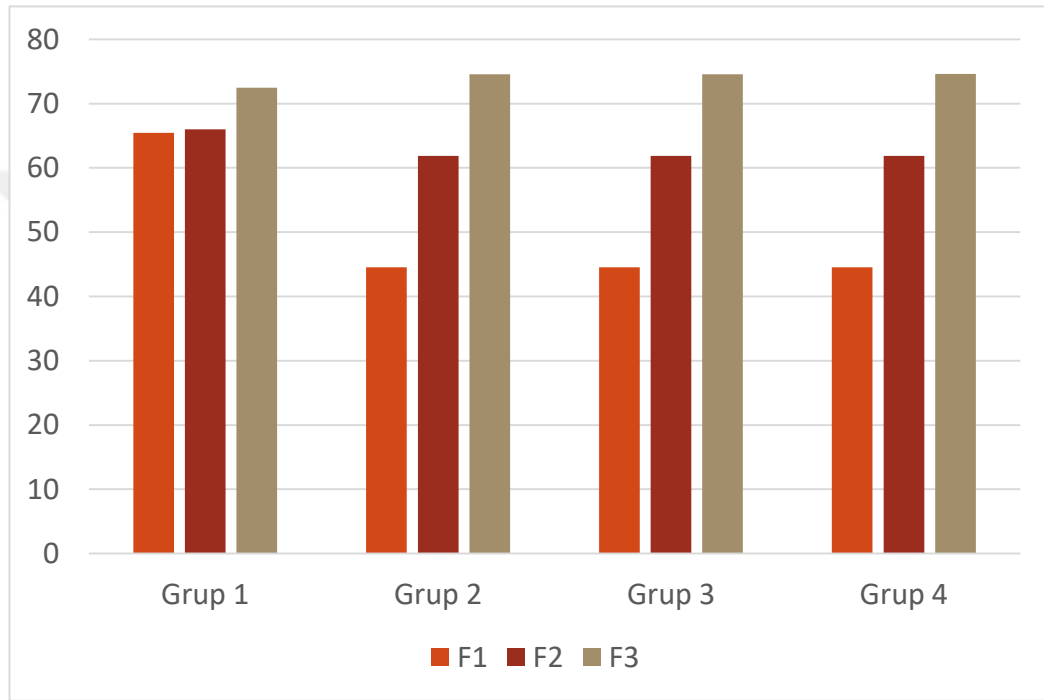
**Şekil 3.18.** F1 ve F2 yönlü kuvvetlerde 500 N ve 800 N kuvvet uygulandığında grup 2 ve grup 3'te dentinde oluşan en yüksek stres bölgesi

MTA ve biodentinle kanal dolumu gerçekleştirilmiş olan gruplarda dentinde oluşan bu stres bölgeleri noktasal olmakla birlikte geniş bir alana dağılım göstermemiştir ve dentin yüzeyinde oluşan bu farklılık yeterince anlam ifade etmemektedir.

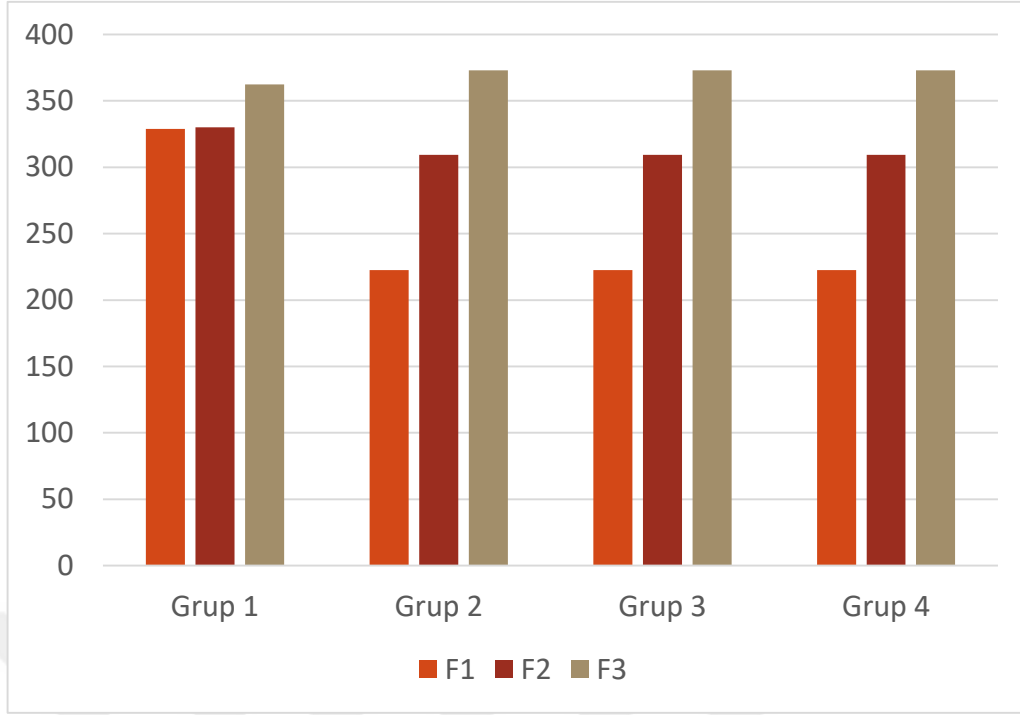
### 3.2. Uygulanan kuvvet büyüklüğü ve kuvvetin iletildiği dış dokularına göre en yüksek stres ve deformasyon miktarlarının değerlendirilmesi

Uygulanan kuvvetler sonucunda meydana gelen stres miktarları MPa, deformasyon miktarları ise mm cinsinden değerlendirildi.

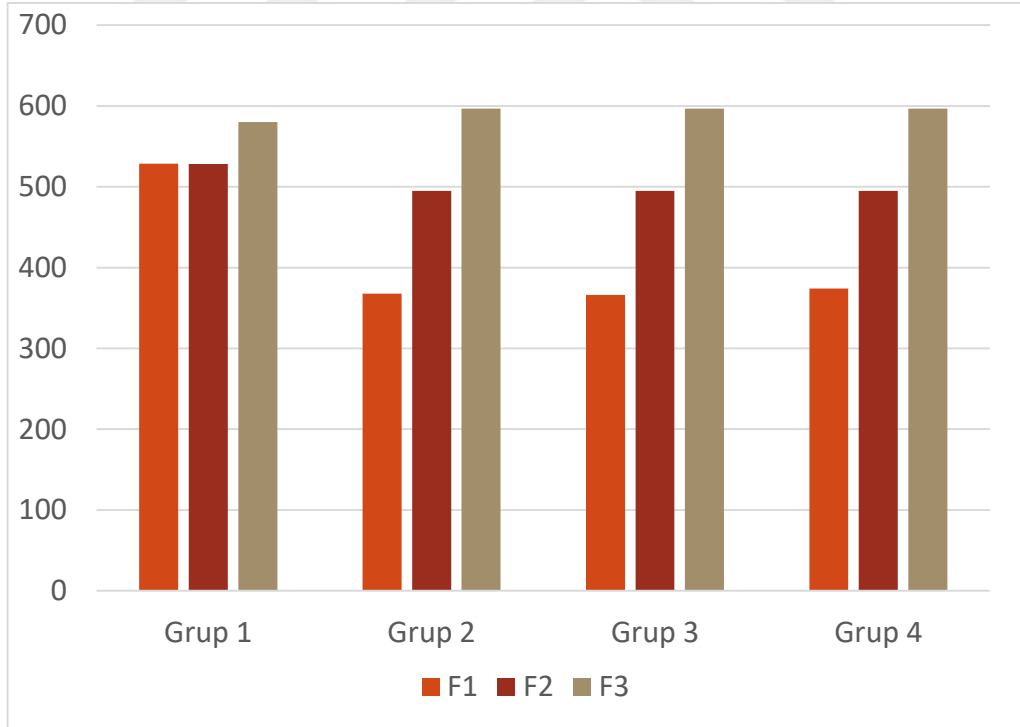
#### 3.2.1. Minede oluşan en yüksek stres ve deformasyon miktarları



Şekil 3.19. 100 N'luk kuvvette minede oluşan en yüksek von Mises stres değerleri

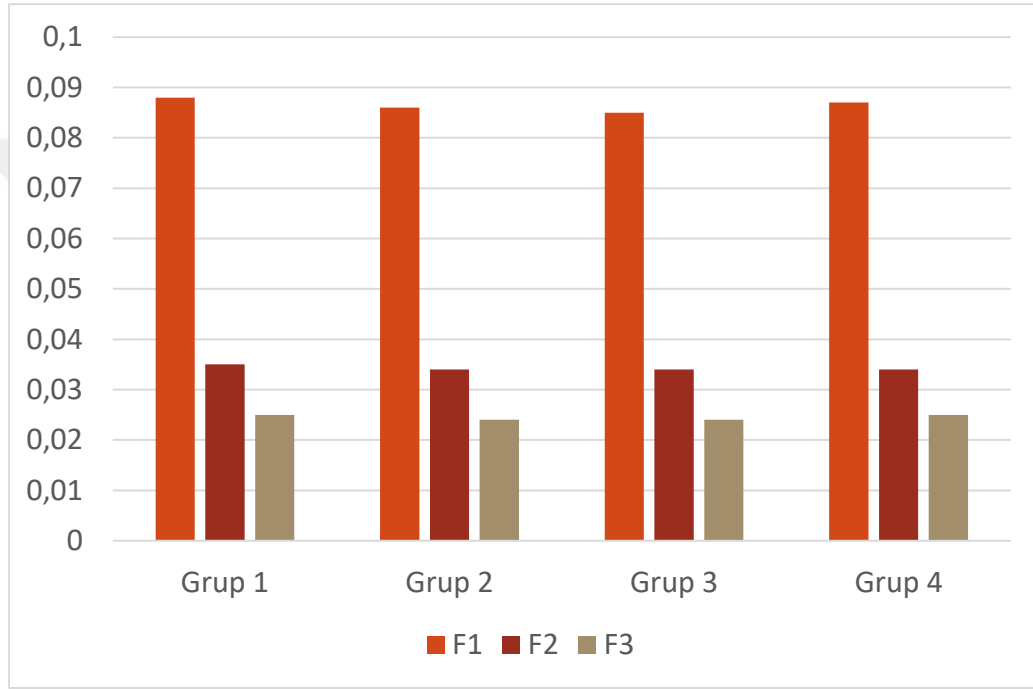


**Şekil 3.20.** 500 N'luk kuvvette minede oluşan en yüksek von Mises stres değerleri

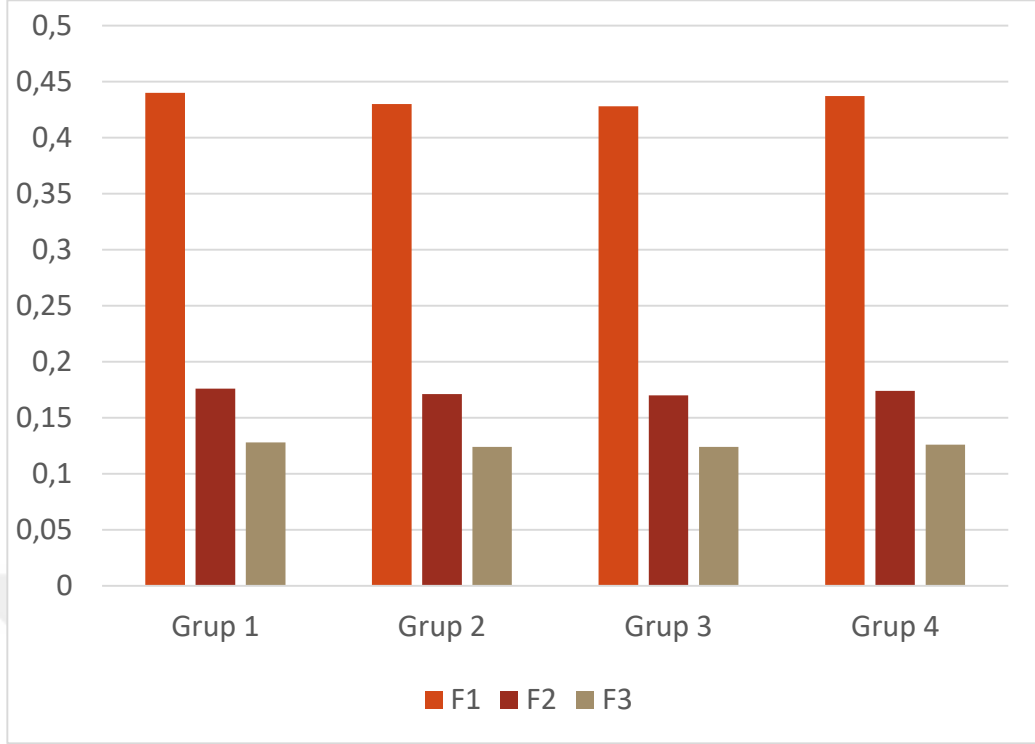


**Şekil 3.21.** 800 N'luk kuvvette minede oluşan en yüksek von Mises stres değerleri

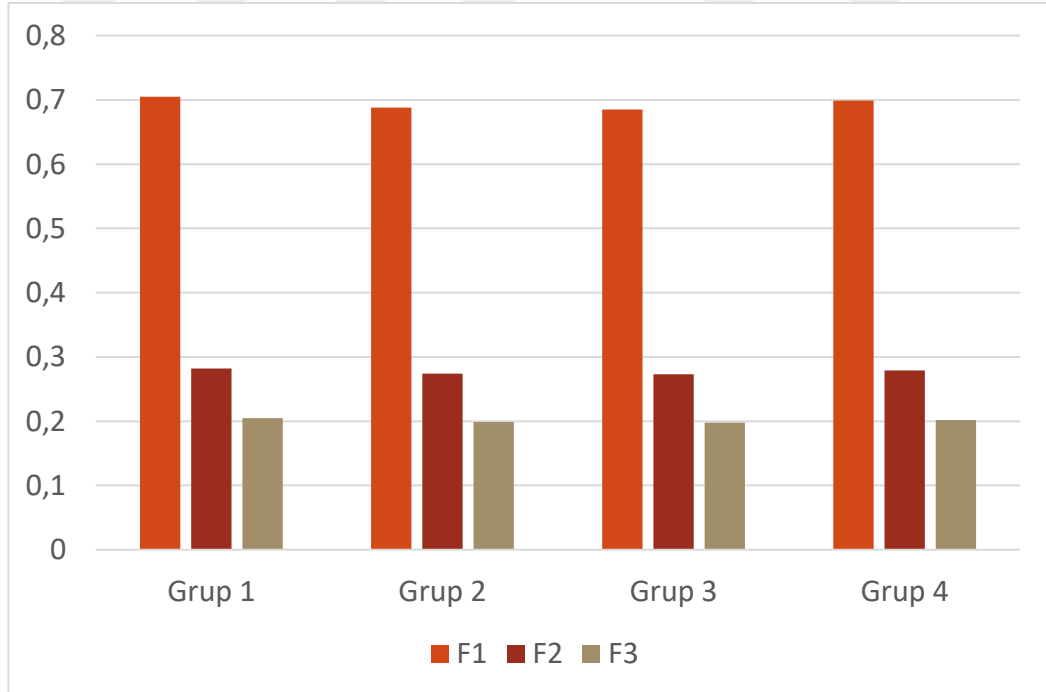
100 N, 500 N ve 800 N'luk kuvvetler uygulandığında; tüm gruplar değerlendirildiğinde minede en fazla stres birikimine sebep olan kuvvet, F3 yönlü kuvvet iken en az stres birikimine sebep olan kuvvet yönünün F1 olduğu görüldü. Grup 2, grup 3 ve grup 4'te oluşan stres miktarları benzerken, sağlıklı diş modeli olan grup 1'de, F1 ve F2 yönlü kuvvetlerde diğer gruplara göre daha fazla stres birikimi gözlemlendi. Uygulanan kuvvet miktarı arttığça oluşan en yüksek von Mises stres değerleri de artmaktadır.



Şekil 3.22. 100 N'luk kuvvette minede oluşan en yüksek deformasyon miktarları



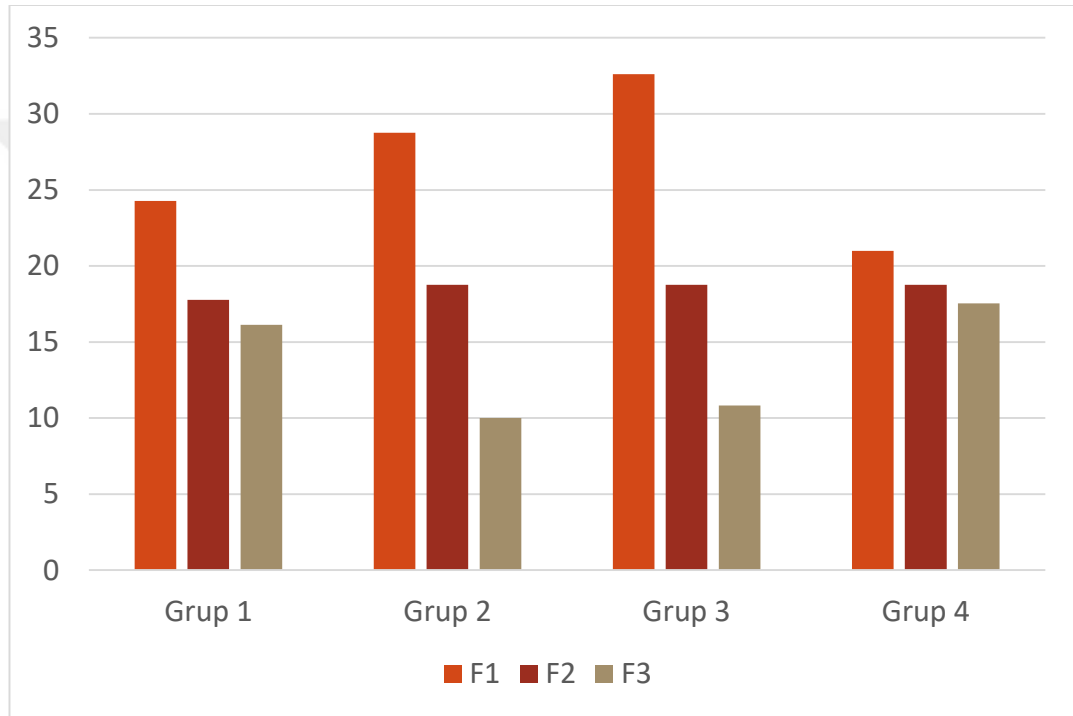
**Şekil 3.23.** 500 N'luk kuvvette minede oluşan en yüksek deformasyon miktarları



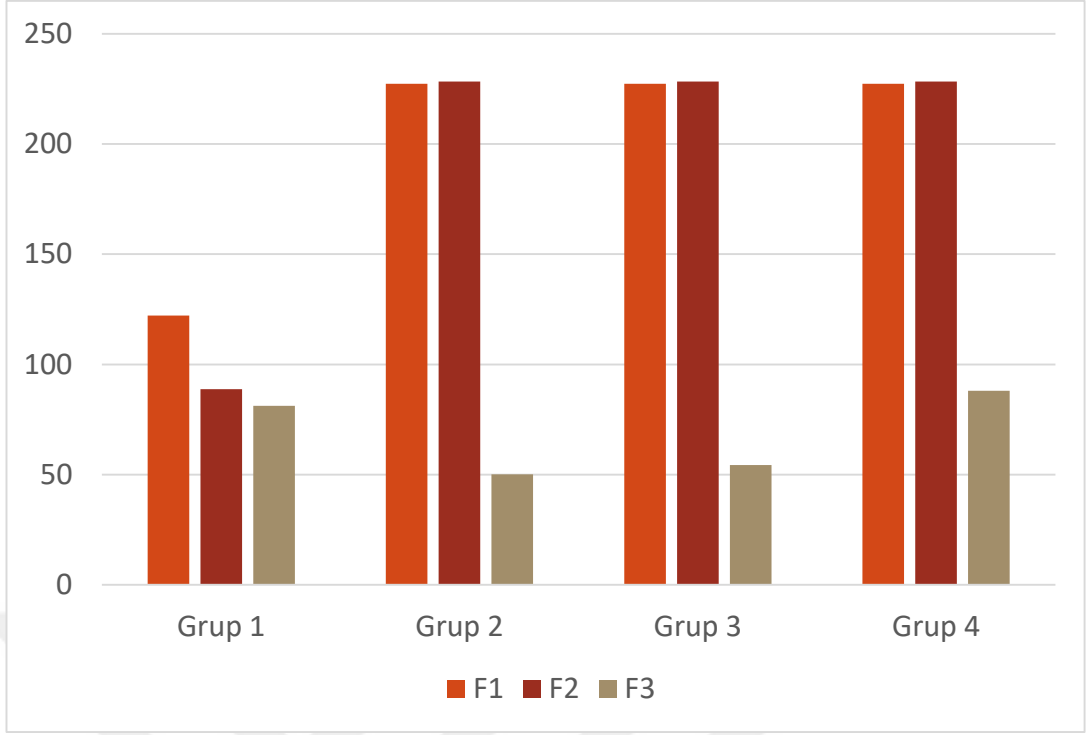
**Şekil 3.24.** 800 N'luk kuvvette minede oluşan en yüksek deformasyon miktarları

Grup 1, grup 2, grup 3 ve grup 4'e, F1, F2, F3 yönündeki kuvvetler uygulandığında minede meydana gelen en yüksek deformasyon miktarları değerlendirildiğinde, en yüksek deformasyonun tüm gruplarda F1 yönündeki kuvvette meydana geldiği ve F3 yönünde uygulanan kuvvette oluşan deformasyon miktarlarının da tüm gruplarda en az ve benzer miktarlarda olduğu gözlemlendi. Uygulanan kuvvet miktarı arttıkça oluşan deformasyon miktarları da artmaktadır.

