T.C.

ORDU ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ENDODONTİ ANABİLİM DALI

UZMANLIK TEZİ

FARKLI TEDAVİ YÖNTEMLERİ UYGULANMIŞ KÖK UCU AÇIK MAKSİLLER SANTRAL DİŞLERDE FARKLI YÖNDE UYGULANAN KUVVETLERİN OLUŞTURDUĞU STRESLERİN DEĞERLENDİRİLMESİ: SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ

AHMET ÇETİNKAYA

TEZ DANIŞMANI

DR. ÖĞR. ÜYESİ LEYLA BENAN AYRANCI

Bu uzmanlık tezi Ordu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi

tarafından B-1923 proje numarası ile desteklenmiştir.

ORDU-2020

T.C.

ORDU ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ENDODONTİ ANABİLİM DALI

UZMANLIK TEZİ

FARKLI TEDAVİ YÖNTEMLERİ UYGULANMIŞ KÖK UCU AÇIK MAKSİLLER SANTRAL DİŞLERDE FARKLI YÖNDE UYGULANAN KUVVETLERİN OLUŞTURDUĞU STRESLERİN DEĞERLENDİRİLMESİ: SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ

Dt. Ahmet ÇETİNKAYA

Tezin Sözlü Savunma Tarihi: 19 Ağustos 2020

Jüri Üyesi (Tez Danışmanı) : Dr. Öğr. Üyesi Leyla Benan AYRANCI

Jüri Üyesi : Prof. Dr. Hesna Sazak ÖVEÇOĞLU

Jüri Üyesi : Dr. Öğr. Üyesi Evren SARIYILMAZ

Dekan : Prof. Dr. Varol ÇANAKÇI

ORDU-2020

TEZ BİLDİRİMİ

Tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu tezin yazılmasında bilimsel ahlak kurallarına uyulduğunu, başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunulduğunu, tezin herhangi bir kısmının bu üniversite veya başka bir üniversitedeki başka bir tez çalışması olarak sunulmadığını beyan ederim.

Ahmet ÇETİNKAYA

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam ve uzmanlık eğitimim süresince bana yol gösteren, birikimlerini benimle paylaşan tez danışmanım Sayın **Dr. Öğr. Üyesi Leyla Benan AYRANCI**'ya,

Tez çalışmamda kıymetli bilgilerinden faydalandığım değerli hocam Sayın **Prof. Dr. Sema BELLİ**'ye

Uzmanlık eğitimim süresince yardımlarını esirgemeyen hocalarım Sayın **Dr. Öğr. Üyesi Evren SARIYILMAZ**, **Dr. Öğr. Üyesi Fatih ÇAKICI** ve **Dr. Öğr. Üyesi Elif Bahar ÇAKICI**'ya

Birlikte çalışmaktan keyif aldığım tüm asistan arkadaşlarıma,

İyi ve kötü günümde her zaman yanımda olan ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen sevgili **Dt. Ece EROĞLU**'na,

Desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen ve her zorlukta yanımda olan kardeşim gibi sevdiğim **Uzm. Dt. Oğuzhan SUNAR** ve **Uzm. Dt. Fırat GÖK**'e

Yaşamımın her döneminde sevgiyle bana destek olan, büyük bir emekle beni bugünlere getiren sevgili aileme,

Sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

Bu uzmanlık tezi **Ordu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi** tarafından **B-1923** proje numarası ile desteklenmiştir. Tüm destekleri için Bilimsel Araştırma Projeleri Birimine teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

FARKLI TEDAVİ YÖNTEMLERİ UYGULANMIŞ KÖK UCU AÇIK MAKSİLLER SANTRAL DİŞLERDE FARKLI YÖNDE UYGULANAN KUVVETLERİN OLUŞTURDUĞU STRESLERİN DEĞERLENDİRİLMESİ: SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ

Amaç: Bu tez çalışmasının amacı; kök ucu açık maksiller santral dişe uygulanan farklı tedavi yöntemlerinin ve bu tedavilerde kullanılan farklı kanal dolum materyallerinin, tedavi sonrasında oluşabilecek travma ve oklüzal kapanış kuvveti karşısında kök üzerinde oluşan streslere etkisini sonlu elemanlar yöntemi kullanarak incelemektir.