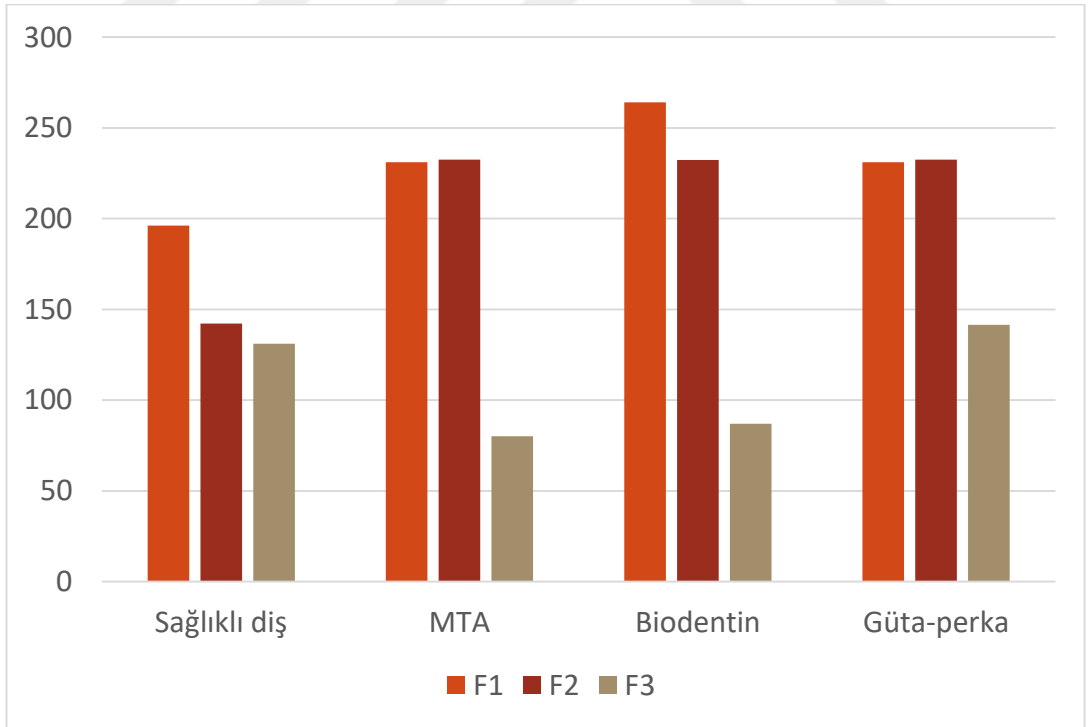
### 3.2.2. Dentinde oluşan en yüksek stres ve deformasyon miktarları



Şekil 3.25. 100 N'luk kuvvette dentinde oluşan en yüksek von Mises stres değerleri



**Şekil 3.26.** 500 N'luk kuvvette dentinde oluşan en yüksek von Mises stres değerleri

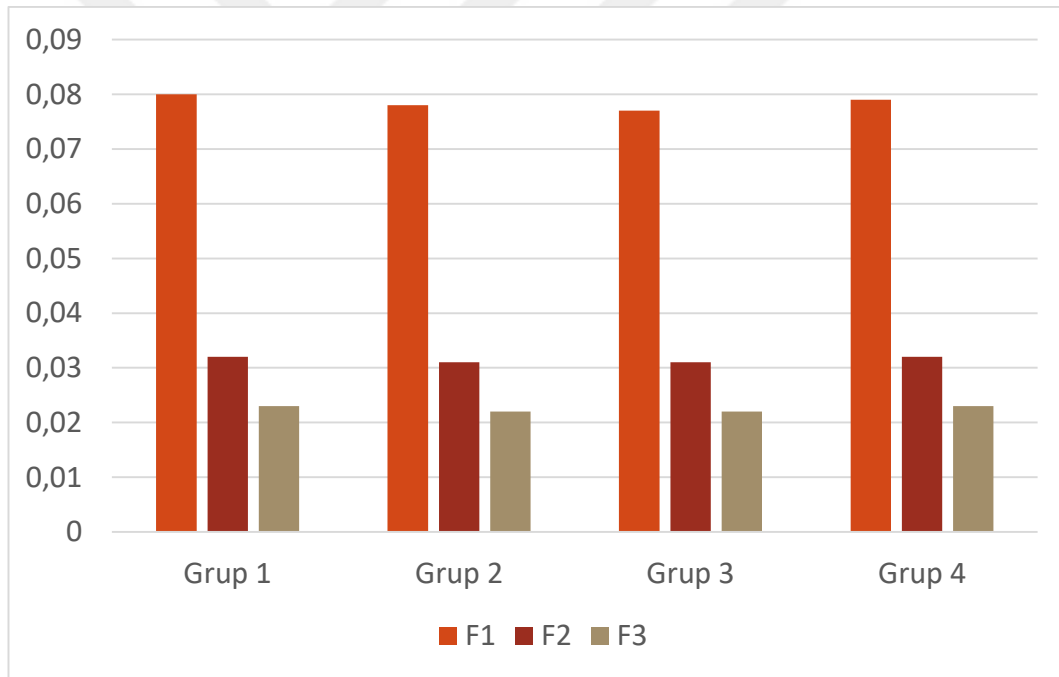


**Şekil 3.27.** 800 N'luk kuvvette dentinde oluşan en yüksek von Mises stres değerleri

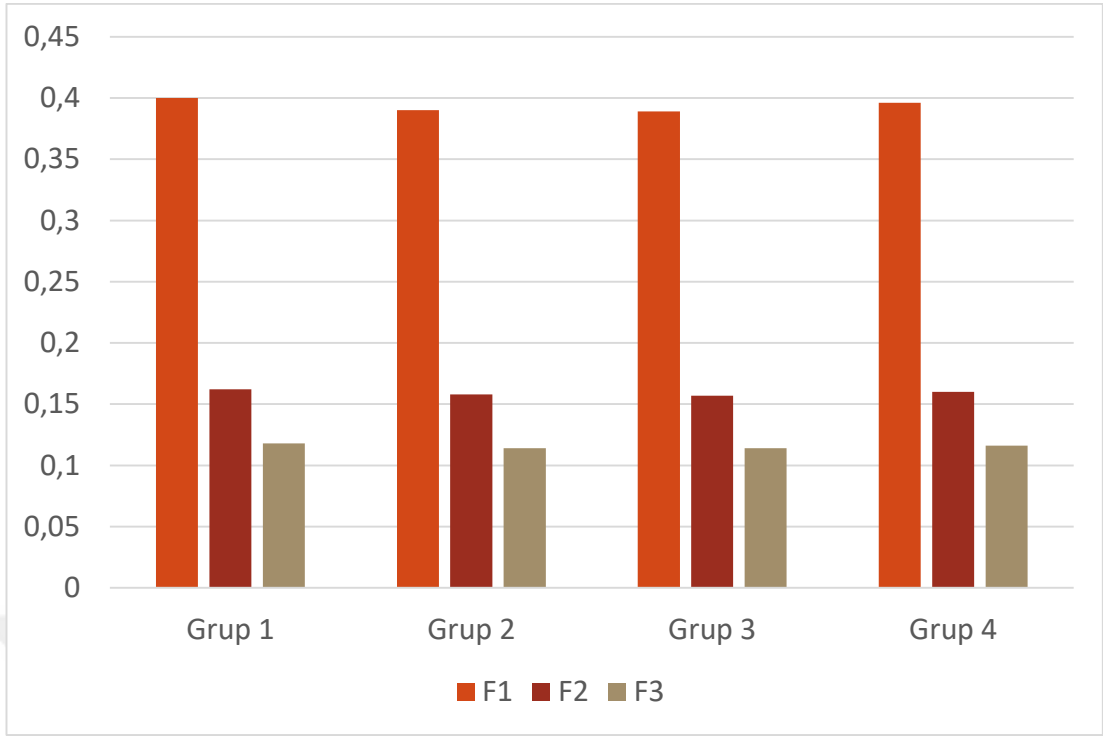


100 N'luk kuvvet uygulandığında tüm gruplarda oluşan en yüksek stres birikimi F1 yönündeki kuvvette meydana geldi. Grup 3'te F1 ve F2 yönündeki kuvvetlerde oluşan stres miktarları en fazlayken, aynı yönlerdeki kuvvetlerde en az stres grup 1 ve grup 4'te görüldü.

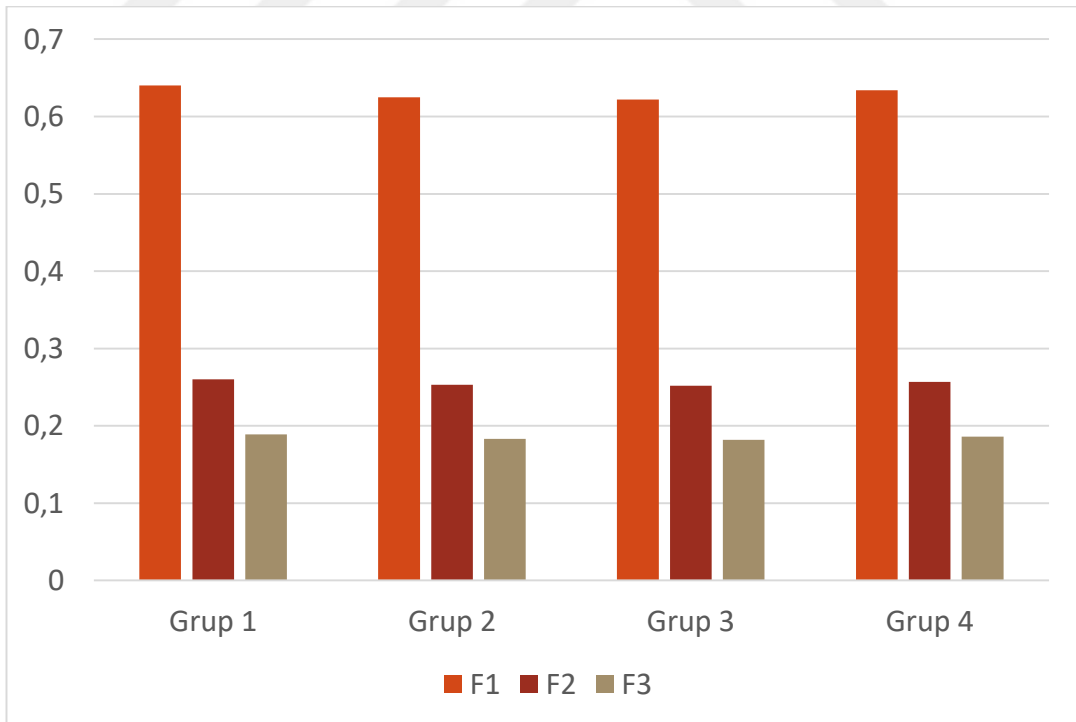
500 N ve 800 N'luk kuvvet uygulandığında F1 ve F2 yönünde oluşan stres miktarları değerlendirildiğinde; grup 2, grup 3 ve grup 4'te oluşan stresler benzerken, grup 1'de oluşan stres birikimi daha azdır. F1 ve F2 yönündeki kuvvetlerde oluşan stres miktarları F3 yönünde kuvvet uygulandığında oluşan stres miktarlarından daha fazladır ve uygulanan kuvvet miktarı arttıkça meydana gelen stres birikimi de artmaktadır. Grup 2'de oluşan stres miktarları diğer gruplarla karşılaştırıldığında, F3 yönlü kuvvette en az bulundu.



**Şekil 3.28.** 100 N'luk kuvvette dentinde oluşan en yüksek deformasyon değerleri



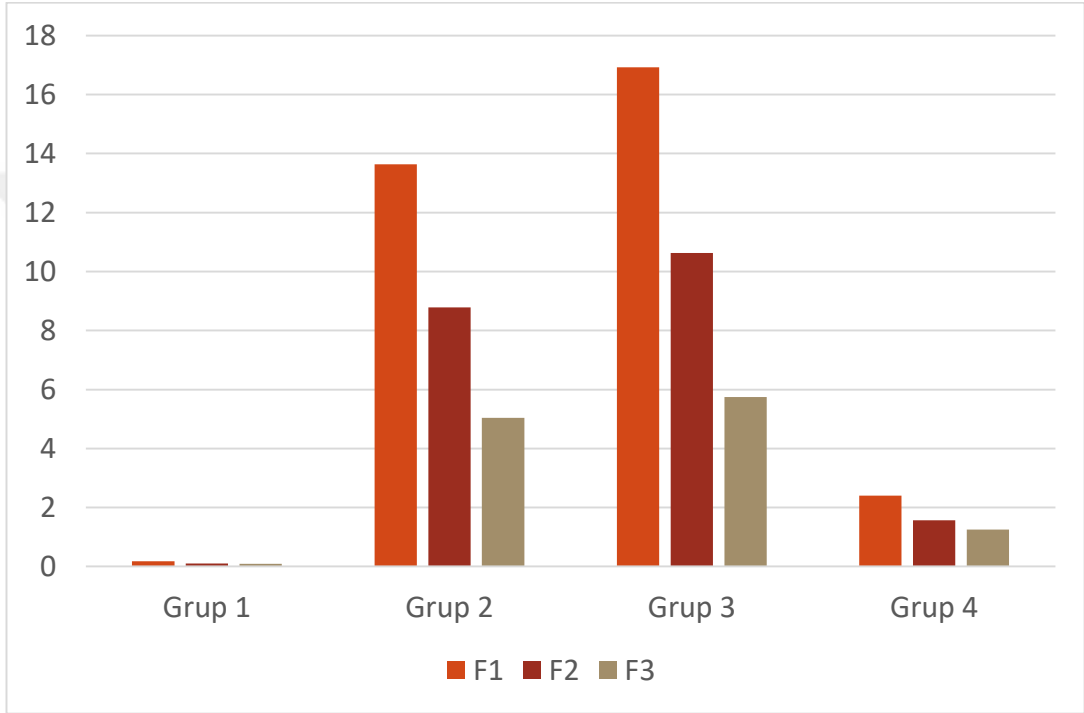
Şekil 3.29. 500 N'luk kuvvette dentinde oluşan en yüksek deformasyon değerleri



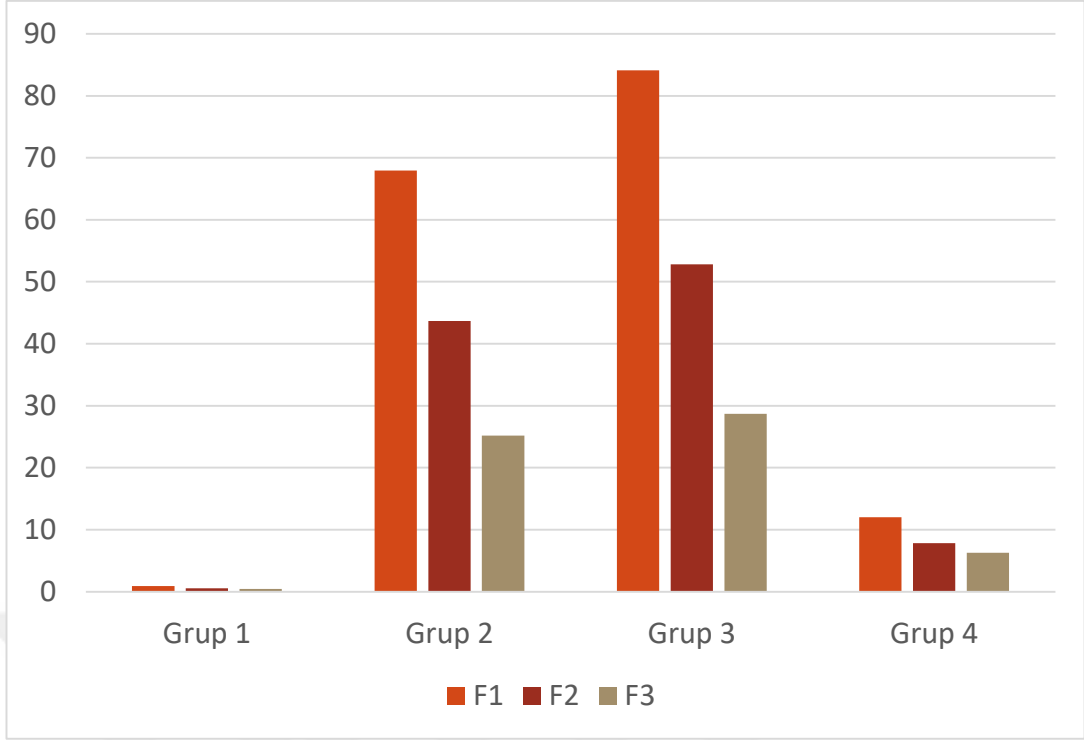
Şekil 3.30. 800 N'luk kuvvette dentinde oluşan en yüksek deformasyon değerleri

Uygulanan kuvvetler sonucunda tüm gruplar arasında oluşan deformasyon miktarları benzer bulunmakla birlikte, en yüksek deformasyon değerlerinin F1 yönünde kuvvet uygulandığında meydana geldiği görüldü. Uygulanan kuvvet miktarı arttıkça deformasyon miktarları da artmaktadır.

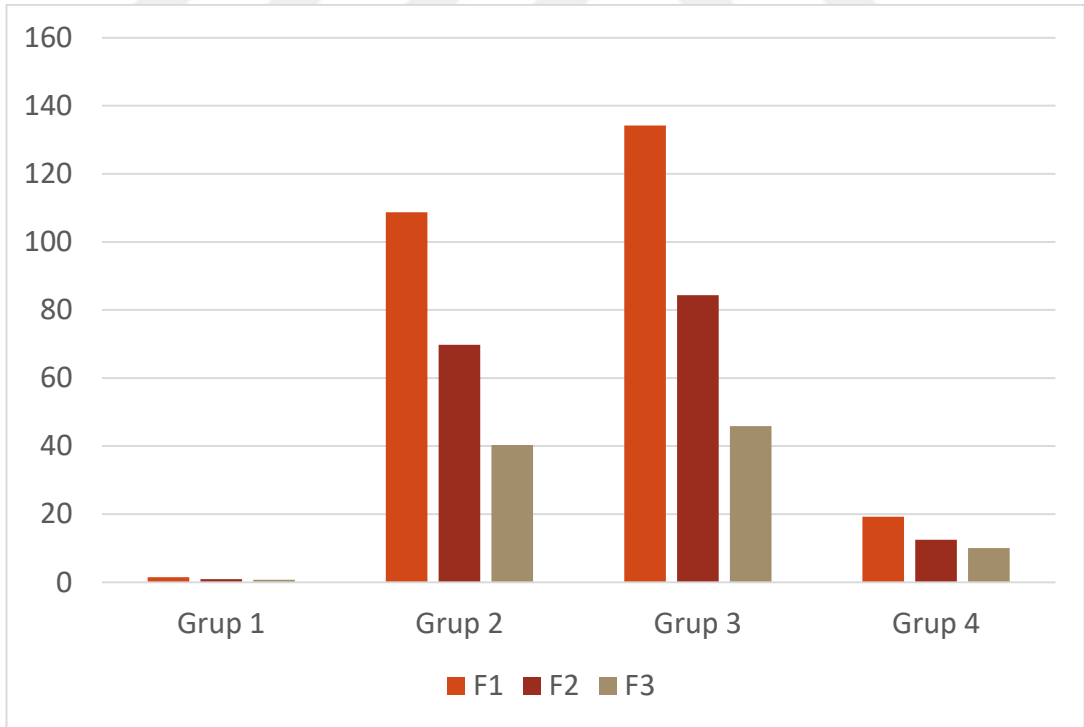
### 3.2.3. Pulpa, MTA, Biodentin ve Güta-perka'da oluşan en yüksek stres ve deformasyon miktarları



**Şekil 3.31.** 100 N'luk kuvvette pulpa ve kanal dolum materyallerinde oluşan en yüksek von Mises stres değerleri

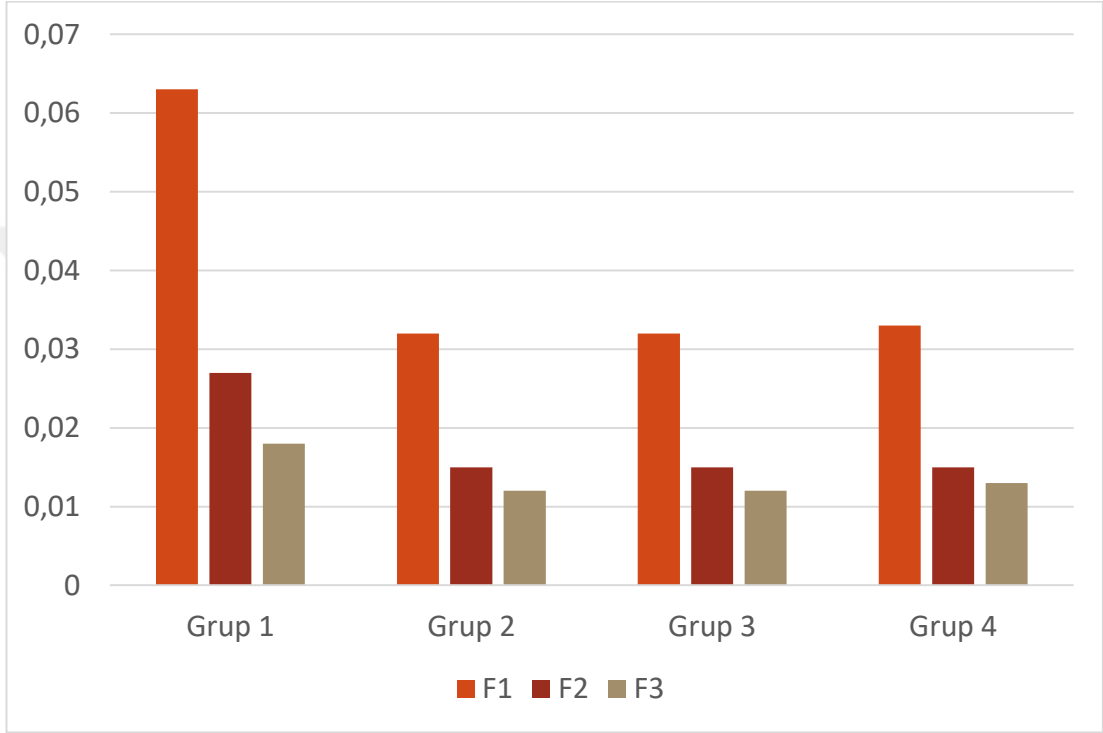


**Şekil 3.32.** 500 N'luk kuvvette pulpa ve kanal dolum materyallerinde oluşan en yüksek von Mises stres değerleri

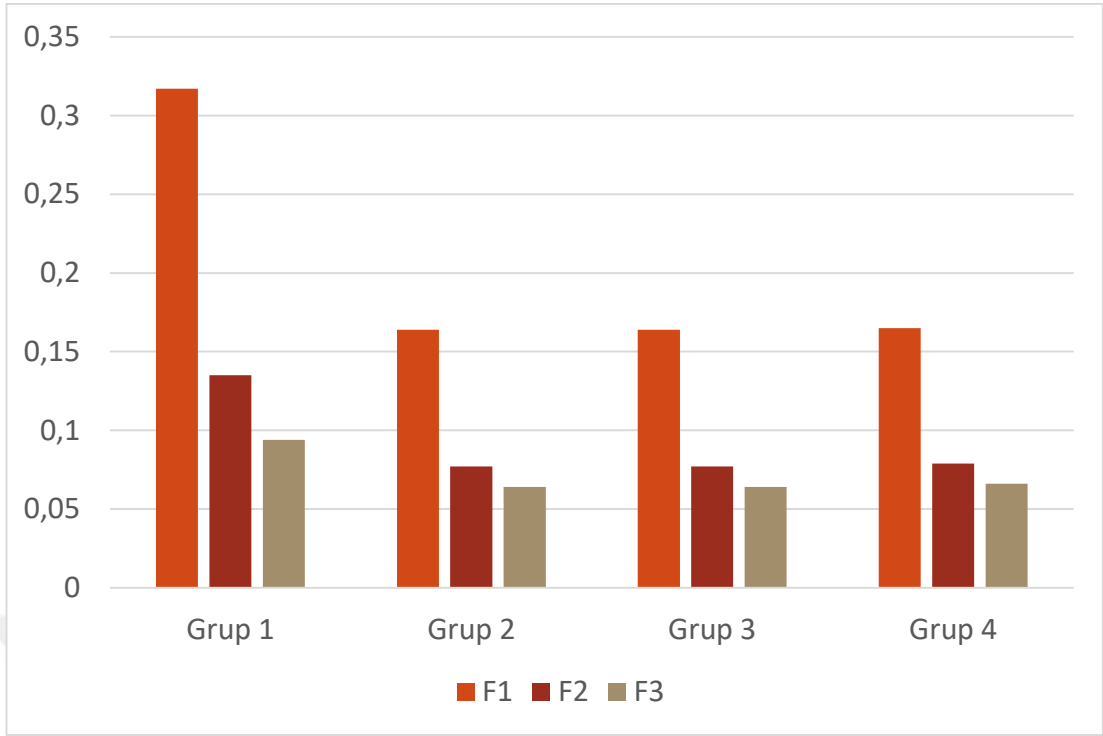


**Şekil 3.33.** 800 N'luk kuvvette pulpa ve kanal dolum materyallerinde oluşan en yüksek von Mises stres değerleri

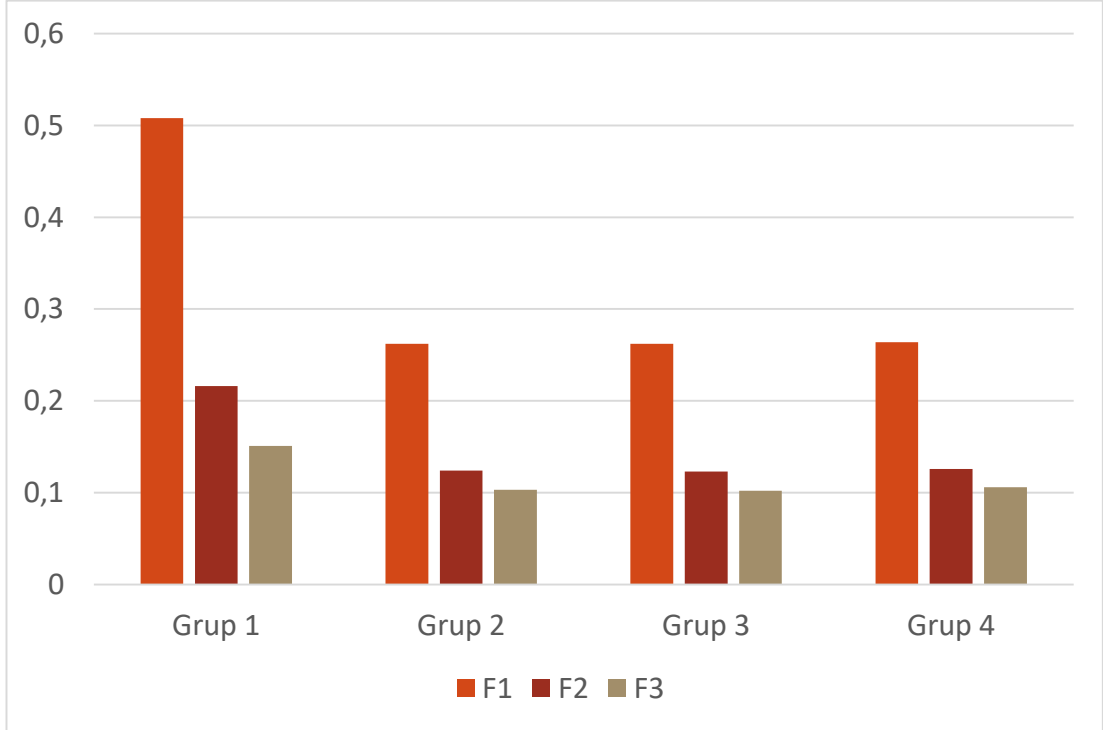
Sağlıklı diş modeline ait pulpada biriken stres miktarlarının, diğer gruplarla karşılaştırıldığında, uygulanan tüm kuvvet yönlerinde daha az olduğu görüldü. Grup 3'ün kanal dolum materyali olan biodentinde oluşan stres birikimi tüm kuvvet yönlerinde en fazla iken grup 2 ve grup 4'te oluşan streslerin daha az olduğu görüldü. Tüm gruplarda, F1 yönündeki kuvvetin daha fazla stres birikimine sebep olduğu bulundu.



**Şekil 3.34.** 100 N'luk kuvvette pulpa ve kanal dolum materyallerinde oluşan en yüksek deformasyon değerleri



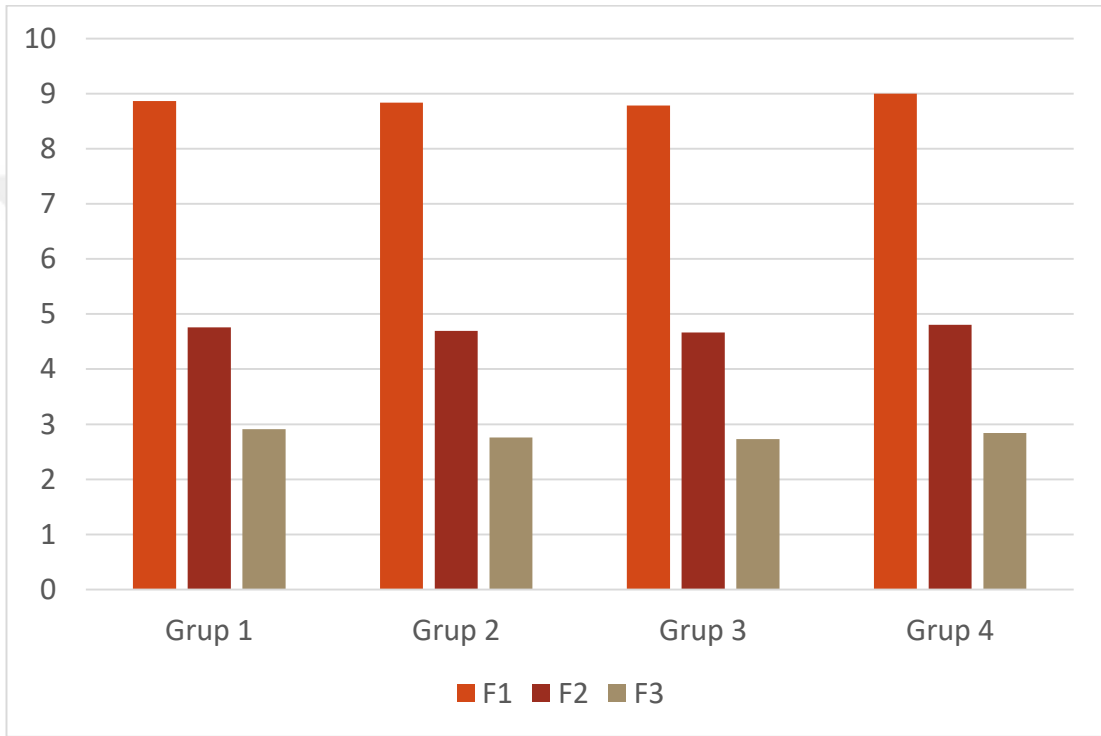
**Şekil 3.35.** 500 N'luk kuvvette pulpa ve kanal dolum materyallerinde oluşan en yüksek deformasyon değerleri



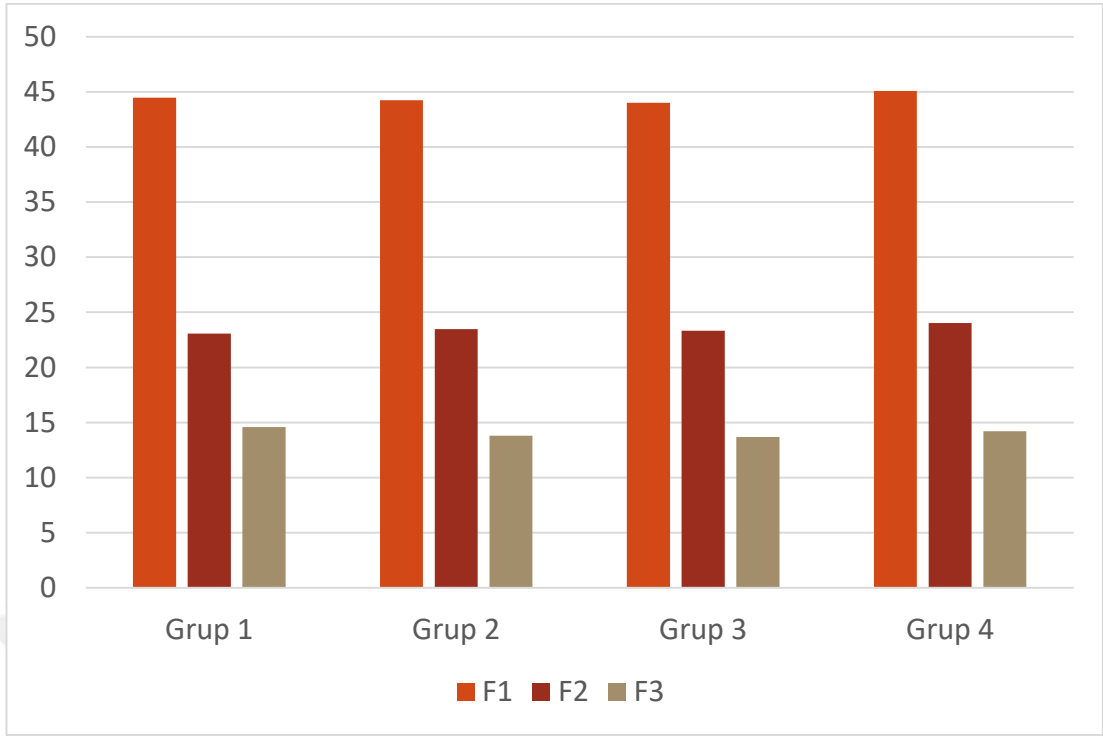
**Şekil 3.36.** 800 N'luk kuvvette pulpa ve kanal dolum materyallerinde oluşan en yüksek deformasyon değerleri

Gruplar arasında en yüksek deformasyon miktarı grup 1’de F1 yönündeki kuvvette oluşmuşken, tüm gruplarda F1 yönündeki kuvvette oluşan deformasyon miktarları, F2 ve F3 yönündeki kuvvetlerde oluşan deformasyon miktarlarından daha fazladır. Grup 2, grup 3 ve grup 4’te oluşan deformasyon miktarları tüm kuvvet yönlerinde benzer bulundu.

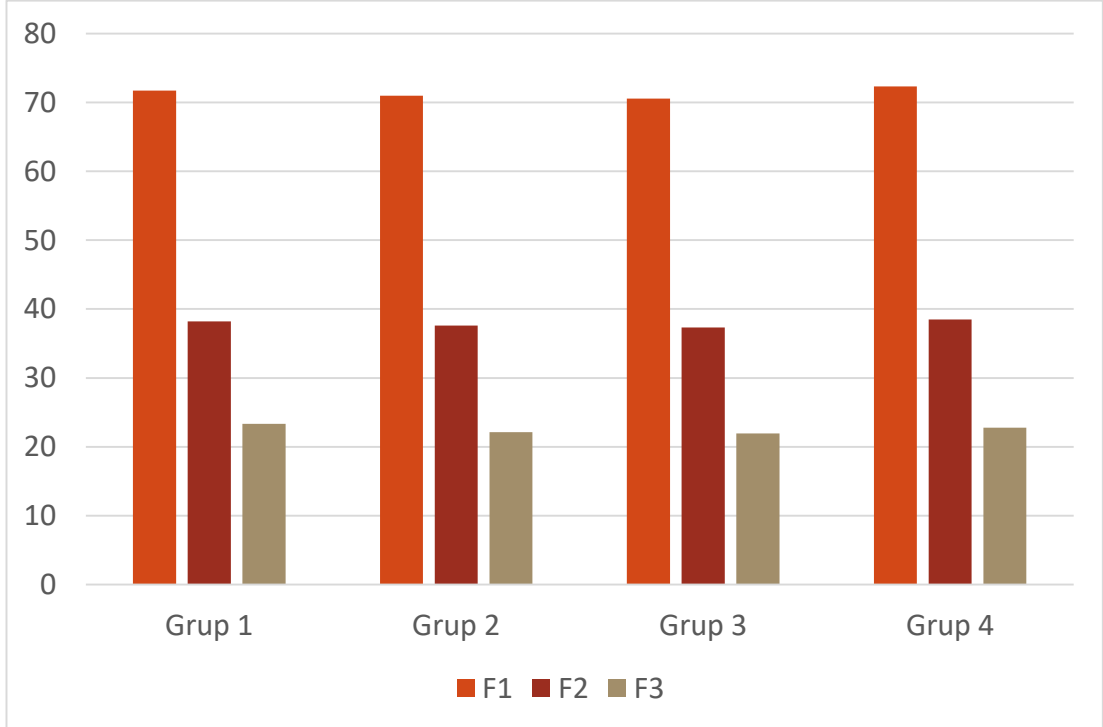
### 3.2.4. Periodontal ligamentte oluşan en yüksek stres ve deformasyon miktarları



**Şekil 3.37.** 100 N’luk kuvvette periodontal ligamentte oluşan en yüksek von Mises stres değerleri



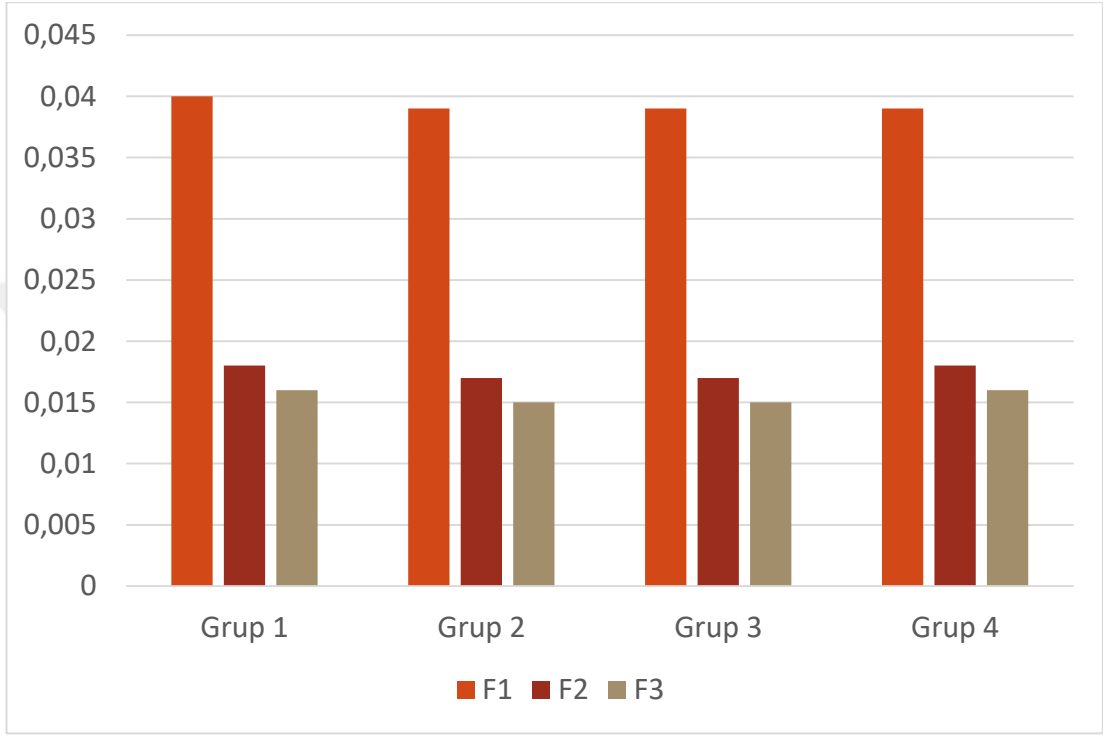
**Şekil 3.38.** 500 N'luk kuvvette periodontal ligamentte oluşan en yüksek von Mises stress değerleri



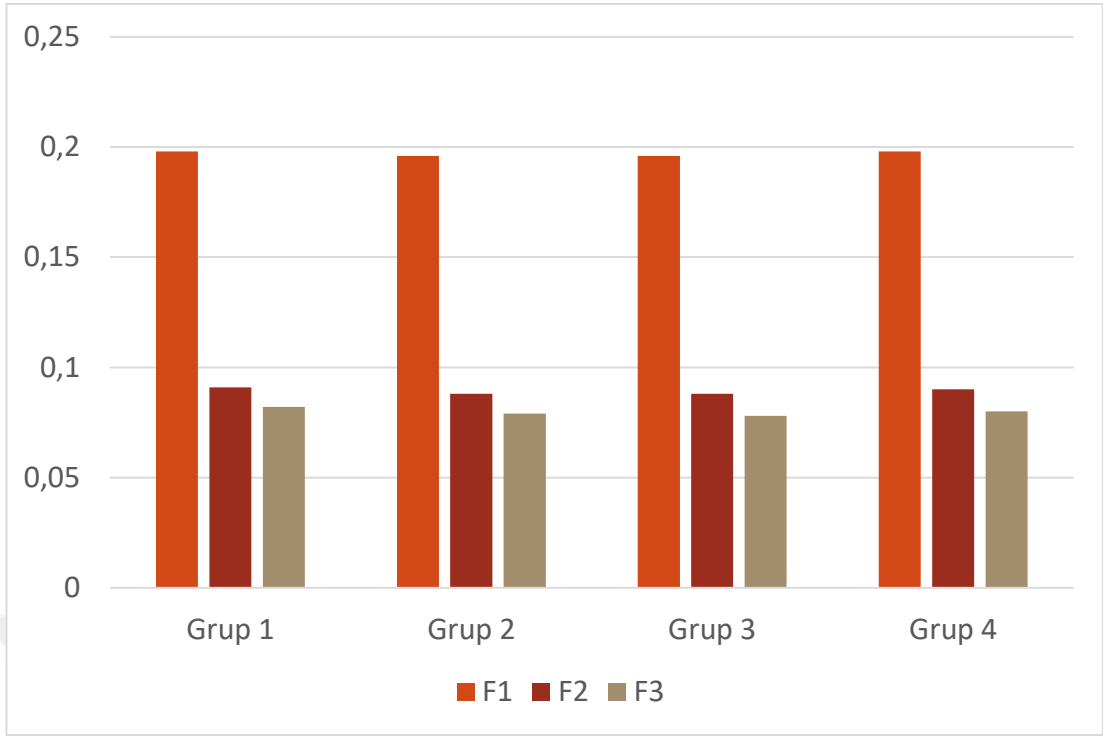
**Şekil 3.39.** 800 N'luk kuvvette periodontal ligamentte oluşan en yüksek von Mises stres değerleri



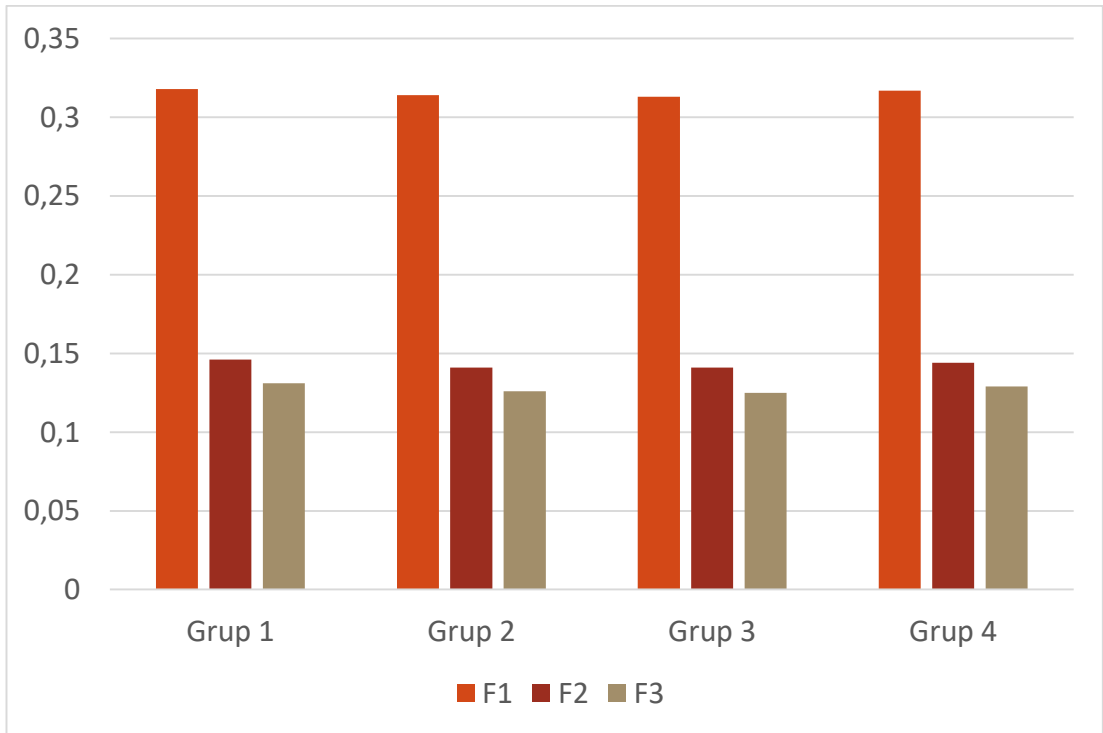
Periodontal ligamentte oluşan en yüksek stres değerlerinin tüm gruplarda benzer olduğu ve en yüksek stresin F1 yönünde kuvvet uygulandığında, en az stresin ise F3 yönünde kuvvet uygulandığında meydana geldiği görüldü. Uygulanan kuvvet miktarı arttıkça oluşan stres miktarıda artmaktadır.