Gereç ve Yöntem: Bilgisayarlı tomografik görüntüler vasıtasıyla elde edilen kök ucu gelişimini tamamlamış maksiller santral diş ve çevre destek dokuların modeli yapılmıştır. MTA ve biodentinin kullanıldığı revaskülarizasyon tedavisi ve tedavi sonrasında kök ucunun sementle oluştuğu hali, apeksifikasyon tedavisi, modifiye apeksifikasyon tedavisi, geleneksel kök kanal tedavisi ve iki farklı kontrol grubundan oluşan toplam 11 farklı model oluşturulmuştur. Bu modeller üzerine sınıf I kapanışta 130^{o} açıyla kapanış kuvvetini temsilen 240 N ve bu dişler üzerinde sıklıkla gerçekleşen dişin uzun aksına 90^{o} açıyla 300 N büyüklüğünde travma kuvveti uygulanmıştır. Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile kök dentini üzerinde oluşan vonMises stres değerleri apikal,orta ve koronal olmak üzere üç bölümde incelenmiştir.

Bulgular: Modifiye apeksifikasyon tedavisi hariç tüm modellerde en yüksek stres yoğunluğu koronal kök bölümünde izlenmiştir. Koronal kök dentininde ki en yüksek vonMises stres değeri geleneksel kök kanal tedavisi grubunda bulunurken, en az değer kök ucu gelişimini tamamlamış kontrol grubunda bulunmuştur. Modifiye apeksifikasyon tedavisi gruplarında kuvvetler karşısında ki stres orta ve apikal kök bölümünde yoğunlaşmıştır. MTA'nın kullanıldığı modellerde biodentinin kullanıldığı modellere göre tüm kök bölümlerinde daha az stres oluştuğu görülmüştür.

Sonuç: Kök ve kök ucu gelişimini tamamlamamış dişlerde MTA kullanımı biodentine kıyasla kırılmaya karşı daha fazla dirençli hale getirmektedir. Modifiye apeksifikasyon yöntemi servikal bölgede oluşan stresleri azaltabilir. Bu konuda daha fazla çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

Anahtar Kelimeler: Sonlu Elemanlar Stres Analizi, MTA, Biodentin, Apeksifikasyon

ABSTRACT

EVALUATION OF STRESS DISTRIBUTION BY APPLIED DIFFERENT FORCES ON IMMATURE MAXILLARY CENTRAL TEETH WITH DIFFERENT TREATMENT OPTIONS: A FINITE ELEMENT STRESS ANALYSIS

Aim: Immature maxillary central teeth can be managed by using several treatment options. The aim of this finite element stress analysis study was to evaluate the effect of different treatment procedures on the stresses on immature teeth models by trauma and bite forces.

Material and Method: Three-dimensional finite element maxillary incisor teeth model was generated on CBCT scan. A total of 11 different models consisting of revascularization treatment using MTA and biodentine and the state of the root apex formed with cement after treatment, apexification, modified apexification, traditional root canal treatment and two different control groups have been created. 300N traumatic force and 240N bite force was applied with 90 and 130 angles. The stress values of the vonMises formed on the root dentin were examined in three sections; apical, middle and coronal using the finite element stress analysis method.

Result: The highest stress density was observed in the coronal root section in all models except for modified apexification treatment. While the highest vonMises stress value in coronal root dentin was found in the traditional root canal treatment group, the lowest value was found in the mature control group. In the modified apexification treatment groups, the stress was intensified in the middle and apical root section. It has been observed that in the models in which MTA is used, less stress occurs in all root parts compared to the models in which biodentine is used.

Conclusions: The use of MTA in immature teeth makes it more resistant to fracture compared to biodentine. Modified apexification method can reduce stress in the cervical area. More studies are needed on this subject.