**Şekil 3.40.** 100 N'luk kuvvette periodontal ligamentte oluşan en yüksek deformasyon değerleri



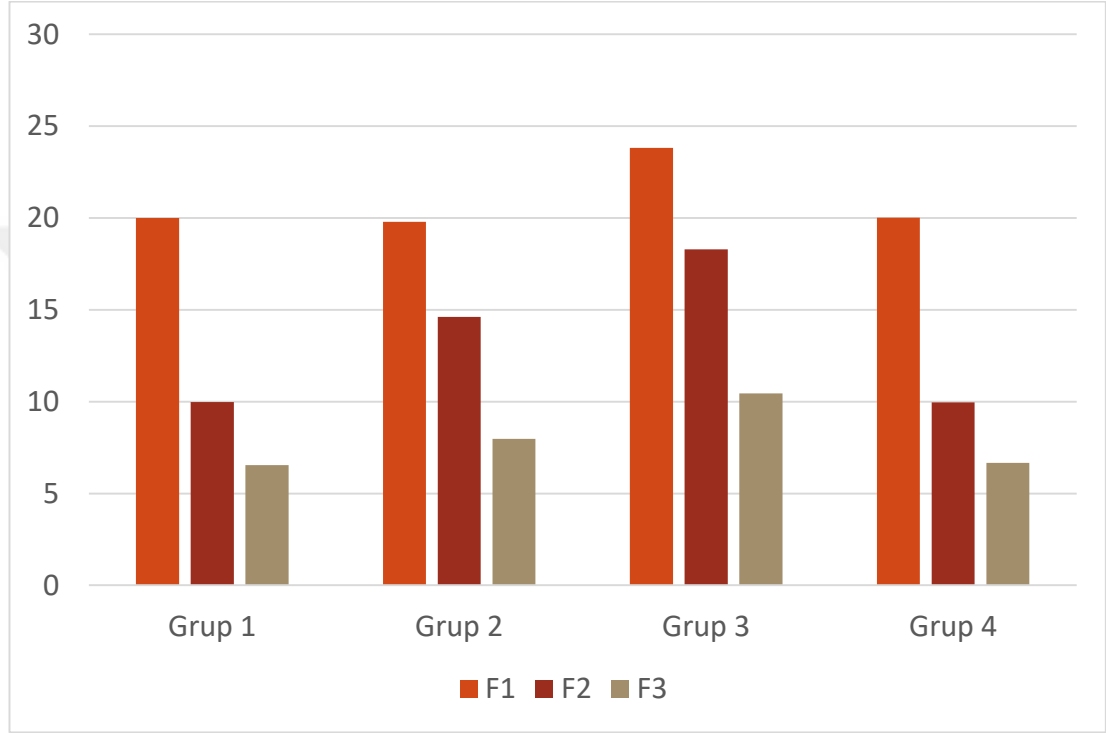
**Şekil 3.41.** 500 N'luk kuvvette periodontal ligamentte oluşan en yüksek deformasyon değerleri



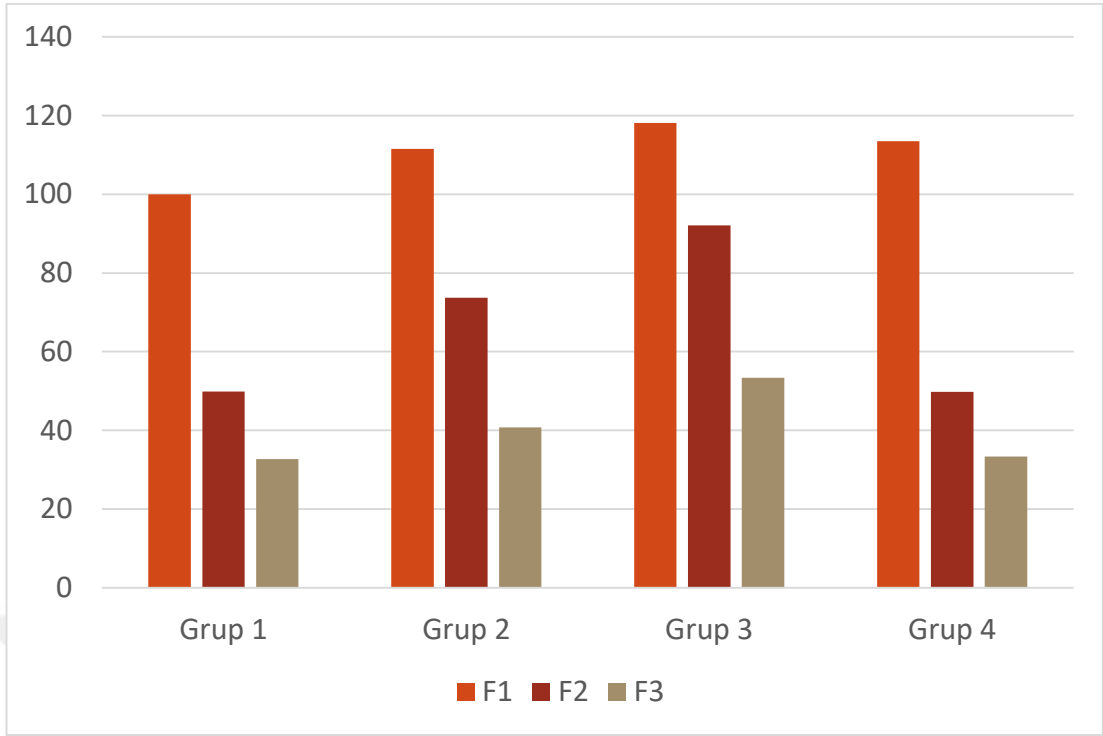
**Şekil 3.42.** 800 N'luk kuvvette periodontal ligamentte oluşan en yüksek deformasyon değerleri

Tüm gruplarda uygulanan kuvvetler karşısında oluşan en yüksek deformasyon miktarları benzer olmakla beraber, F1 yönünde uygulanan kuvvette oluşan deformasyon en fazladır. Uygulanan kuvvet miktarı arttıkça en yüksek deformasyon miktarı da artmaktadır.

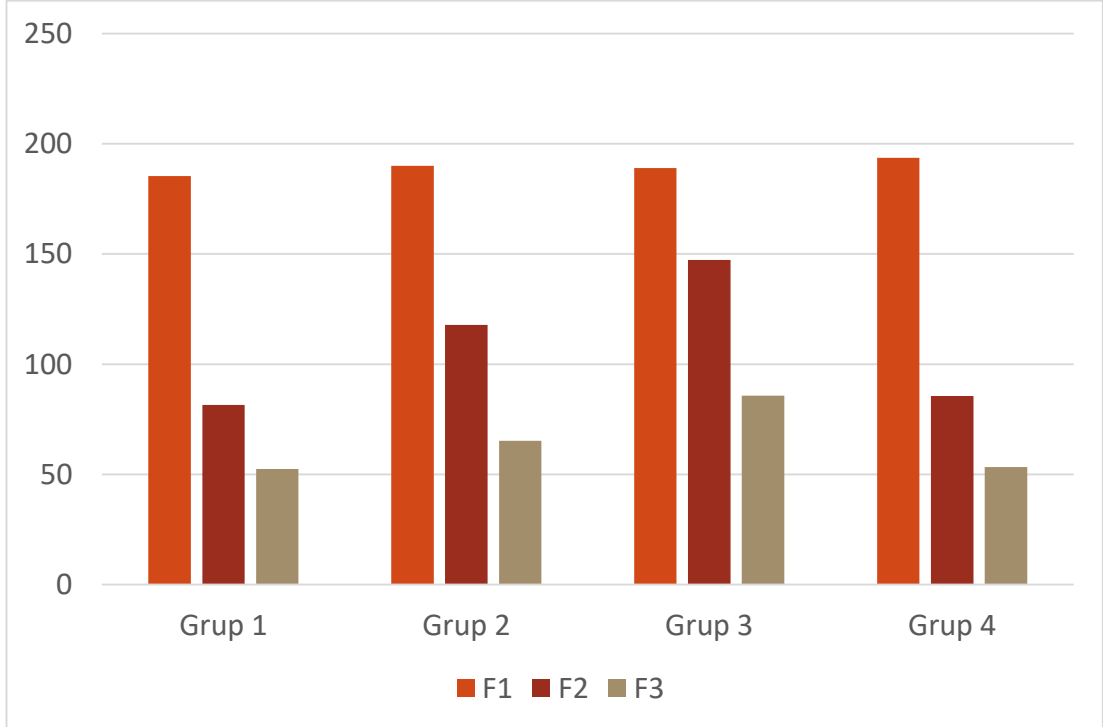
### 3.2.5. Alveolar kemikte oluşan en yüksek stres ve deformasyon miktarları



**Şekil 3.43.** 100 N'luk kuvvette alveolar kemikte oluşan en yüksek von Mises stres değerleri



**Şekil 3.44.** 500 N'luk kuvvette alveolar kemikte oluşan en yüksek von Mises stres değerleri

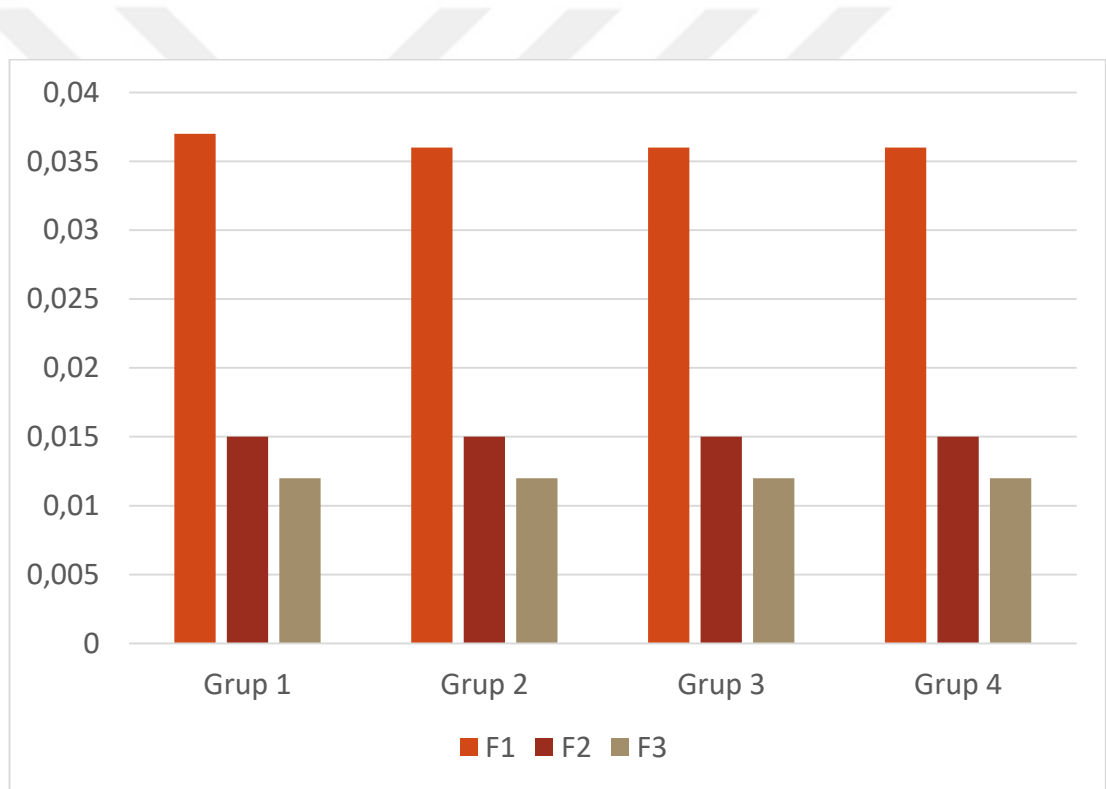


**Şekil 3.45.** 800 N'luk kuvvette alveolar kemikte oluşan en yüksek von Mises stres değerleri

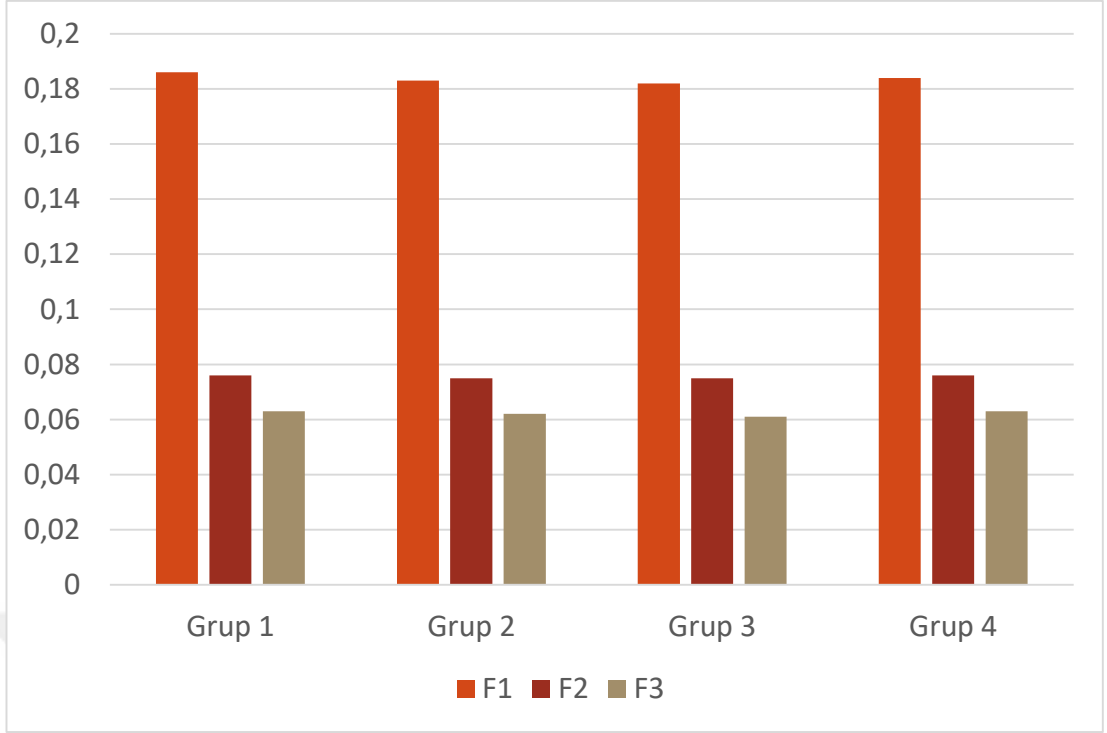
100 N'luk kuvvet uygulandığında, F1, F2 ve F3 yönündeki en yüksek stres birikimi biodentinle kanal dolumu gerçekleştirilmiş olan grup 3'tedir. F1 yönündeki kuvvet tüm gruplarda en yüksek stres birikimini oluştururken, F3 yönündeki kuvvetin en az stres birikimine sebep olduğu görüldü. Grup 1 ve grup 4'te oluşan stres değerleri benzer bulundu.

500 N ve 800 N'luk kuvvet uygulandığında, tüm yönlerdeki kuvvetlerde oluşan en yüksek stres birikimi grup 3'te gözlemlendi.

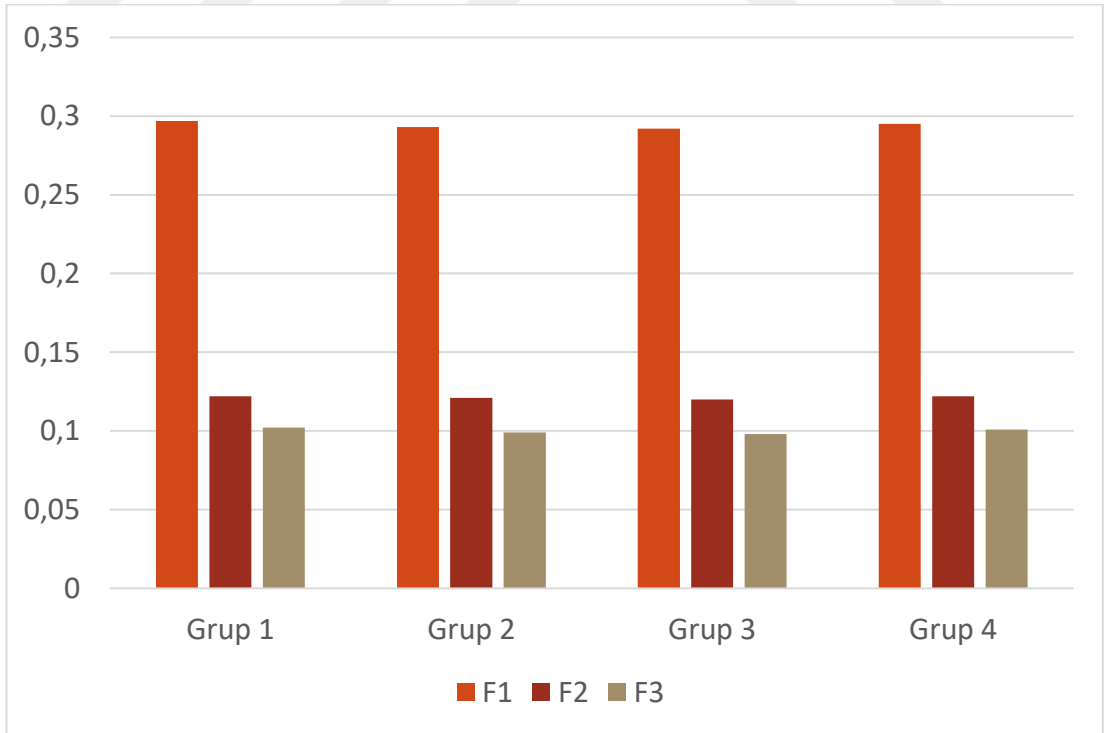
Uygulanan kuvvet miktarı arttıkça stres değerleri de artmaktadır.



**Şekil 3.46.** 100 N'luk kuvvette alveolar kemikte oluşan en yüksek deformasyon değerleri



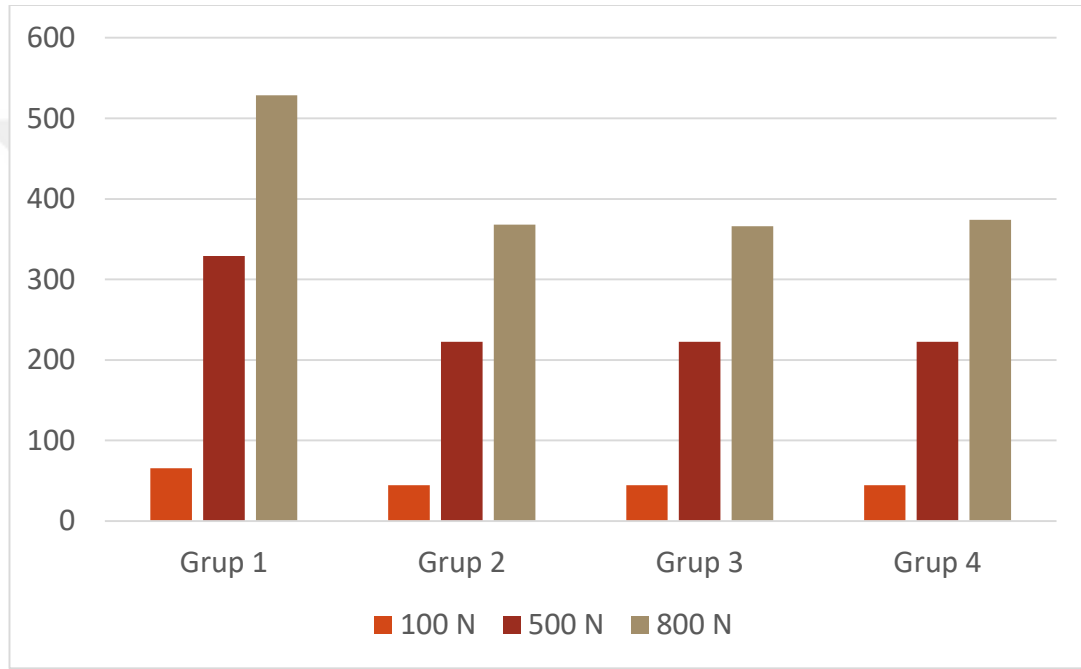
**Şekil 3.47.** 500 N'luk kuvvette alveolar kemikte oluşan en yüksek deformasyon değerleri



**Şekil 3.48.** 800 N'luk kuvvette alveolar kemikte oluşan en yüksek deformasyon değerleri

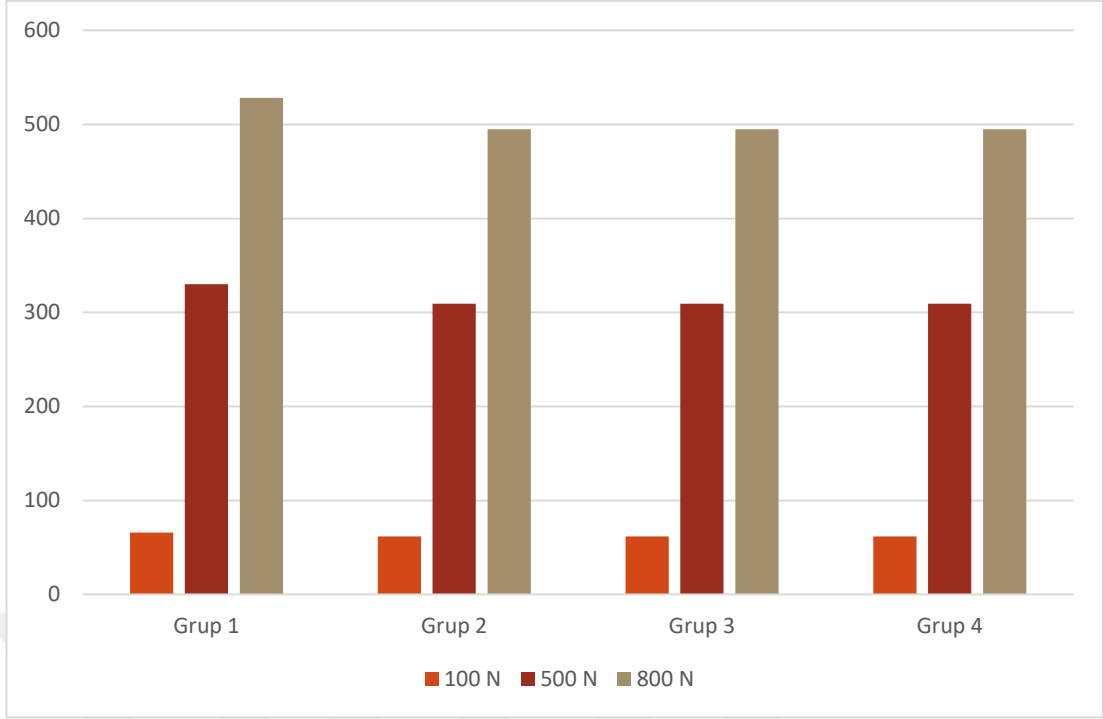
Uygulanan kuvvetler sonucunda; tüm gruplarda deformasyon miktarları benzer bulunmakla birlikte, en yüksek deformasyonun, F1 yönündeki kuvvette meydana geldiği görüldü. Uygulanan kuvvet miktarı arttıkça deformasyon miktarı da artmaktadır.

### 3.3. Uygulanan kuvvet yönü ve kuvvetin iletildiği diş dokularına göre en yüksek stres ve deformasyon miktarlarının değerlendirilmesi

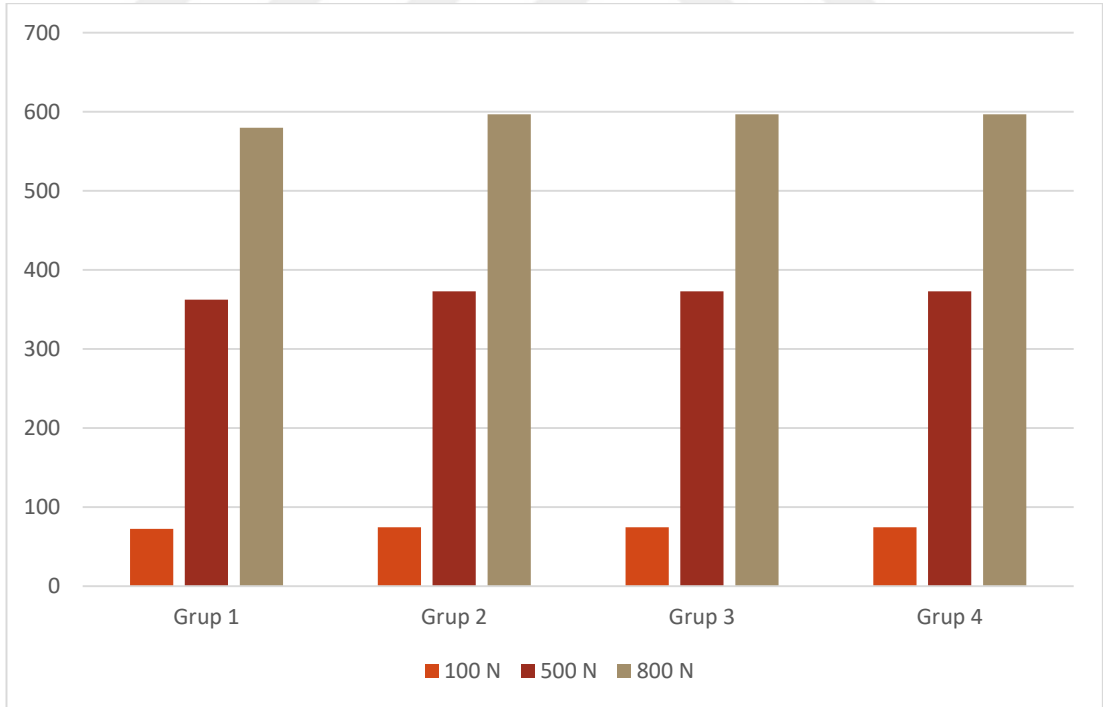


Şekil 3.49. F1 yönünde kuvvet uygulandığında minede oluşan stres miktarları

100 N, 500 N ve 800 N'luk kuvvetler F1 yönünde uygulandığında; minede en yüksek stres birikimi sağlıklı diş modeli olan grup 1'de gözlenirken grup 2, grup 3 ve grup 4'te oluşan stres miktarları benzer bulundu.



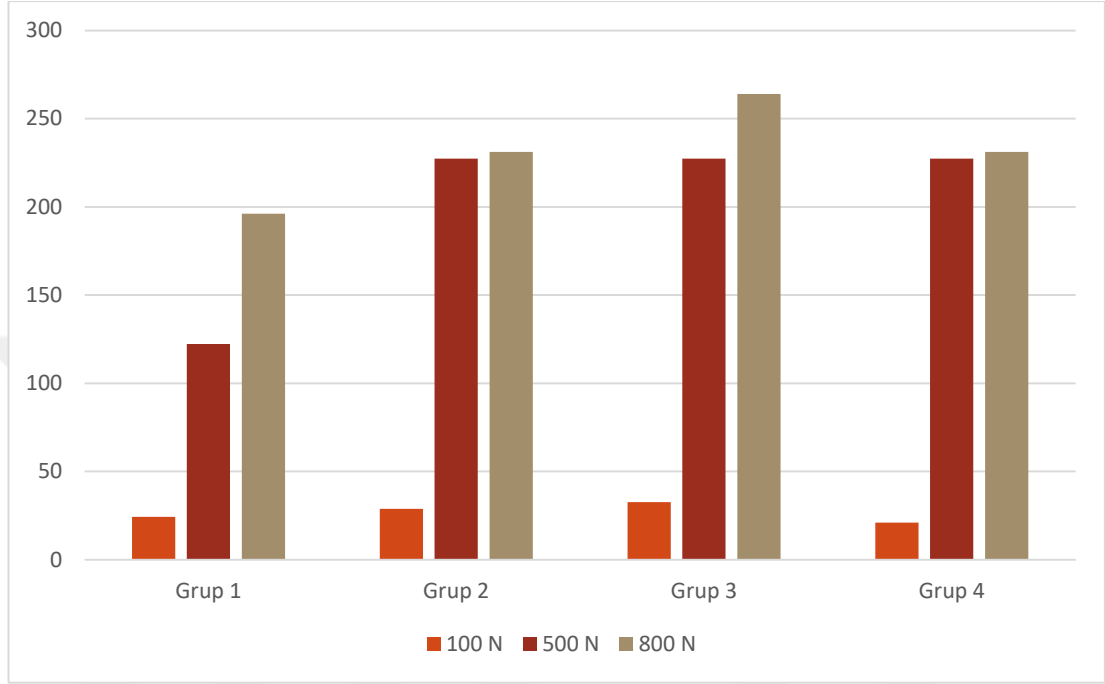
Şekil 3.50. F2 yönünde kuvvet uygulandığında minede oluşan stres miktarları



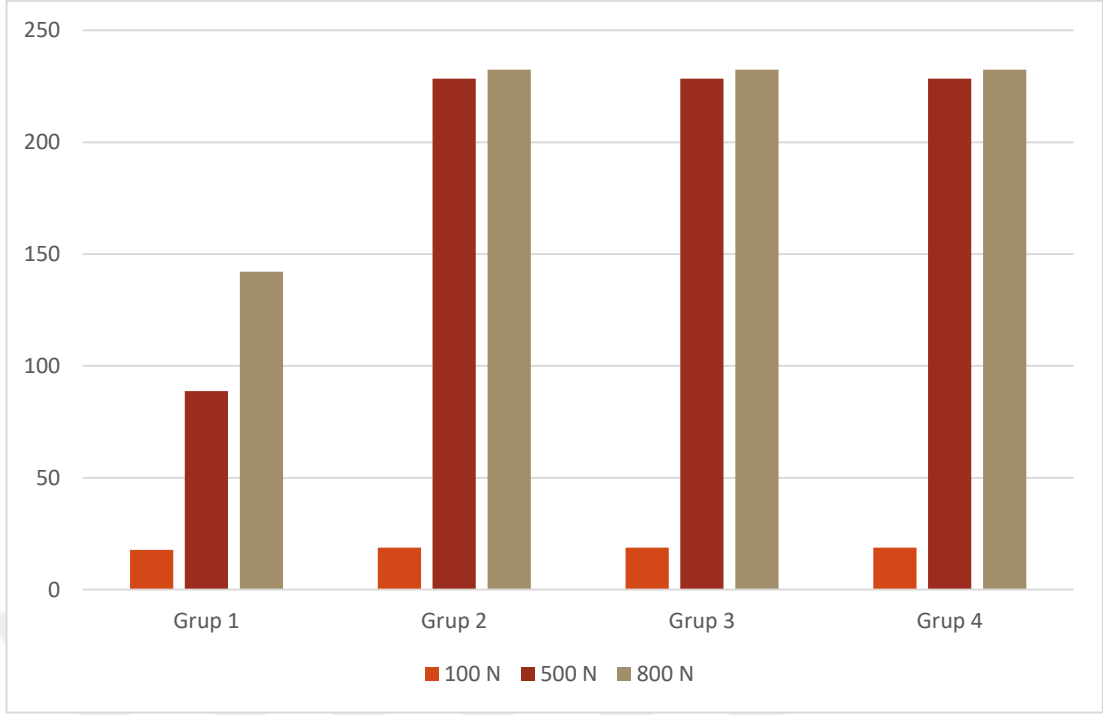
Şekil 3.51. F3 yönünde kuvvet uygulandığında minede oluşan stres miktarları



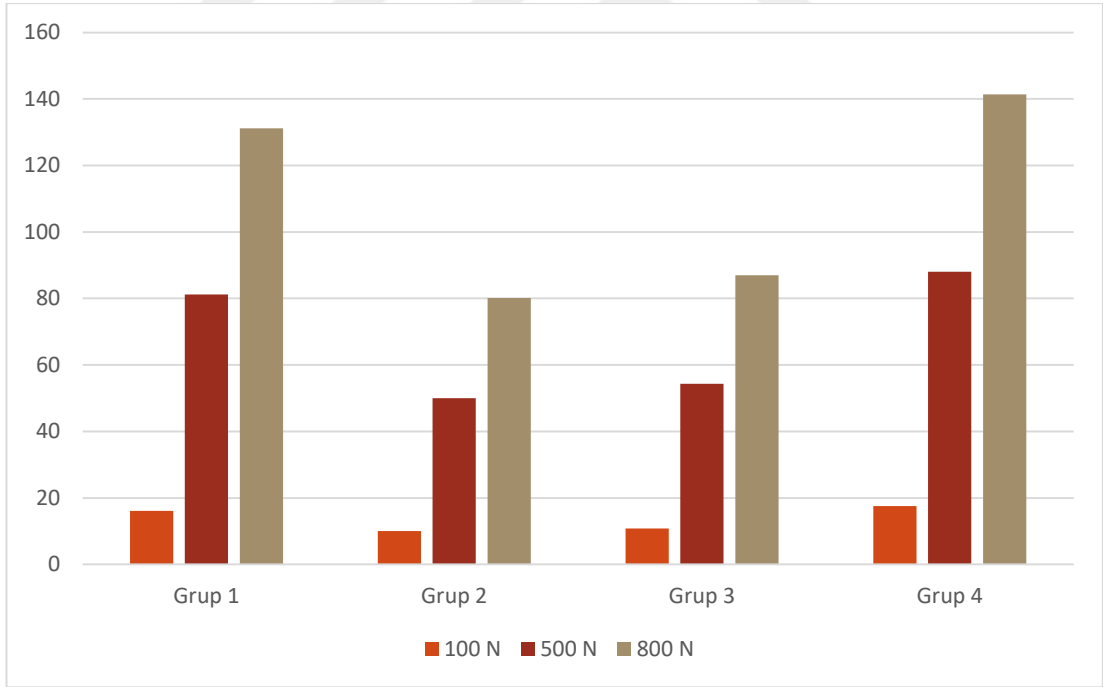
F2 yönünde uygulanan kuvvette minede oluşan en yüksek stres değerleri grup 1’de bulunurken, diğer grupların benzer olduğu görüldü. Ancak F3 yönünde kuvvet uygulandığında meydana gelen en yüksek stresler grup 2, grup 3 ve grup 4’te benzer olmakla birlikte, grup 1’e göre daha fazla bulundu.



**Şekil 3.52.** F1 yönünde kuvvet uygulandığında dentinde oluşan stres miktarları



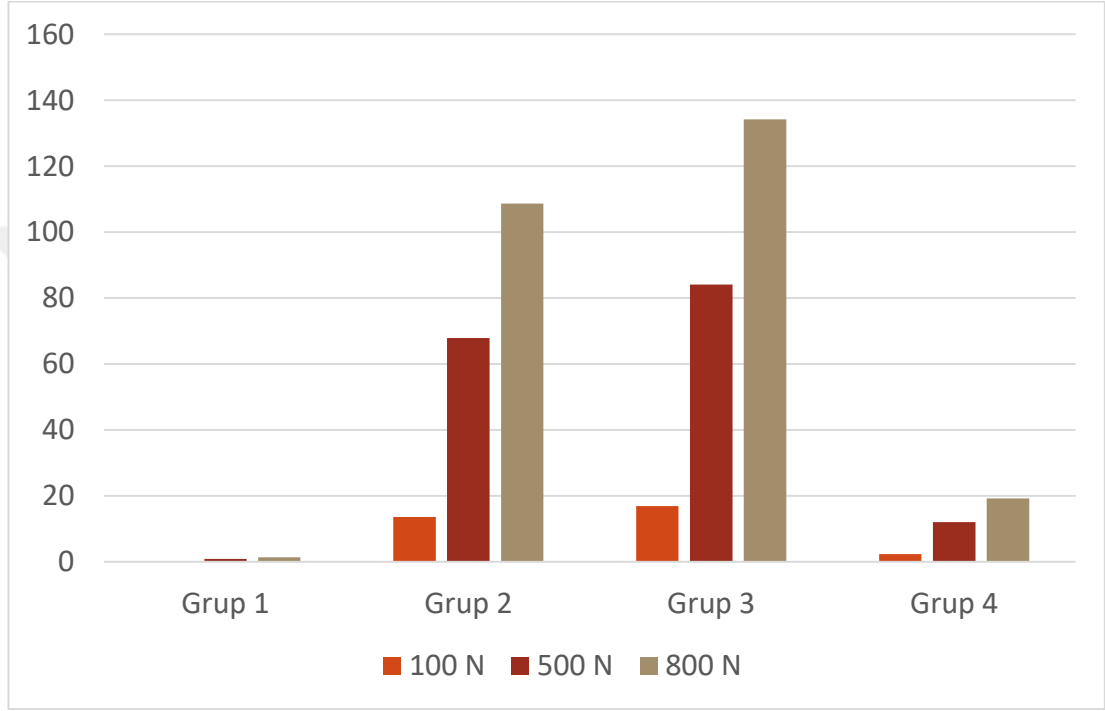
**Şekil 3.53.** F2 yönünde kuvvet uygulandığında dentinde oluşan stres miktarları



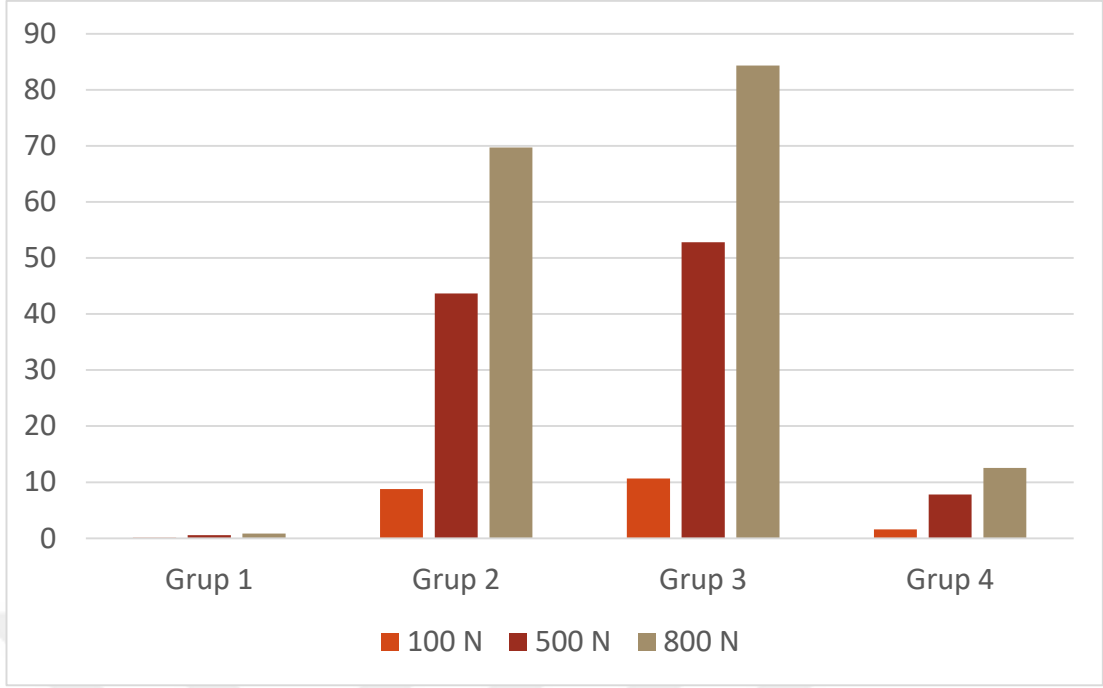
**Şekil 3.54.** F3 yönünde kuvvet uygulandığında dentinde oluşan stres miktarları

F1 yönünde kuvvet uygulandığında en fazla stres birikimi grup 3'te iken, grup 2 ve grup 4'te oluşan stres değerleri benzer olmakla birlikte grup 3 ile kıyaslandığında kontrol grubu olan grup 1'e daha yakın sonuçlar göstermektedir.

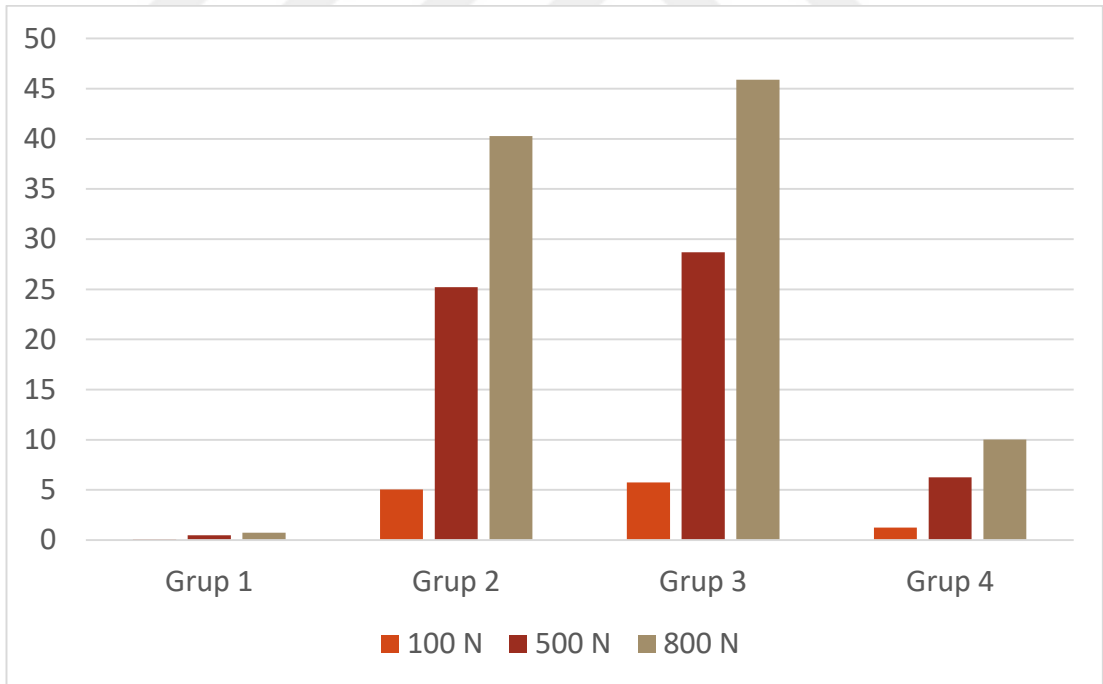
F2 yönünde kuvvet uygulandığında dentinde oluşan en yüksek stres miktarları, grup 1’de daha azken grup 2, grup 3 ve grup 4’te benzer olmakla birlikte daha fazla olduğu bulundu. Ancak F3 yönlü kuvvette en az stres birikiminin grup 2 ‘de olduğu gözlemlendi. Dentinde oluşan bu stresler; F1 ve F2 yönündeki kuvvetlerde sağlıklı diş olan grup 1’in, F3 yönündeki kuvvetlerde ise MTA uygulanan grubun daha iyi stres dağılımına sebep olduğunu göstermektedir.