Key words: Finite Element Stress Analysis, MTA, Biodentine, Apexification

İÇİNDEKİLER

TEZ BİLDİRİMİ ..... **I**
TEŞEKKÜR ..... **II**
ÖZET ..... **III**
ABSTRACT ..... **IV**
İÇİNDEKİLER ..... **V**
ŞEKİLLER DİZİNİ ..... **IX**
TABLOLAR DİZİNİ ..... **XIV**
SİMGE VE KISALTMALAR DİZİNİ ..... **XV**
1. GİRİŞ **1**
2. GENEL BİLGİLER **3**
2.1. Kök Gelişimi 3
2.2. Kök Gelişiminin Tamamlanmadığı Durumlar 4
2.2.1. Diş Çürüğü 4
2.2.2. Travma 5
2.3. Kök Gelişimini Tamamlamamış Dişlerde Tedavi 6
2.3.1. Apeksogenezis 6
2.3.2. Apeksfikasyon 7
2.3.2.1. Geleneksel Kalsiyum Hidroksit Apeksifikasyonu (Frank Metodu) 7
2.3.2.2. Tek Seans Apeksifikasyon 9
2.3.3. Rejeneratif Endodonti 11
2.3.4. Modifiye Apeksifikasyon 16
2.4. Endodontik Tedavi Sonrası Kırık Komplikasyonu 16
2.4.1. İyatrojenik Nedenler 18
2.4.1.1. Travmalar 18
2.4.1.1.1. Sert Dokuları ve Pulpayı İçeren Yaralanmalar 18
2.4.1.1.2. Periodontal Doku Yaralanmaları 18
2.4.1.1.3. Destek Doku Yaralanmaları 19
2.4.1.1.4. Dişeti ve Ağız Mukozası Yaralanmaları 19
2.4.1.2. Kimyasal Faktörler 19
2.4.1.2.1. İrrigasyon Solüsyonları 19
2.4.1.2.2. Apeksifikasyonda Kullanılan Materyaller ve Medikamanlar 21
2.4.1.3. Mikrobiyal Etkiler 22
2.4.1.4. Restorasyon Prosedürleri 22
2.4.2. İyatrojenik Olmayan Nedenler 23
2.5. Diş Hekimliğinde Biyomekanik 23
2.5.1. Holografik İnterferometre 24

2.5.2. Fotoelastik Gerilme Analiz Yöntemi 24
2.5.3. Gerinim Ölçer Stres Analiz Yöntemi 25
2.5.4. Kırılgan Vernikle Kaplama Yöntemi 25
2.5.5. Radyotelemetri Stres Analiz Yöntemi 25
2.5.6. Termografik Gerilim Analizi 26
2.5.7. Sonlu Elemanlar Analizi 26
2.5.7.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizinde Kullanılan Terimler 28
2.5.7.1.1. Kuvvet 28
2.5.7.1.2. Stres (Gerilim) 28
2.5.7.1.3. Strain (Gerinim) 28
2.5.7.1.4. Dayanıklılık (Strength) 29
2.5.7.1.5. Şekil Değiştirme 29
2.5.7.1.6. Elastiklik-Viskoelastiklik 29
2.5.7.1.7. Elastisite Modülü (Young Modülü) 30
2.5.7.1.8. Poisson Oranı 30
2.5.7.1.9. İzotropi ve Anizotropi 30
2.5.7.1.10. Asal Stres 31
2.5.7.1.11. Von Mises Stresi 31
2.5.7.1.12. Eleman ve Düğüm 32
2.5.7.2. Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Yapım Aşamaları 33
2.5.7.2.1. Problemlerin Özellikleriyle Tanımlanması ve Senaryo Planlanması 33
2.5.7.2.2. Geometrik Modelin Oluşturulması 33
2.5.7.2.3. Ağ (Mesh) Yapısının Oluşturulması 34
2.5.7.2.4. Yapısal Özelliklerin Tanıtılması 34
2.5.7.2.5. Sınır Koşullarının Belirlenmesi (Boundary Condition) .. 35
2.5.7.2.6. Kuvvetlerin Vektörü ve Şiddetinin Belirlenip Uygulanması ve Denklemin Çözülmesi 35
2.5.7.2.7. Sonuçların Yorumlanması 35
2.5.7.3. Lineer ve Nonlineer Analizler 36
2.5.7.4. Sonlu Elemanlar Analizi Yönteminin Avantajları 37
2.5.7.5. Sonlu Elemanlar Analizi Yönteminin Dezavantajları 37
3. GEREÇ VE YÖNTEM 39
3.1. Maksiller Kemik Dokuların Modellenmesi 39
3.2. Dişlerin Modellenmesi ve Çalışma Grupları 43
3.2.1. MTA ile Yapılan Revaskülarizasyon Tedavisi Grupları 44
3.2.2. Biodentin ile Yapılan Revaskülarizasyon Tedavisi Grupları 46
3.2.3. MTA ve Biodentin Kullanılarak Yapılan Apeksifikasyon Tedavisi Grupları 47
3.2.4. Modifiye Apeksifikasyon Tedavisi Grupları 49
3.2.5. Kök Ucu Gelişimini Rejenerasyonla Tamamlamış Dişte Yapılan Geleneksel Kanal Tedavisi 50