**Şekil 3.55.** F1 yönünde kuvvet uygulandığında pulpa ve kanal dolum materyallerinde oluşan stres miktarları

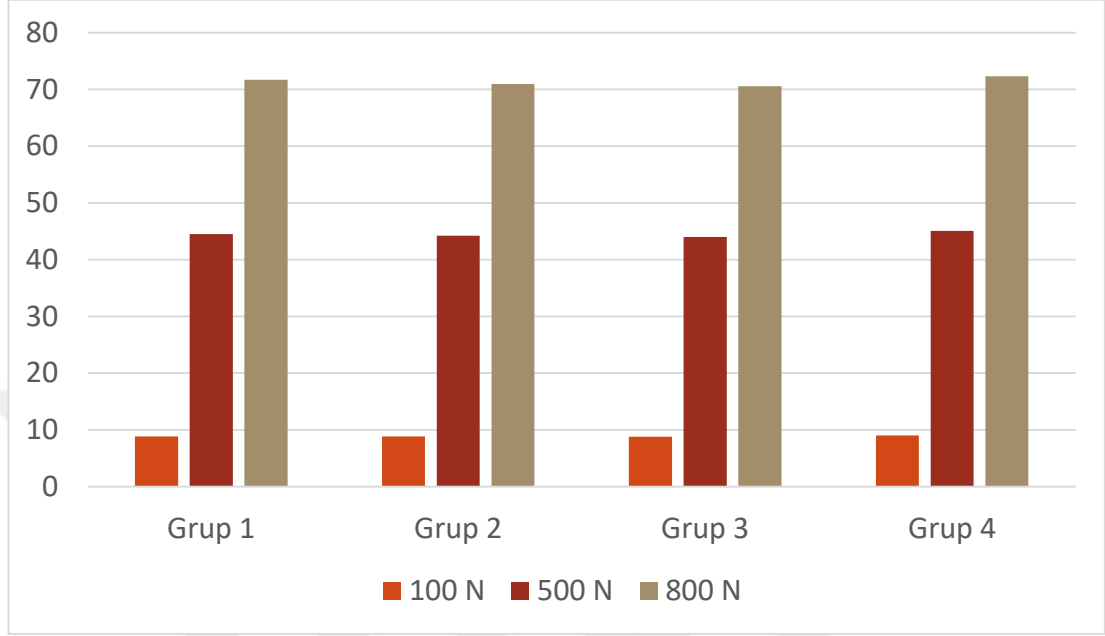


**Şekil 3.56.** F2 yönünde kuvvet uygulandığında pulpa ve kanal dolum materyallerinde oluşan stres miktarları

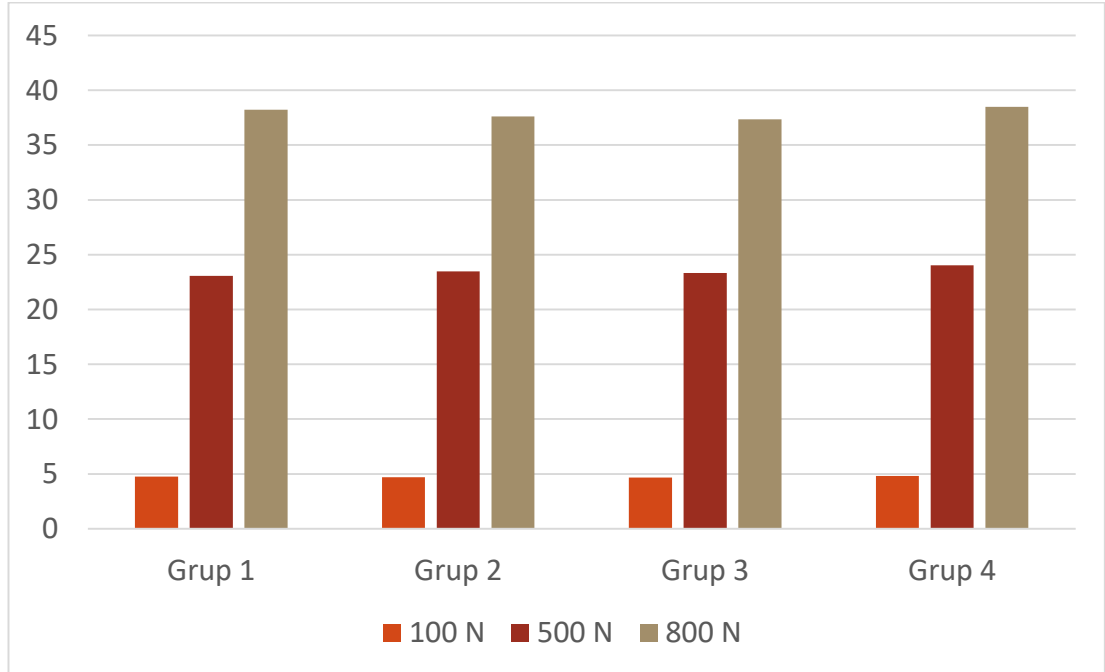


**Şekil 3.57.** F3 yönünde kuvvet uygulandığında pulpa ve kanal dolum materyallerinde oluşan stres miktarları

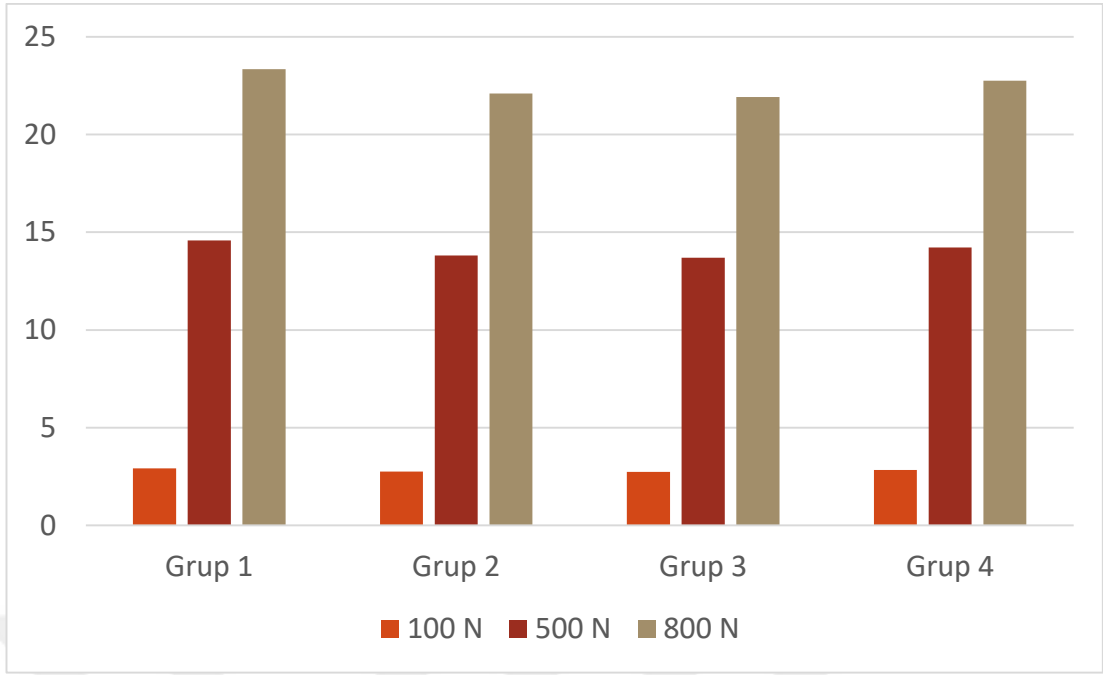
Tüm kuvvet yönlerinde gruplarda oluşan en yüksek stres miktarları değerlendirildiğinde; grup 3'te meydana gelen streslerin en fazla olduğu görüldü. En az stres birikimi ise grup 1'de meydana geldi.



Şekil 3.58. F1 yönünde kuvvet uygulandığında periodontal ligamentte oluşan stres miktarları

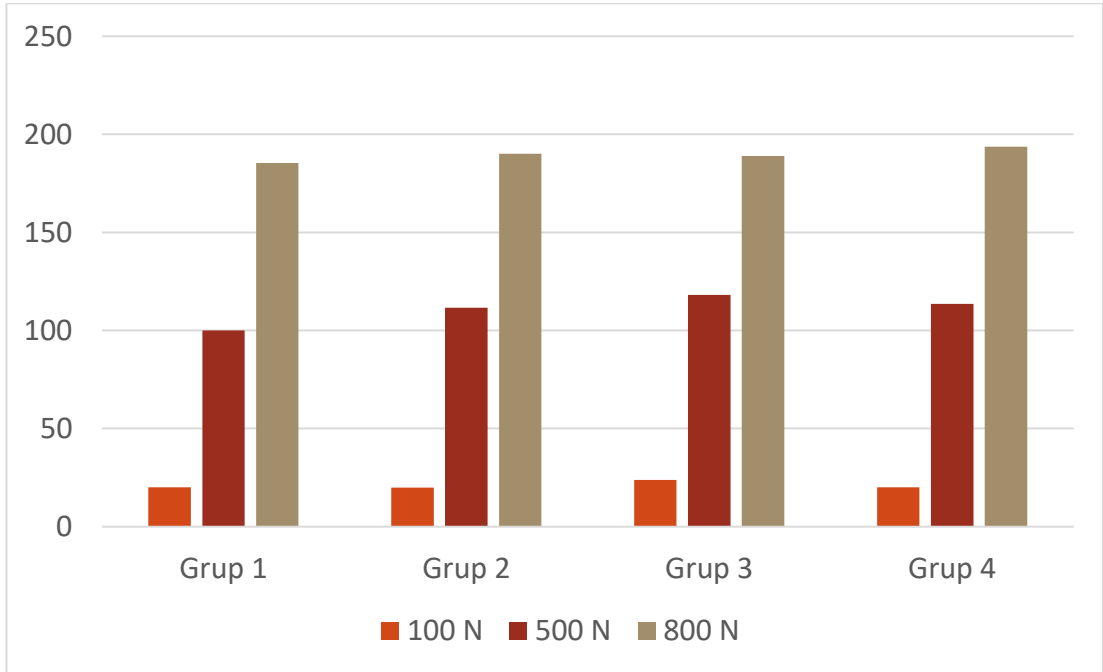


Şekil 3.59. F2 yönünde kuvvet uygulandığında periodontal ligamentte oluşan stres miktarları

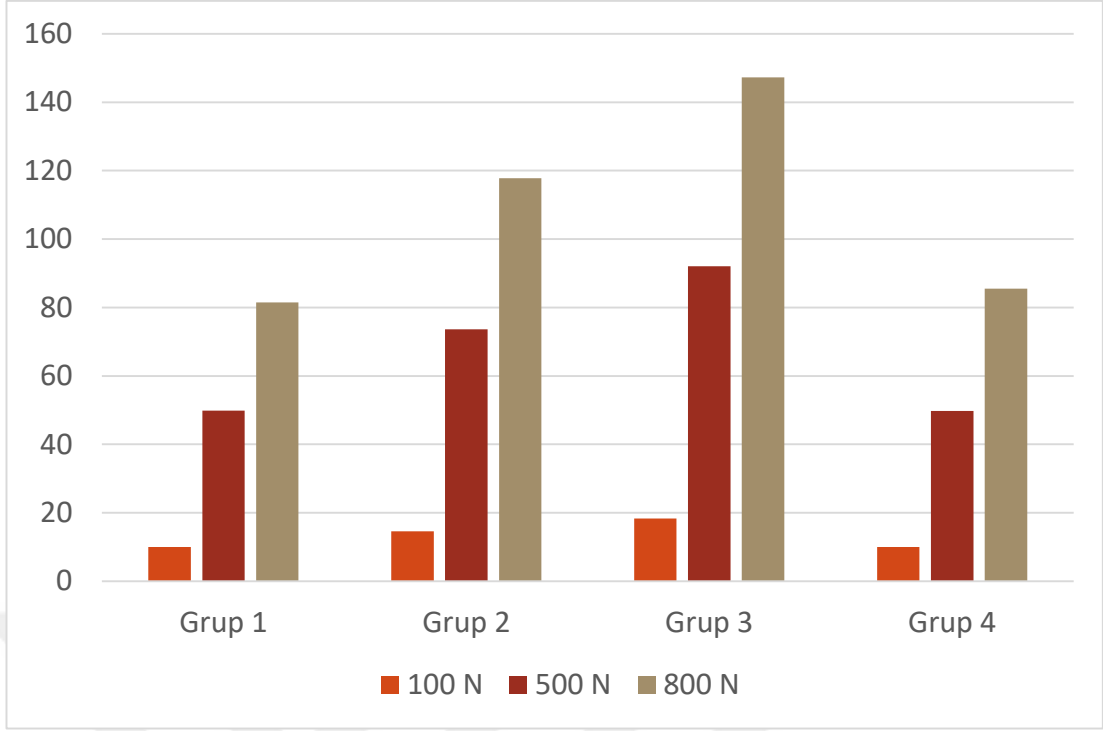


**Şekil 3.60.** F3 yönünde kuvvet uygulandığında periodontal ligamentte oluşan stres miktarları

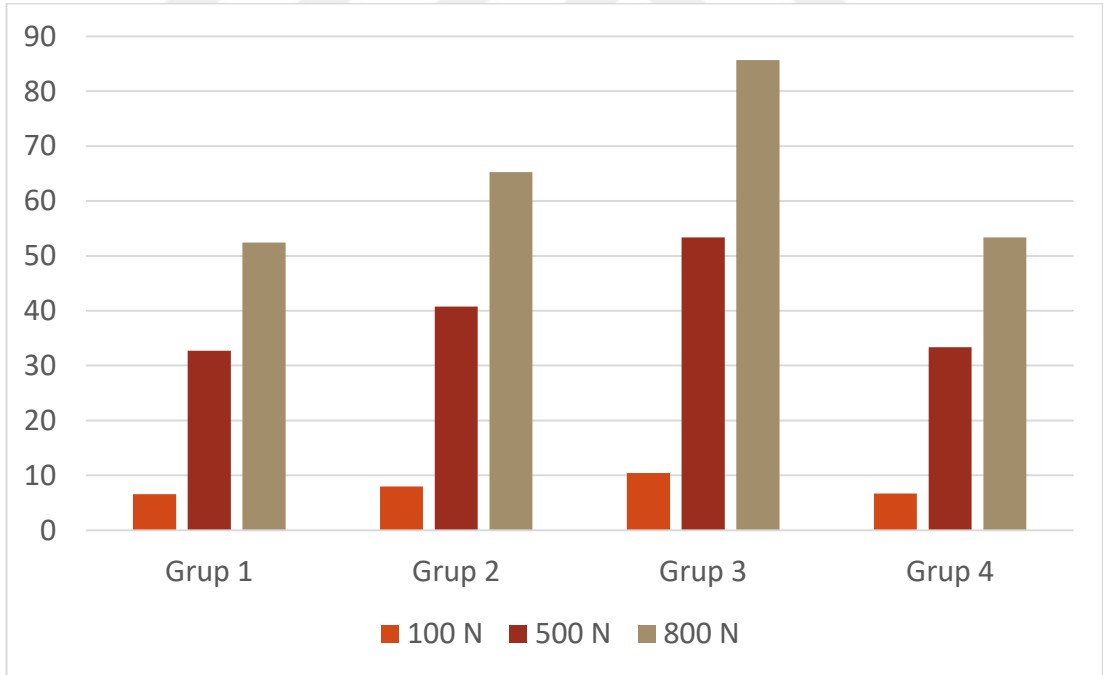
F1, F2 ve F3 yönünde uygulanan kuvvetlerde periodontal ligamentte oluşan stres miktarlarının tüm gruplarda benzer olduğu görüldü.



**Şekil 3.61.** F1 yönünde kuvvet uygulandığında alveolar kemikte oluşan stres miktarları



**Şekil 3.62.** F2 yönünde kuvvet uygulandığında alveolar kemikte oluşan stres miktarları



**Şekil 3.63.** F3 yönünde kuvvet uygulandığında alveolar kemikte oluşan stres miktarları

F1, F2 ve F3 yönündeki kuvvetlerde en fazla stresin grup 3'te meydana geldiği görüldü. Grup 1 ve grup 4 benzer sonuçlar göstermektedir.

#### 4. TARTIŞMA

Dental travmalar; diş hekimliğinde acil başvuru sebeplerinden birini oluşturmakla birlikte bu travmaların çocuklarda meydana gelmesi daha fazla önem taşımaktadır. Özellikle kök gelişimini tamamlamamış olan dişlerde oluşabilecek bir travma, yapılacak olan tedaviyi daha zor hale getirebildiği gibi, dişin vitalitesini ve kök gelişimini de engellemektedir (Rafter 2005).

Canlılığını kaybetmiş, kök ucu açık ve ince dentin duvarlarına sahip olan immatür dişler yapılan endodontik tedaviler sonrasında daha zayıf ve kırılğan hale gelmektedir (Andreasen ve ark 2002). Tedavi sonrasında dişe gelebilecek bir travmanın dişi hasara uğratmaması için kök kanal dolgusunda kullanılan materyallerin dayanıklılığı önem arz etmektedir. Kök kanal dolum materyallerinin diş yapılarıyla beraber, gelen kuvvetlere karşı davranışlarının ve dental yapılarda oluşan streslerin belirlenmesi amacıyla, bu yapıların stres analizlerinin yapılması son yıllarda oldukça popülerleşmiştir (Craig 1997).

Bu tez çalışmasının amacı; çürük ya da travma sebebiyle nekroze olmuş açık apeksli bir dişin farklı materyallerle yapılan endodontik tedavisi sonrasında oluşabilecek ikincil bir travmanın dişin hangi bölgesinde ve ne kadar yoğunlukta stres oluşturacağını sonlu elemanlar yöntemi kullanarak belirlemektir. Aynı zamanda meydana gelen stres yoğunluklarının kullanılan kanal dolum materyaline göre değişip değişmeyeceği ve hangi kanal dolum materyalinin dişi travmaya karşı daha dayanıklı hale getirebileceği konusunda fikir sahibi olmaktır. Bu amaçla hastanın farklı bir nedenle daha önce çekirmiş olduğu tomografi görüntüsü kullanılmış olup kök ucu açık üst santral diş ve çevreleyen kemik dokusunun 3 boyutlu doku modeli elde edilmiş ve dişe farklı yönlerden ve farklı miktarlarda gelen travmatik kuvvetlerin oluşturduğu stresler ve deformasyon miktarları değerlendirilmiştir.

Çalışmamızda, klinik şartlarda elde edebileceğimiz ve en sık kullanılan kanal dolum materyalleri tercih edilmiştir. Kök ucu açık dişlerde kanal tedavisi yapılırken kullanılan materyallerden günümüzde en popüler ve başarılı olarak kullanılanı MTA'dır. Witherspoon ve ark (2008), MTA'nın sert doku oluşumu için bir iskele sağladığını ve iyi bir biyolojik tıkaç olduğunu ileri sürerek apeksifikasyon tedavisinde



kullanımını sağlamışlardır. Sonradan oluşabilecek servikal kök kırığı riskini azaltmak ve dentinin mekanik özelliklerini korumak en önemli avantajlarından (Damle ve Loomba 2012). MTA'ya alternatif olarak, güncel bir materyal olan kalsiyum silikat esaslı biodentin materyali de apeksifikasyon tedavilerinde kullanılmaktadır. Biyoaktif bir ajan olup mekanik özellikleri dentine benzemektedir (Laurent ve ark 2012, Camilleri 2013). Endodontik tedavilerde kanal dolum materyali olarak en sık kullanılan materyalin güta-perka olmasından dolayı bu materyal de çalışmamıza dahil edilmiştir. Kök ucu açık dişlerde termoplastik güta-perka kök kanal dolum teknikleri güncel olarak uygulanmaktadır (Tagger ve ark 1984, Tait ve ark 2005).

Önceden yapılmış travma yaralanmaları araştırmalarında in vivo hayvan modelleri kullanılmıştır (Andreasen 1976). Ancak bu çalışmalar çok pahalıdır ve etik çizgileri tartışılır seviyededir. İn vivo insan çalışmalarında, travmatik kuvvet uygulamak ise açık ve net bir şekilde etik değildir ve uzun vadeli prospektif insan çalışmaları, takip etme zorluklarından dolayı zaman alıcı ve masraflı olmaktadır. İn vitro modeller standardizasyon problemleri ve yetersizlikler nedeniyle sınırlıdır. Periodontal ligament gibi önemli yapısal elementleri doğru bir şekilde taklit etmek oldukça zordur (Olsen 2013).