3.2.6. Kontrol Grupları 51
3.3. Periodontal Ligamentin Modellenmesi 52
3.4. Mesh Yapısının Oluşturulması 54
3.5. Materyallerin Fiziksel Özellikleri ve Sınır Koşullarının Belirlenmesi55
3.6. Sınır Koşullarının Belirlenmesi 57
3.7. Oluşturulan Modeller Üzerine Kuvvet Uygulanması ve Senaryoların Oluşturulması 58
4. BULGULAR 60
4.1. Oklüzal Kapanış Kuvveti Karşısında Oluşan Stresler 60
4.1.1. Grup 1 60
4.1.2. Grup 2 61
4.1.3. Grup 3 62
4.1.4. Grup 4 63
4.1.5. Grup 5 65
4.1.6. Grup 6 66
4.1.7. Grup 7 68
4.1.8. Grup 8 69
4.1.9. Grup 9 71
4.1.10. Grup 10 73
4.1.11. Grup 11 74
4.2. Travma Kuvveti Karşısında Oluşan Stresler 77
4.2.1. Grup 1 77
4.2.2. Grup 2 78
4.2.3. Grup 3 79
4.2.4. Grup 4 80
4.2.5. Grup 5 82
4.2.6. Grup 6 83
4.2.7. Grup 7 85
4.2.8. Grup 8 86
4.2.9. Grup 9 88
4.2.10. Grup 10 90
4.2.11. Grup 11 91
5. TARTIŞMA 94
5.1. Senaryoların Değerlendirilmesi 100
5.1.1. Revaskülarizasyon Tedavileri 100
5.1.2. Apeksifikasyon Tedavileri 102
5.1.3. Modifiye Apeksifikasyon Tedavileri 106
5.1.4. Geleneksel Kanal Tedavisi 108
5.1.5. Kontrol Gruplarının Değerlendirilmesi 111
6. SONUÇ VE ÖNERİLER 114
KAYNAKLAR 115

ÖZGEÇMİŞ 139

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa No

Şekil 2.1. Elastik ve viskoelastik materyallerin gerilme-gerinim eğrileri 29
Şekil 2.2. Von Mises stresinin hesaplanması 32
Şekil 2.3. Farklı boyutlarda ve sayıda düğüm içeren elemanlar 32
Şekil 3.1. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi ile elde edilen 601 kesit içeren görüntü 40
Şekil 3.2. "Interactive Segmentation" yöntemi ile kemik dokusunun CBCT'den ayrıştırılması 41
Şekil 3.3. U şeklinde elde edilen alveol kavsi modeli 42
Şekil 3.4. A. Kök gelişimini tamamlamış diş soketine sahip kemik modeli 42
B. Kök gelişimini tamamlamamış diş soketine sahip kemik modeli 42
Şekil 3.5. Maksiller santral dişin tomografik kesitsel görüntüsü 43
Şekil 3.6. Modeli yapılan dişin bölümleri 44
Şekil 3.7. MTA ile yapılan revaskülarizasyon tedavisi 45
Şekil 3.8. MTA ile yapılan revaskülarizasyon tedavisinde kök ucunun oluştuğu model 45
Şekil 3.9. Biodentin ile yapılan revaskülarizasyon tedavisi 46
Şekil 3.10. Biodentin ile yapılan revaskülarizasyon tedavisinde kök ucunun oluştuğu model 47
Şekil 3.11. MTA ile yapılan apeksifikasyon modeli 48
Şekil 3.12. Biodentin ile yapılan apeksifikasyon modeli 48
Şekil 3.13. MTA ile yapılan modifiye apeksifikasyon modeli 49
Şekil 3.14. Biodentin ile yapılan modifiye apeksifikasyon modeli 50
Şekil 3.15. Geleneksel kök kanal tedavisi modeli 51
Şekil 3.16. Kök gelişimini tamamlamamış diş modeli 51
Şekil 3.17. Kök gelişiminin tamamlandığı diş modeli 52
Şekil 3.18. Periodontal ligament modeli 53
Şekil 3.19. Diş modelleri, periodontal ligament ve maksiller kemiğin birleştirildiği model 53
Şekil 3.20. Algor yazılımının mesh yapısında kullandığı eleman çeşitleri 54
Şekil 3.21. Kök ucunun meshli görüntüsü 55

Şekil 3.22. Mooney-Rivlin 3. dereceden deformasyon enerjisi formülü 57
Şekil 3.23. Sınır koşullarının belirlenmesi 57
Şekil 3.24. A. Oklüzal kapanış kuvveti uygulama yönü B. Travma kuvveti uygulama yönü 58
Şekil 4.1. Grup 1 tedavi modelinde, dişte ve kök dentinin üç bölümünde oluşan stres bölgeleri. 60
Şekil 4.2. Grup 2 tedavi modelinde, dişte ve kök dentininin üç bölümünde oluşan stres bölgeleri. 61
Şekil 4.3. Sement üzerinde oluşan stres bölgeleri 62
Şekil 4.4.Grup 3 tedavi modelinde, dişte ve kök dentininin üç bölümünde oluşan stres bölgeleri 62
Şekil 4.5. Grup 4 tedavi modelinde, dişte ve kök dentininin üç bölümünde oluşan stres bölgeleri 63
Şekil 4.6. Sement üzerinde oluşan stres bölgeleri 63
Şekil 4.7. Revaskülarizasyon tedavi gruplarının kesitsel görüntüleri üzerinde stres bölgelerinin karşılaştırılması 64
Şekil 4.8. Grup 5 tedavi modelinde, dişte ve kök dentininin üç bölümünde oluşan stres bölgeleri 65
Şekil 4.9. Grup 6 tedavi modelinde, dişte ve kök dentininin üç bölümünde oluşan stres bölgeleri 66
Şekil 4.10. Apeksifikasyon tedavi gruplarının kesitsel görüntüleri üzerinde stres bölgelerinin karşılaştırılması 67
Şekil 4.11. Grup 7 tedavi modelinde, dişte ve kök dentininin üç bölümünde oluşan stres bölgeleri 68
Şekil 4.12. Grup 8 tedavi modelinde, dişte ve kök dentininin üç bölümünde oluşan stres bölgeleri 69
Şekil 4.13. Modifiye apeksifikasyon tedavisinde, gruplarının kesitsel görüntüleri üzerinde stres bölgelerinin karşılaştırılması 70
Şekil 4.14. Grup 9 tedavi modelinde, dişte ve kök dentininin üç bölümünde oluşan stres bölgeleri 71
Şekil 4.15. Geleneksel kanal tedavisinin yapıldığı tedavi modelinin kesitsel görüntüsü üzerinde stres bölgelerinin değerlendirilmesi 72

Şekil 4.16. Grup 10 kontrol grubu modelinde, dişte ve kök dentininin üç bölümünde oluşan stres bölgeleri 73
Şekil 4.17. Grup 11 kontrol grubu modelinde, dişte ve kök dentininin üç bölümünde oluşan stres bölgeleri 74
Şekil 4.18. Kontrol grubu modellerinin kesitsel görüntüsü üzerinde stres bölgelerinin değerlendirilmesi 75
Şekil 4.19. Oklüzal kapanış kuvveti sırasında oluşan streslerin gruplara göre grafiği 76
Şekil 4.20. Grup 1 tedavi modelinde, dişte ve kök dentinin üç bölümünde oluşan stres bölgeleri 77
Şekil 4.21. Grup 2 tedavi modelinde, dişte ve kök dentininin üç bölümünde oluşan stres bölgeleri 78
Şekil 4.22. Sement üzerinde oluşan stres bölgeleri 78
Şekil 4.23.Grup 3 tedavi modelinde, dişte ve kök dentininin üç bölümünde oluşan stres bölgeleri 79
Şekil 4.24. Grup 4 tedavi modelinde, dişte ve kök dentininin üç bölümünde oluşan stres bölgeleri 80
Şekil 4.25. Sement üzerinde oluşan stres bölgeleri 80
Şekil 4.26. Revaskülarizasyon tedavi gruplarının kesitsel görüntüleri üzerinde stres bölgelerinin karşılaştırılması 81
Şekil 4.27. Grup 5 tedavi modelinde, dişte ve kök dentininin üç bölümünde oluşan stres bölgeleri 82
Şekil 4.28. Grup 6 tedavi modelinde, dişte ve kök dentininin üç bölümünde oluşan stres bölgeleri 83
Şekil 4.29. Apeksifikasyon tedavi gruplarının kesitsel görüntüleri üzerinde stres bölgelerinin karşılaştırılması 84
Şekil 4.30. Grup 7 tedavi modelinde, dişte ve kök dentininin üç bölümünde oluşan stres bölgeleri 85
Şekil 4.31. Grup 8 tedavi modelinde, dişte ve kök dentininin üç bölümünde oluşan stres bölgeleri 86
Şekil 4.32. Modifiye apeksifikasyon tedavisinde, gruplarının kesitsel görüntüleri üzerinde stres bölgelerinin karşılaştırılması 87