Endodontik olarak tedavi edilen dişlerin kırılma direnci birçok in vitro çalışmada incelenmiştir (Andreasen ve ark 2006, Bortoluzzi ve ark 2007, Hatibovic-Kofman ve ark 2008, Cauwels ve ark 2010). Bu çalışmalardaki temel yöntem, dişte fraktür oluşana kadar dişe kuvvet uygulamak ve fraktürün oluştuğu kuvvet miktarlarını kaydetmektir. Tez çalışmamızda kullanmış olduğumuz sonlu elemanlar analizi yönteminin bu in vitro çalışmalara göre birçok avantajı bulunmaktadır. Bu yöntemde değişkenlerle kolaylıkla oynanabilir, insan materyaline gerek duyulmaz ve standardizasyon azami düzeyde sağlanır. Bu analiz, stres ve yer değiştirme noktalarını görselleştirmeye ve bunları daha iyi anlamamıza yardımcı olur (Srirekha ve Bashetty 2010).

Travmatik kuvvetlere en fazla maruz kalan dişlerin üst santral dişler olmasından dolayı yapılan birçok çalışmada, bu çalışmada da olduğu gibi üst santral kesici diş modellenmiştir (Ricks-Williamson ve ark 1995, Huang ve ark 2005, Huang ve ark 2006, Poiate ve ark 2009, Poiate ve ark 2009, Adıgüzel ve ark 2011, da Silva ve ark 2013, Olsen 2013).

Bununla birlikte, travmatik kuvvetin yönü, konumu ve büyüklüğü, diş üzerindeki etkilerinin belirlenmesinde anahtar faktörlerdir. Yapılan bir çalışmada travmatik kuvvetlerin en sık geldiği bölgenin ön dişlerin frontal ve insizal yüzeyleri olduğu vurgulanmıştır (Nyashin ve Nyashin 2000). Bu konuyla ilgili en sık horizontal, oblik ve vertikal yönlü kuvvetler uygulanmaktayken, horizontal ve vertikal yönlü kuvvetlerin uygulandığı çalışmalar daha sıklıktadır. Çalışmamızda kuvvetlerin geldiği yerler, kron labialinin ve insizal kenarın orta alanı olarak, kuvvet yönleri ise birçok çalışma ile benzer biçimde horizontal yani kron labialine 90° açıyla, oblik yani dişin uzun aksına 45° açıyla ve vertikal yani insizal kenara dik olacak şekilde belirlendi (Huang ve ark 2005, Adıgüzel ve ark 2011, da Silva ve ark 2013, Olsen 2013).

Sonlu elemanlar analizinde modeller üzerine uygulanan statik ve dinamik kuvvetler 100 N ile 2000 N arasında değişmektedir. Poiate ve ark yaptıkları bir çalışmada 100 N'luk kuvvet miktarını; çiğneme kuvveti olarak, 500 N'luk kuvvet miktarını; parafonksiyonel kuvvet miktarı olarak, 800 N'luk kuvvet miktarını ise travmatik kuvvet olarak nitelendirmişlerdir (Poiate ve ark 2009). Silva ve ark ise yaptıkları çalışmada 2000 N'luk kuvvet uygulamışlar ve bu kuvvet miktarını ağır travma olarak belirtmişlerdir (da Silva ve ark 2013). Kuvvet miktarı olarak 800 N'un uygulandığı çalışmalarda ise bu kuvvet miktarı hafif travma olarak nitelendirilmiş ve mine kırıklarının görüldüğü belirtilmiştir (Huang ve ark 2005, Huang ve ark 2006, Poiate ve ark 2009).

Bir tez çalışmasında; üst santral dişlere 200 N'luk statik/dinamik kuvvet hem horizontal hem vertikal yönden uygulanmış ve oluşan von Mises stres, gerinim ve deformasyon miktarları değerlendirilmiştir. Tüm dokularda en fazla stres, gerinim ve deformasyonun horizontal uygulanan kuvvette meydana geldiği bulunmuştur (Olsen 2013). Dinamik kuvvet uygulanarak yapılan bir başka çalışmada da en fazla stresin vertikal kuvvette meydana geldiği gözlenmiştir (Huang ve ark 2005). Bu çalışmada ortaya çıkan farklılığın vertikal kuvvetin kron insizalinden değil de kron bukkalının orta kısmına uygulanmasından kaynaklandığı bildirilmiştir (Olsen 2013). Yaptığımız çalışmada Olsen'in çalışmasına benzer olarak en yüksek stres ve deformasyon değerleri horizontal olarak uygulanan kuvvette meydana gelmiştir.

Silva ve ark tarafından yapılan çalışmada üst santral dişe hem horizontal hem vertikal yönden 2000 N'luk kuvvet uygulanmış ve krona en yüksek stres miktarlarının kuvvetin uygulandığı alan olan minede gerçekleştiğini bulmuşlardır (da Silva ve ark 2013). Horizontal olarak uygulanan kuvvet, en fazla stresin minede servikopalatinal bölgede yoğunlaşmasına sebep olmuştur.

Benzer konu üzerinde yapılmış olan bir çalışmada, üst santral dişe, dişin uzun aksına 0°, 45° ve 90° açıyla 800 N'luk kuvvetler uygulanmış ve meydana gelen stresler değerlendirilmiştir. Horizontal olarak uygulanan kuvvette en yüksek stres servikopalatinal yüzeyde bulunmuşken, oblik ve vertikal uygulanan kuvvetlerde max stres dağılımı, darbenin geldiği kron yüzeyinde bulunmuş fakat vertikal kuvvetin daha fazla stres birikimine sebep olduğu görülmüştür. Çalışmamızda minede oluşan stres dağılımları, bu çalışmadaki sonuçlara benzer bulunmuştur. Yine aynı çalışma mine kırık hatlarının 50 MPa gerilme değerinde görüldüğünü söylemektedir (Huang ve ark 2005). Çalışmamızda sadece grup 2, grup 3 ve grup 4'e F1 yönünde 100 N'luk kuvvet uygulandığında oluşan stres değerleri 50 MPa'nın altında bulunmuştur. Bu sonuç bize uyguladığımız diğer yöndeki ve miktardaki kuvvetlerde mine kırığı oluşabileceğini düşündürmektedir. Fakat Huang ve ark'nın yaptıkları çalışmada dinamik kuvvetler uygulanmıştır ve dinamik kuvvetlerde ortaya çıkan değerler, statik analizlerden elde edilen sonuçlara göre anlamlı derecede düşüktür. Nedeni ise statik analizlerde tüm materyalin elastik olarak varsayılmasıdır (Huang ve ark 2006).

Poiate ve ark yaptıkları bir çalışmada iki model oluşturmuşlar ve ilk modelde normal çiğneme kuvvetini, 2. modelde max çiğneme kuvvetini dişin uzun aksına 45° açıyla uygulamışlar ve normal çiğneme kuvvetini 100 N, max çiğneme kuvvetini ise 235,9 N olarak almışlardır. Minede oluşan en yüksek gerilmeler, mine-sement birleşiminde servikopalatinal bölgede yoğunlaşmış olup ilk modelde en yüksek stres değerini 14,7 MPa, 2. modelde ise en yüksek stres değerini 40,2 MPa olarak bulmuşlardır. Minenin çekme dayanımını referans göstererek 2. modelde oluşan stres miktarının servikal bölgede kırığa yani abfraksiyona sebep olabileceğini söylemişlerdir (Poiate ve ark 2009). Çalışmamızda da benzer şekilde minede servikal bölgelerde oluşan en yüksek stres değerleri, minenin çekme dayanımından fazladır ve buna dayanarak abfraksiyon gözlenme riski bulunmaktadır.

Stuart ve ark, farklı kanal dolun materyalleriyle 60 diş üzerinde yaptıkları bir çalışmada kök kırığının 1600 N kuvvet uygulandığında gerçekleştiğini bildirmişlerdir (Stuart ve ark 2006). Dentinin kırılmaya karşı mineden daha yüksek deformasyon kapasitesine sahip olması kök kırığı ihtimalini azaltmaktadır (Poolthong ve ark 2001). Bu bulgu, epidemiyolojik verilerle de uyumludur. Diş travması sırasında kök kırığı prevalansının düşük olduğu bilinmektedir (Majorana ve ark 2002). Çalışmamızda uyguladığımız kuvvetler belirtilen değerlerden daha düşük miktarlarda olduğu için kök kırığı olma ihtimali düşünülmemektedir.

Tanaka ve ark, çalışmamızda uyguladığımız tüm kuvvet yönlerinde ve miktarlarında gerilme/sıkıştırma kuvvetlerine karşı pulpada oluşan azami streslerden daha yüksek bir değere sahip olan 2.94 MPa'lık strese pulpanın dayanabildiğini bulmuşlardır. Yani 2.94 MPa'ya kadar pulpada hasar veya nekrozun olmadığını belirtmişlerdir (Tanaka ve ark 2003).

Cisimlere dışardan kuvvet uygulandığı zaman, cisimlerde ilk önce şekil değişikliği meydana gelir. Dış zorlamalar arttıkça cisim dayanımını yitirerek kırılır. Düşük stresler altında oluşan şekil değişiklikleri elastiktir yani cisim üzerinde oluşan zorlama ortadan kalktığı zaman eski haline geri gelebilir. Gerilme elastik sınırı aştığı zaman cisim kalıcı olarak şekil değiştirir ve plastik şekil değiştirme oluşur (Özer 2011). Cisimlere çok eksenli yükleme yapıldığı durumlarda maddede plastik deformasyonun meydana gelip gelmediğini belirleyebilmek için, von Mises eşdeğer gerilimi rutin olarak kullanılmaktadır. Bir elementin von Mises eşdeğer gerilimi o maddenin akma dayanımından daha yüksek seviyelerde ise bu elementte plastik deformasyonun gerçekleşmesi durumu mevcuttur (Tanaka ve ark 2003). Aynı zamanda materyallerin çekme dayanımı da materyalde fraktür oluşup oluşmadığını belirlemek açısından önemli bir kaynaktır (Toparli ve Sasaki 2003).

Bu tez çalışmasında ortaya çıkan stres miktarları, mine ve dentinin çekme dayanımları referans alınarak değerlendirildiğinde; minede oluşan en yüksek stres değerlerinin yoğunlaştıkları bölgelerde fraktüre sebep olabilecekleri yani uygulanan kuvvet miktarlarının mine kırıklarına neden olabileceği düşünülmektedir. Dentinde herhangi bir kırık meydana gelebilmesi için 100 N'dan fazla kuvvet gerektiği çalışmamızın sonuçları doğrultusunda bu kırılmanın ancak 500 N ve 800 N'luk

kuvvetler uygulandığında meydana gelebileceği görülmektedir.

Vertikal kök fraktürüne karşı MTA ve gütaperkanın karşılaştırıldığı bir çalışmada, MTA ile kanal dolumu yapılan dişlerde vertikal kök fraktürü riskinin daha az olduğu ve MTA'nın dişi daha dirençli hale getirdiği bulunmuştur (AM ve ark 2014). Yapılan birçok çalışma MTA'nın diş kökünü fraktüre karşı daha dirençli hale getirdiği bulgusunu desteklemektedir (Andreasen ve ark 2006, Bortoluzzi ve ark 2007, Cauwels ve ark 2010, Forghani ve ark 2013, Aksel ve ark 2017). Yaptığımız tez çalışmasında benzer şekilde vertikal yönden gelen kuvvetler karşısında dentinde oluşan stres miktarlarının, MTA ile kanal dolumu yapılmış dişte, gütaperka ile kanal dolumu yapılmış dişe göre daha az olduğu bulunmuştur. Bunun sebebi, MTA ve dentin arayüzünde oluşan hidroksiapatit benzeri bir tabakanın kimyasal bağlanma oluşturmasıyla açıklanmaktadır (Sarkar ve ark 2005). Ayrıca MTA'nın yüksek elastisite modülü de kökü daha dayanıklı hale getirmesi konusunda ek bir faktör olabilir. Çünkü kanal dolum materyalinin elastisite modülü ne kadar yüksek olursa, dolum materyali içindeki dağılan stres o kadar büyük olur ve dentine yayılan stres azalır (Li ve ark 2006).

Fraktür direncinin değerlendirildiği başka bir çalışma ise biodentin materyali ile MTA'yı karşılaştırmış ve aralarında fraktür direncine karşı anlamlı bir fark bulamamıştır. Kanal tedavisi yapılmamış sağlıklı diş fraktür riskine karşı en dirençli bulunmuştur (Elnaghy ve Elsaka 2016). Benzer bir başka çalışmada Sornkul ve Stannard tarafından yapılmış ve endodontik tedavi yapılmamış sağlıklı diş grubunda fraktür direnci daha fazla bulunmuştur (Sornkul ve Stannard 1992). Bu bulguların çeliştiği yapılmış olan bir diğer çalışmada ise sağlıklı diş, biodentin ve gütaperkayı fraktür direnci açısından değerlendirmiş ve gruplar arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır (Di Fiore ve ark 2016). Tez çalışmamızda ortaya çıkan sonuçlar ise horizontal ve oblik kuvvetler karşısında fraktüre en dayanıklı dişin sağlıklı diş olduğudur. Ancak vertikal yönlü kuvvetlerde MTA ile tedavi edilmiş dişte daha az stres birikimi gözlenmiştir. Yani vertikal kuvvetler karşısında fraktüre en dayanıklı diş grubu MTA ile kanal dolumu gerçekleştirilmiş olan grup olarak bulunmuştur.

İdeal bir kanal dolum materyalinin dentine benzer fiziksel özelliklere sahip olması gerektiği vurgulanmaktadır (Cheung 2005). Dentinin ve kalsiyum silikat esasl

olan biodentinin benzer fiziksel özelliklere sahip olduğu bilinmektedir. Dentine benzeyen bu materyalin elastisite modülü, işlev sırasında endodontik olarak tedavi edilmiş köklerde stres dağılımına izin verecek ve kırılma riskini azaltabilecektir (Jefferies 2014). Sonlu elemanlar analizi kullanılarak yapılan bir çalışmada, dentine benzer elastisite modülü olan materyallerin zayıf kökleri güçlendirebileceği gösterilmiştir (Li ve ark 2006).

Biodentin ve MTA'nın kök fraktürü açısından değerlendirildikleri bazı çalışmalarda diş kökünü fraktüre karşı güçlendirmesi açısından anlamlı bir fark bulunmamıştır (Bayram ve Bayram 2016, Evren ve ark 2016). Fakat Nagas ve ark'nın yaptıkları çalışmada, diğer çalışmalardan farklı olarak biodentinin MTA'ya kıyasla diş yapısını fraktüre karşı daha dirençli hale getirdiğini vurgulamışlardır (Nagas ve ark 2016). Biodentin ve güta-perkanın karşılaştırıldığı çalışmalarda ise diş kökünü güçlendirmesi açısından aralarında anlamlı bir fark bulunamamıştır (BinAhmed 2012, Topcuoglu ve ark 2015). Yapılan benzer bir çalışma biodentinle güta-perkayı fraktür direnci açısından kıyasladığında ortaya çıkan sonuç oldukça şaşırtıcıdır. Nedeni ise fraktür direnci açısından biodentinin zayıf bir materyal olduğunun ve immatür dişlerde kanal dolum materyali olarak kullanılmasının kökü yeterince güçlendirmeyeceğinin bulunmasıdır (Zhabuawala ve ark 2016). Yaptığımız çalışmada bu çalışmaya benzer şekilde dentinde biriken stresin, biodentin grubu olan grup 3'te diğer gruplardan daha fazla olduğu ve biodentinin horizontal ve oblik kuvvetler karşısında diş yapısını yeterince güçlendiremediği görülmüştür.

Yaptığımız çalışmayı genel olarak değerlendirecek olursak horizontal ve oblik kuvvetler uygulandığında ortaya çıkan sonuç, travmatik kuvvetler karşısında fraktüre en dayanıklı grubun sağlıklı diş grubu olduğudur. Ancak vertikal kuvvetler uygulandığında ortaya çıkan sonuç değişmekte ve en dayanıklı dişin MTA uygulanmış diş olduğu görülmektedir. Horizontal ve oblik kuvvetlerde biodentinin diş fraktür riskine karşı yeterince güçlendirmedeği görülürken, vertikal kuvvetlerde iyi sonuçlar göstermiştir.

## 5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Sağlıklı diş ile birlikte 3 farklı kanal dolum materyaliyle endodontik tedavisi yapılarak simüle edilen diş gruplarına farklı yönden ve farklı miktarlarda statik kuvvet uygulandığında ortaya çıkan sonuçlar şu şekildedir;

- Horizontal yönde kuvvet uygulandığında sağlıklı dişte minede oluşan en yüksek stres servikopalatinal bölgedeyken, diğer gruplarda kuvvetin uygulandığı alan olan kron bukkalindedir. Oblik ve vertikal yöndeki kuvvetlerde de tüm gruplarda minede oluşan en yüksek streslerin kuvvetlerin uygulandığı alanlarda olduğu görüldü.
- Çalışmamızda minede oluşan en yüksek stres değerleri, minenin çekme dayanımından fazla olduğu için stresin yoğunlaştığı bölgelerde fraktür meydana geldiği düşünülmektedir.
- Horizontal ve oblik yönlü kuvvetlerde dentin üzerinde oluşan stres birikiminin sağlıklı diş grubunda en az olduğu ve bu yöndeki kuvvetlerde sağlıklı dişin fraktür riskine karşı diğer gruplara göre daha dayanıklı olduğu gözlemlendi. Vertikal yönlü kuvvette ise en az stresin MTA ile kanal dolumu gerçekleştirilmiş olan dişte meydana geldiği ve vertikal kuvvet karşısında MTA'nın dişi, diğer materyallere göre daha dayanıklı hale getirdiği bulundu. Biodentin ile tedavi edilmiş diş grubunda horizontal ve oblik yönlü kuvvetlerde dentinde yoğunlaşan yüksek stres değerleri bize biodentinin diğer gruplarla karşılaştırıldığında, dişi fraktürlere karşı yeterince güçlendiremediğini göstermektedir.
- Gruplara 500 N ve 800 N kuvvet uygulandığında dentinde oluşan stres miktarları, dentinin çekme dayanımından yüksek olduğu için kırık oluşturabilecek büyüklüktedirler ve en yüksek streslerin görüldüğü alanlarda fraktür meydana geldiği düşünülmektedir.
- Uygulanan kuvvet miktarları düşünüldüğünde kök kırığı açısından risk bulunmamıştır.
- Tüm kuvvet yönlerinde, sağlıklı pulpa ve kanal dolum materyallerinde, stres kök ucunda yoğunlaşmışken, sağlıklı pulpada meydana gelen stres değerlerinin pulpada herhangi bir hasara ya da nekroze sebep olmayacağı

düşünülmektedir. Uygulanan tüm kuvvetlerde pulpa ve kanal dolum materyalleri değerlendirildiğinde en fazla stresin biodentinde olduğu en az stresin ise sağlıklı pulpada meydana geldiği görüldü. Oluşan stres miktarları açısından biodentini, MTA ve güta-perka takip etmektedir. Materyaller üzerinde oluşan değişik stres miktarlarının sebebi elastisite modüllerinden kaynaklanmaktadır. Elastisite modülü yüksek olan materyal üzerinde daha fazla stres biriktirmektedir.

- Oluşan stres miktarları değerlendirildiğinde, genel olarak en fazla strese horizontal yönlü kuvvetin sebep olduğu görüldü.
- Uygulanan kuvvetler sonucunda; tüm gruplarda ve diş dokularında max deformasyona horizontal yönlü kuvvetin, en az deformasyona ise vertikal yönlü kuvvetin sebep olduğu gözlemlendi. Buna rağmen oluşan deformasyon miktarları dişte ciddi lüksasyon yaralanması oluşturabilecek düzeylerde bulunmadı.

Sonuç olarak değerlendirmek gerekirse horizontal ve oblik kuvvetler karşısında sağlıklı diş grubunun, vertikal kuvvetler karşısında ise MTA ile tedavi edilmiş diş grubunun fraktüre daha dayanıklı olduğu bulundu. Çıkan sonuçlarda biodentin ile tedavi edilmiş diş grubunda diğer gruplardan daha yüksek stres değerleri kaydedildi ve immatür dişlerde kanal dolum materyali olarak diş horizontal ve oblik kuvvetler karşısında yeterince güçlendiremediği gözlemlendi. Tez çalışmamız, kök ucu açık dişlerde kullanılan kanal dolum materyallerinin travma karşısındaki davranışlarının sonlu elemanlar analizinde değerlendirildiği ilk çalışmadır. Materyallerin diş üzerindeki etkilerinin daha iyi anlaşılabilmesi için bu konuyla ilgili başka çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.



## 6. KAYNAKLAR

- Adıgüzel Ö, 2010. Sonlu Elemanlar Analizi: Derleme Bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, 11, 1, 18-23.
- Adıgüzel Ö, Kaya S, Yiğit Özer S, Değer Y, Göncü Başaran E, Yavuz İ, 2011. Three-dimensional Finite Element Analysis of Endodontically Treated Tooth Restored with Carbon and Titanium Posts. *Int Dent Res* 1, 2, 55-9.
- Aksel H, Askerbeyli-Ors S, Deniz-Sungur D, 2017. Vertical root fracture resistance of simulated immature permanent teeth filled with MTA using different vehicles. *Journal of clinical and experimental dentistry*, 9, 2, e178-e81.
- Alaşam A, 2012. Kök Ucu Kapanmamış Genç Sürekli Dişlerde Kök Oluşumunun Teşviki ve Tedavi Yöntemleri. In: *Endodonti*. Eds: Alaşam T: Ankara, Mimtaş Yayıncılık, p. 1303-32.
- Alaşam A, 2012. Travma Nedeniyle Oluşan Diş Yaralanmaları ve Tedavileri. In: *Endodonti*. Eds: Alaşam T: Ankara, Mimtaş Yayıncılık, p. 985-1050.
- Alaşam T, 2012. Kök Kanal Dolgu Yöntemleri. In: *Endodonti*. Eds: Alaşam T, 2nd: Ankara, Mimtaş Yayıncılık, p. 705-68.
- Altay N, Gungor HC, 2001. A retrospective study of dento-alveolar injuries of children in Ankara, Turkey. *Dental traumatology : official publication of International Association for Dental Traumatology*, 17, 5, 201-4.
- AM EL-Maita, Qualtrough AJ, Watts DC, 2014. Resistance to vertical fracture of MTA-filled roots. *Dental traumatology : official publication of International Association for Dental Traumatology*, 30, 1, 36-42.
- Andersson L, 2008. Trauma in a global health perspective. *Dental traumatology : official publication of International Association for Dental Traumatology*, 24, 3, 267.
- Andreasen JO, 1970. Etiology and pathogenesis of traumatic dental injuries. A clinical study of 1,298 cases. *Scandinavian journal of dental research*, 78, 4, 329-42.
- Andreasen JO, 1976. The influence of traumatic intrusion of primary teeth on their permanent successors. A radiographic and histologic study in monkeys. *International journal of oral surgery*, 5, 5, 207-19.
- Andreasen JO, Andreasen FM, Andersson L, 2007. *Traumatic Injuries of the Teeth*, 4<sup>th</sup> ed, Munksgaard, Blackwell Publishing Ltd.
- Andreasen JO, Farik B, Munksgaard EC, 2002. Long-term calcium hydroxide as a root canal dressing may increase risk of root fracture. *Dental traumatology : official publication of International Association for Dental Traumatology*, 18, 3, 134-7.
- Andreasen JO, Munksgaard EC, Bakland LK, 2006. Comparison of fracture resistance in root canals of immature sheep teeth after filling with calcium hydroxide or MTA. *Dental traumatology : official publication of International Association for Dental Traumatology*, 22, 3, 154-6.
- Anthony DR, Gordon TM, del Rio CE, 1982. The effect of three vehicles on the pH of calcium hydroxide. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 54, 5, 560-5.
- Arola D, Galles LA, Sarubin MF, 2001. A comparison of the mechanical behavior of posterior teeth with amalgam and composite MOD restorations. *Journal of dentistry*, 29, 1, 63-73.
- Bayram E, Bayram HM, 2016. Fracture resistance of immature teeth filled with mineral trioxide aggregate, bioaggregate, and biodentine. *European journal of dentistry*, 10, 2, 220-4.

- BinAhmed YO, 2012. Biodentine™ as a Root Filling Material in Immature Permanent Teeth- a preliminary in Vitro study, King's Collage London.
- Biodentine Scientific file, 2010. Active biosilicate technology, septodont. Saint-Maur-des-Fosse's Cedex, France: R&D Department.
- Bird DC, Komabayashi T, Guo L, Opperman LA, Spears R, 2012. In Vitro Evaluation of Dentinal Tubule Penetration and Biomineralization Ability of a New Root-end Filling Material. *Journal of endodontics*, 38, 8, 1093-6.
- Bortoluzzi EA, Souza EM, Reis JM, Esberard RM, Tanomaru-Filho M, 2007. Fracture strength of bovine incisors after intra-radicular treatment with MTA in an experimental immature tooth model. *International endodontic journal*, 40, 9, 684-91.
- Boutsioukis C, Noula G, Lambrianidis T, 2008. Ex vivo study of the efficiency of two techniques for the removal of mineral trioxide aggregate used as a root canal filling material. *Journal of endodontics*, 34, 10, 1239-42.
- Camilleri J, 2008. Characterization of hydration products of mineral trioxide aggregate. *International endodontic journal*, 41, 5, 408-17.
- Camilleri J, 2013. Investigation of Biodentine as dentine replacement material. *Journal of dentistry*, 41, 7, 600-10.
- Camilleri J, Kralj P, Veber M, Sinagra E, 2012. Characterization and analyses of acid-extractable and leached trace elements in dental cements. *International endodontic journal*, 45, 8, 737-43.
- Cauwels RG, Pieters IY, Martens LC, Verbeeck RM, 2010. Fracture resistance and reinforcement of immature roots with gutta percha, mineral trioxide aggregate and calcium phosphate bone cement: a standardized in vitro model. *Dental traumatology : official publication of International Association for Dental Traumatology*, 26, 2, 137-42.
- Cheung W, 2005. A review of the management of endodontically treated teeth. Post, core and the final restoration. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 136, 5, 611-9.
- Craig RA, 1997. *Restorative Dental Materials*, St Louis: CV Mosby.
- Cvek M, 1992. Prognosis of luxated non-vital maxillary incisors treated with calcium hydroxide and filled with gutta-percha. A retrospective clinical study. *Endodontics & dental traumatology*, 8, 2, 45-55.
- Çalikkocaoğlu S, 1996. *Bölümlü Protezler*, İstanbul Ü Basımevi.
- da Silva BR, Moreira Neto JJ, da Silva FI, Jr., de Aguiar AS, 2011. Finite element analysis applied to dentoalveolar trauma: methodology description. *ISRN dentistry*, 2011, 297132.
- da Silva BR, Moreira Neto JJ, da Silva FI, Jr., de Aguiar AS, 2013. Three-dimensional finite element analysis of the maxillary central incisor in two different situations of traumatic impact. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 16, 2, 158-64.
- Damle S, Loomba A, 2012. Apexification of Anterior Teeth: A Comparative Evaluation of Mineral Trioxide Aggregate and Calcium Hydroxide Paste. *The Journal of clinical pediatric dentistry*, 36, 3, 263-8.
- DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B, 2000. Role of the finite element model in dental implants. *The Journal of oral implantology*, 26, 2, 77-81.
- Di Fiore PM, Reyes A, Dorn SO, Cron SG, Ontiveros JC, 2016. Evaluation of a calcium silicate-based cement as a root reinforcement material for endodontically treated maxillary anterior teeth. *The Journal of prosthetic dentistry*, 115, 1, 35-41.

- DiAngelis AJ, Andreasen JO, Ebeleseder KA, Kenny DJ, Trope M, Sigurdsson A, 2012. International Association of Dental Traumatology guidelines for the management of traumatic dental injuries: 1. Fractures and luxations of permanent teeth. *Dental Traumatology*, 28, 2-12.
- Dreger LA, Felipe WT, Reyes-Carmona JF, Felipe GS, Bortoluzzi EA, Felipe MC, 2012. Mineral trioxide aggregate and Portland cement promote biomineralization in vivo. *Journal of endodontics*, 38, 3, 324-9.
- El-Nesr NM, Avery JK, 2006. Development of the teeth: root and supporting tissues. In: *Oral Development and Histology*. Eds: Avery J, Steele P, 3rd: New York, Chapter 6.
- Elnaghy AM, Elsaka SE, 2016. Fracture resistance of simulated immature teeth filled with Biodentine and white mineral trioxide aggregate - an in vitro study. *Dental traumatology : official publication of International Association for Dental Traumatology*, 32, 2, 116-20.
- Evren OK, Altunsoy M, Tanriver M, Capar ID, Kalkan A, Gok T, 2016. Fracture resistance of simulated immature teeth after apexification with calcium silicate-based materials. *European journal of dentistry*, 10, 2, 188-92.
- Farah JW, Craig RG, 1974. Finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *Journal of dental research*, 53, 4, 859-66.
- Foreman PC, Barnes IE, 1990. Review of calcium hydroxide. *International endodontic journal*, 23, 6, 283-97.
- Forghani M, Bidar M, Shahrami F, Bagheri M, Mohammadi M, Attaran Mashhadi N, 2013. Effect of MTA and Portland Cement on Fracture Resistance of Dentin. *Journal of dental research, dental clinics, dental prospects*, 7, 2, 81-5.
- Frank AL, 1966. Therapy for the divergent pulpless tooth by continued apical formation. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 72, 1, 87-93.
- Gassner R, Tuli T, Hachl O, Rudisch A, Ulmer H, 2003. Cranio-maxillofacial trauma: a 10 year review of 9,543 cases with 21,067 injuries. *Journal of cranio-maxillo-facial surgery : official publication of the European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, 31, 1, 51-61.
- Geng JP, Tan KB, Liu GR, 2001. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 85, 6, 585-98.
- Geramy A, Morgano SM, 2004. Finite element analysis of three designs of an implant-supported molar crown. *The Journal of prosthetic dentistry*, 92, 5, 434-40.
- Grech L, Mallia B, Camilleri J, 2013. Characterization of set Intermediate Restorative Material, Biodentine, Bioaggregate and a prototype calcium silicate cement for use as root-end filling materials. *International endodontic journal*, 46, 7, 632-41.
- Grech L, Mallia B, Camilleri J, 2013. Investigation of the physical properties of tricalcium silicate cement-based root-end filling materials. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 29, 2, e20-8.
- Hatibovic-Kofman S, Raimundo L, Zheng L, Chong L, Friedman M, Andreasen JO, 2008. Fracture resistance and histological findings of immature teeth treated with mineral trioxide aggregate. *Dental traumatology : official publication of International Association for Dental Traumatology*, 24, 3, 272-6.
- Hemalatha H, Sandeep M, Kulkarni S, Yakub SS, 2009. Evaluation of fracture resistance in simulated immature teeth using Resilon and Ribbond as root reinforcements--an in vitro study. *Dental traumatology : official publication of International Association for Dental Traumatology*, 25, 4, 433-8.

- Huang HM, Ou KL, Wang WN, Chiu WT, Lin CT, Lee SY, 2005. Dynamic finite element analysis of the human maxillary incisor under impact loading in various directions. *Journal of endodontics*, 31, 10, 723-7.
- Huang HM, Tsai CY, Lee HF, Lin CT, Yao WC, Chiu WT, Lee SY, 2006. Damping effects on the response of maxillary incisor subjected to a traumatic impact force: a nonlinear finite element analysis. *Journal of dentistry*, 34, 4, 261-8.
- Ichim I, Schmidlin PR, Kieser JA, Swain MV, 2007. Mechanical evaluation of cervical glass-ionomer restorations: 3D finite element study. *Journal of dentistry*, 35, 28-35.
- Incropera FP, Dewitt DP, 2002. *Fundamentals of Heat and Mass Transfer*, John Wiley, New York.
- Jefferies SR, 2014. Bioactive and Biomimetic Restorative Materials: A Comprehensive Review. Part I. *J Esthet Restor Dent*, 26, 1, 14-26.
- Koh ET, McDonald F, Pitt Ford TR, Torabinejad M, 1998. Cellular response to Mineral Trioxide Aggregate. *Journal of endodontics*, 24, 8, 543-7.
- Koh ET, Torabinejad M, Pitt Ford TR, Brady K, McDonald F, 1997. Mineral trioxide aggregate stimulates a biological response in human osteoblasts. *Journal of biomedical materials research*, 37, 3, 432-9.
- Konda P, SA T, 2012. Basic principles of finite element method and its applications in orthodontics. *Journal of Pharmaceutical and Biomedical Sciences*, 16, 16, 1-8.
- Laurent P, Camps J, About I, 2012. Biodentine(TM) induces TGF-beta1 release from human pulp cells and early dental pulp mineralization. *International endodontic journal*, 45, 5, 439-48.
- Lawley GR, Schindler WG, Walker WA, 3rd, Kolodrubetz D, 2004. Evaluation of ultrasonically placed MTA and fracture resistance with intracanal composite resin in a model of apexification. *Journal of endodontics*, 30, 3, 167-72.
- Ledley RS, Huang HK, 1968. Linear model of tooth displacement by applied forces. *Journal of dental research*, 47, 3, 427-32.
- Lee SJ, Monsef M, Torabinejad M, 1993. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate for repair of lateral root perforations. *Journal of endodontics*, 19, 11, 541-4.
- Li LL, Wang ZY, Bai ZC, Mao Y, Gao B, Xin HT, Zhou B, Zhang Y, Liu B, 2006. Three-dimensional finite element analysis of weakened roots restored with different cements in combination with titanium alloy posts. *Chinese medical journal*, 119, 4, 305-11.
- Mackerle J, 2004. Finite element modelling and simulations in dentistry: a bibliography 1990-2003. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 7, 5, 277-303.
- Magne P, 2007. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*, 23, 5, 539-48.
- Majorana A, Pasini S, Bardellini E, Keller E, 2002. Clinical and epidemiological study of traumatic root fractures. *Dental traumatology : official publication of International Association for Dental Traumatology*, 18, 2, 77-80.
- Marcenes W, Murray S, 2001. Social deprivation and traumatic dental injuries among 14-year-old schoolchildren in Newham, London. *Dental traumatology : official publication of International Association for Dental Traumatology*, 17, 1, 17-21.
- Mohammadi Z, Dummer PM, 2011. Properties and applications of calcium hydroxide in endodontics and dental traumatology. *International endodontic journal*, 44, 8, 697-730.

- Morse DR, O'Larnic J, Yesilsoy C, 1990. Apexification: review of the literature. *Quintessence international* (Berlin, Germany : 1985), 21, 7, 589-98.
- Nagas E, Cehreli ZC, Uyanik O, Vallittu PK, Lassila LV, 2016. Reinforcing Effect of Glass Fiber-incorporated ProRoot MTA and Biodentine as Intraorifice Barriers. *Journal of endodontics*, 42, 11, 1673-6.
- Nyashin YI, Nyashin MY, 2000. Biomechanical modelling of periodontal ligament behavior under various mechanical loads. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 2, 2, 67-74.
- Olsen JL, 2013. *Finite Element Analysis of Maxillary Central Incisor Trauma*, The University of North Carolina at Chapel Hill.
- Özer Z, 2011. Seramik bazlı çok katmanlı sistemlerin fiziko-mekanik özelliklerinin incelenmesi, Çukurova Üniversitesi.
- Parirokh M, Torabinejad M, 2010. Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review--Part I: chemical, physical, and antibacterial properties. *Journal of endodontics*, 36, 1, 16-27.
- Poiate IA, de Vasconcellos AB, de Santana RB, Poiate E, 2009. Three-dimensional stress distribution in the human periodontal ligament in masticatory, parafunctional, and trauma loads: finite element analysis. *Journal of periodontology*, 80, 11, 1859-67.
- Poiate IA, Vasconcellos AB, Poiate Junior E, Dias KR, 2009. Stress distribution in the cervical region of an upper central incisor in a 3D finite element model. *Brazilian oral research*, 23, 2, 161-8.
- Poolthong S, Mori T, Swain MV, 2001. Determination of elastic modulus of dentin by small spherical diamond indenters. *Dental materials journal*, 20, 3, 227-36.
- Rafter M, 2005. Apexification: a review. *Dental traumatology : official publication of International Association for Dental Traumatology*, 21, 1, 1-8.
- Ramoğlu S, Ozan O, 2014. Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.*, 175-80.
- Rao A, Rao A, Shenoy R, 2009. Mineral trioxide aggregate--a review. *The Journal of clinical pediatric dentistry*, 34, 1, 1-7.
- Ricks-Williamson LJ, Fotos PG, Goel VK, Spivey JD, Rivera EM, Khera SC, 1995. A three-dimensional finite-element stress analysis of an endodontically prepared maxillary central incisor. *Journal of endodontics*, 21, 7, 362-7.
- Safavi KE, Dowden WE, Introcaso JH, Langeland K, 1985. A comparison of antimicrobial effects of calcium hydroxide and iodine-potassium iodide. *Journal of endodontics*, 11, 10, 454-6.
- Safavi KE, Nichols FC, 1993. Effect of calcium hydroxide on bacterial lipopolysaccharide. *Journal of endodontics*, 19, 2, 76-8.
- Safavi KE, Spangberg LS, Langeland K, 1990. Root canal dentinal tubule disinfection. *Journal of endodontics*, 16, 5, 207-10.
- Sarkar NK, Caicedo R, Ritwik P, Moiseyeva R, Kawashima I, 2005. Physicochemical basis of the biologic properties of mineral trioxide aggregate. *Journal of endodontics*, 31, 2, 97-100.
- Saroglu I, Sonmez H, 2002. The prevalence of traumatic injuries treated in the pedodontic clinic of Ankara University, Turkey, during 18 months. *Dental traumatology : official publication of International Association for Dental Traumatology*, 18, 6, 299-303.
- Schmitt D, Lee J, Bogen G, 2001. Multifaceted use of ProRoot MTA root canal repair material. *Pediatric dentistry*, 23, 4, 326-30.

- Schumacher JW, Rutledge RE, 1993. An alternative to apexification. *Journal of endodontics*, 19, 10, 529-31.
- Schwartz RS, Mauger M, Clement DJ, Walker WA, 3rd, 1999. Mineral trioxide aggregate: a new material for endodontics. *Journal of the American Dental Association (1939)*, 130, 7, 967-75.
- Sheehy EC, Roberts GJ, 1997. Use of calcium hydroxide for apical barrier formation and healing in non-vital immature permanent teeth: a review. *British dental journal*, 183, 7, 241-6.
- Shetty P, Hegde AM, Rai K, 2010. Finite element method--an effective research tool for dentistry. *The Journal of clinical pediatric dentistry*, 34, 3, 281-5.
- Simon S, Rilliard F, Berdal A, Machtou P, 2007. The use of mineral trioxide aggregate in one-visit apexification treatment: a prospective study. *International endodontic journal*, 40, 3, 186-97.
- Sornkul E, Stannard JG, 1992. Strength of roots before and after endodontic treatment and restoration. *Journal of endodontics*, 18, 9, 440-3.
- SrIREkha A, Bashetty K, 2010. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian journal of dental research : official publication of Indian Society for Dental Research*, 21, 3, 425-32.
- Staehele HJ, Pioch T, Hoppe W, 1989. The alkalinizing properties of calcium hydroxide compounds. *Endodontics & dental traumatology*, 5, 3, 147-52.
- Stuart CH, Schwartz SA, Beeson TJ, 2006. Reinforcement of immature roots with a new resin filling material. *Journal of endodontics*, 32, 4, 350-3.
- Tagger M, Tamse A, Katz A, Korzen BH, 1984. Evaluation of the apical seal produced by a hybrid root canal filling method, combining lateral condensation and thermatic compaction. *Journal of endodontics*, 10, 7, 299-303.
- Tait CME, Ricketts DNJ, Higgins AJ, 2005. Weakened anterior roots – intraradicular rehabilitation. *British dental journal*, 198, 10, 609-17.
- Talati A, Disfani R, Afshar A, Fallah Rastegar A, 2007. Finite element evaluation of stress distribution in mature and immature teeth. *Iranian endodontic journal*, 2, 2, 47-53.
- Tanaka M, Naito T, Yokota M, Kohno M, 2003. Finite element analysis of the possible mechanism of cervical lesion formation by occlusal force. *Journal of oral rehabilitation*, 30, 1, 60-7.
- Taşkınsel E, Gümüş H, 2014. Sonlu Elemanlar Stres Analizi ve Restoratif Diş Hekimliğinde Kullanımı. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.*, 131-5.
- Teke A, Keçeci AD, 2012. Sonlu elemanlar analizi - Bölüm I: Stres analiz yöntemleri, diş hekimliğinde kullanım alanları ve temel kavramlar. *Roots*, 10-4.
- Toparli M, Sasaki S, 2003. Finite element analysis of the temperature and thermal stress in a postrestored tooth. *Journal of oral rehabilitation*, 30, 921-6.
- Topcuoglu HS, Kesim B, Duzgun S, Tuncay O, Demirbuga S, Topcuoglu G, 2015. The effect of various backfilling techniques on the fracture resistance of simulated immature teeth performed apical plug with Biodentine. *International journal of paediatric dentistry*, 25, 4, 248-54.
- Torabinejad M, Pitt Ford TR, 1996. Root end filling materials: a review. *Endodontics & dental traumatology*, 12, 4, 161-78.
- Torneck CD, Moe H, Howley TP, 1983. The effect of calcium hydroxide on porcine pulp fibroblasts in vitro. *Journal of endodontics*, 9, 4, 131-6.

- Tronstad L, Andreasen JO, Hasselgren G, Kristerson L, Riis I, 1981. pH changes in dental tissues after root canal filling with calcium hydroxide. *Journal of endodontics*, 7, 1, 17-21.
- Trope M, 2010. Treatment of the immature tooth with a non-vital pulp and apical periodontitis. *Dental clinics of North America*, 54, 2, 313-24.
- Ulusoy M, Aydın AK, 2003. *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler*, Ankara Ü Diş Hek Yayınları.
- Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y, 2008. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *Journal of dentistry*, 36, 7, 463-71.
- Williams C, Loushine RJ, Weller RN, Pashley DH, Tay FR, 2006. A comparison of cohesive strength and stiffness of Resilon and gutta-percha. *Journal of endodontics*, 32, 6, 553-5.
- Wiscovitch JG, Wiscovitch GJ, 1995. Surgical apical repair with super-EBA cement: a one-visit alternative treatment to apexification. *Journal of endodontics*, 21, 1, 43-6.
- Witherspoon DE, Small JC, Regan JD, Nunn M, 2008. Retrospective analysis of open apex teeth obturated with mineral trioxide aggregate. *Journal of endodontics*, 34, 10, 1171-6.
- Zhabuawala MS, Nadig RR, Pai VS, Gowda Y, 2016. Comparison of fracture resistance of simulated immature teeth with an open apex using Biodentine and composite resin: An in vitro study. *Journal of the Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*, 34, 4, 377-82.





## 8. ÖZGEÇMİŞ

1990 yılında Sinop'ta doğdu. İlkokul ve ortaokulu Alanya'da, Bilgi Bulut İlköğretim Okulu'nda okudu. Liseyi Alanya'da Hasan Çolak Anadolu Lisesi'nde okudu. 2008 yılında başladığı Gazi Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi'nden 2013 yılında mezun oldu. 2014 yılında Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı'nda uzmanlık eğitimine başladı. Halen eğitimine, aynı bölümde, uzmanlık öğrencisi olarak devam etmektedir.