Şekil 4.33. Grup 9 tedavi modelinde, dişte ve kök dentininin üç bölümünde oluşan stres bölgeleri 88
Şekil 4.34. Geleneksel kanal tedavisinin yapıldığı tedavi modelinin kesitsel görüntüsü üzerinde stres bölgelerinin değerlendirilmesi 89
Şekil 4.35. Grup 10 kontrol grubu modelinde, dişte ve kök dentininin üç bölümünde oluşan stres bölgeleri 90
Şekil 4.36. Grup 11 kontrol grubu modelinde, dişte ve kök dentininin üç bölümünde oluşan stres bölgeleri 91
Şekil 4.37. Kontrol grubu modellerinin kesitsel görüntüsü üzerinde stres bölgelerinin değerlendirilmesi 92
Şekil 4.38. Travma Kuvveti Karşısında Oluşan Stresin Gruplara Göre Dağılımı 93
Şekil 4.38. Travma Kuvveti Karşısında Oluşan Stresin Gruplara Göre Dağılımı 93
Şekil 5.1. A. Kök ucunun çıkarılma oranı 96
B. Kök ucunun çıkarılmış görüntüsü 96
Şekil 5.2. Mooney-Rivlin 3.derece deformasyon formülü 97
Şekil 5.3. Revaskülarizasyon tedavi grupları 100
Şekil 5.4. Revaskülarizasyon tedavilerinde oklüzal kapanış kuvveti karşısında oluşan stres değerleri 101
Şekil 5.5. Revaskülarizasyon tedavilerinde travma kuvveti karşısında oluşan stres değerleri 101
Şekil 5.6. Apeksifikasyon tedavi grupları 104
Şekil 5.7. Apeksifikasyon tedavilerinde oklüzal kapanış kuvveti ve travma kuvveti karşısında oluşan stres değerleri 104
Şekil 5.8. Modifiye apeksifikasyon tedavisi grupları 106
Şekil 5.9. Modifiye apeksifikasyon tedavisinde kök ucu gelişiminin radyografik görüntüsü 106
Şekil 5.10. Modifiye apeksifikasyon tedavilerinde oklüzal kapanış kuvveti ve travma kuvveti karşısında oluşan stres değerleri 107
Şekil 5.11. Geleneksel kanal tedavisi grubu 108
Şekil 5.12. Geleneksel kanal tedavisinde oklüzal kapanış kuvveti ve travma kuvveti karşısında oluşan stres değerleri 109

Şekil 5.13. Geleneksel kanal tedavisi grubuna ve kök ucunun kapalı olduğu diğer tedavi gruplarına oklüzal kapanış kuvveti uygulandığında oluşan stres değerlerinin karşılaştırılması 110
Şekil 5.14. Geleneksel kanal tedavisi grubuna ve kök ucunun kapalı olduğu diğer tedavi gruplarına travma kuvveti uygulandığında oluşan stres değerlerinin karşılaştırılması 110
Şekil 5.15. Kök ucu gelişimini tamamlamamış tüm tedavi gruplarına ve kontrol grubuna oklüzal kapanış kuvveti uygulandığında oluşan stres değerlerinin karşılaştırılması 111
Şekil 5.16. Kök ucu gelişimini tamamlamamış tüm tedavi gruplarına ve kontrol grubuna travma kuvveti uygulandığında oluşan stres değerlerinin karşılaştırılması112
Şekil 5.17. Kök ucu gelişimini tamamlamış tüm tedavi gruplarına ve kontrol grubuna oklüzal kapanış kuvveti uygulandığında oluşan stres değerlerinin karşılaştırılması113
Şekil 5.18. Kök ucu gelişimini tamamlamış tüm tedavi gruplarına ve kontrol grubuna travma kuvveti uygulandığında oluşan stres değerlerinin karşılaştırılması 113

TABLOLAR DİZİNİ

Sayfa No

Tablo 3.1. Lineer özellik gösteren materyallerin Elastik modülü ve Poisson oranları 56

Tablo 3.2. Periodontal ligamentin hiperelastik özellikleri (MPa) 56

Tablo 3.3. Modeli yapılan grupların eleman ve düğüm sayıları 59

Tablo 4.1. Revaskülarizasyon tedavi gruplarında, kök dentinin üç bölgesinde oluşan stres değerlerinin MPa cinsinden değer tablosu 64

Tablo 4.2. Apeksifikasyon tedavi gruplarında, kök dentinin üç bölgesinde oluşan stres değerlerinin MPa cinsinden değer tablosu 67

Tablo 4.3. Modifiye apeksifikasyon tedavi gruplarında, kök dentinin üç bölgesinde oluşan stres değerlerinin MPa cinsinden değer tablosu 70

Tablo 4.4. Kontrol gruplarında, kök dentinin üç bölgesinde oluşan stres değerlerinin MPa cinsinden değer tablosu 75

Tablo 4.5. Revaskülarizasyon tedavi gruplarında, kök dentinin üç bölgesinde oluşan stres değerlerinin MPa cinsinden değer tablosu 81

Tablo 4.6. Apeksifikasyon tedavi gruplarında, kök dentinin üç bölgesinde oluşan stres değerlerinin MPa cinsinden değer tablosu 84

Tablo 4.7. Modifiye apeksifikasyon tedavi gruplarında, kök dentinin üç bölgesinde oluşan stres değerlerinin MPa cinsinden değer tablosu 87

Tablo 4.8. Kontrol gruplarında, kök dentinin üç bölgesinde oluşan stres değerlerinin MPa cinsinden değer tablosu 92

SİMGE VE KISALTMALAR DİZİNİ

%: Yüzde

μ: Poisson oranı

E: Elastisite modülü

σ: Gerilme

ε: Gerinim

CBCT: Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi

DICOM: Digital Imaging and Communications in Medicine

HU: Hounsfield değeri

mm: Milimetre

MPa: Megapascal

MR: Manyetik Rezonans

MTA: Mineral Trioksit Agregat

N: Newton

pH: Power of Hydrogen

WHO: Dünya Sağlık Örgütü

1. GİRİŞ

Gelişmekte olan genç daimi dişlerde kök ve foramen apikalenin gelişimi dişin sürmesini takiben 3 yıl boyunca devam eder(Camp, 2008). Kök gelişiminin tamamlanmamış olduğu bu süreçte; çürük, travma ve pulpa patolojileri gibi faktörler sebebiyle pulpa dokusu canlılığını kaybedebilir ve dentin oluşumunun durması nedeniyle kök gelişiminin ve apikal daralımın oluşmamasına yol açabilmektedir (El Nesr ve ark., 2002). Travmalar, özellikle çene ve yüz bölgesinde çocuk ve genç erişkinlerde sıklıkla meydana gelmektedir. Dişler ve çevresindeki dokular en çok etkilenen bölgelerdir ve en sık etkilenen dişler maksiller santral dişlerdir (Andreasen, 1970). Bu dişler için günümüzde en çok önerilen ve uygulanan tedavi protokolleri, apeksifikasyon ve rejeneratif endodontik tedavilerdir. Apeksifikasyon tedavisi özellikle seans sayısının az olması ve başarı oranın yüksek olması nedeniyle sıklıkla tercih edilmektedir. MTA ve Biodentin gibi biyouyumluluğu yüksek olan materyaller kullanılarak apikal bariyer oluşturulur ve geri kalan kısımlar geleneksel yöntemlerle restore edilir (Witherspoon ve ark., 2001). Bir diğer tedavi seçeneği olan rejeneratif endodontik tedavi yöntemi ise kök ucunun kasti perforasyonu sonucu kanamanın indüklenmesi veya kanın santrifüj edilerek elde edilen büyüme faktörlerinden zengin kısmının kök kanalına yerleştirilmesini takiben yine biyouyumlu materyallerle kökün koronal kısmının doldurulması işlemidir. Büyüme faktörleri ve apikal papilla kök hücreleri dentin yapımını tekrar oluşturarak kök ucunun kapanmasını sağlar (Chueh ve ark., 2009;Murray ve ark., 2007). Rejeneratif endodontik tedaviler her ne kadar popülerliğini korusada, EDTA kullanımının ve kanamanın indüklenmesinin gerekmediği modifiye apeksifikasyon yöntemi tanımlanmıştır. Kanalın dezenfeksiyonu sonrası kök ucuna rezorbe olabilen kollajen bariyer yerleştirilip üzerine MTA veya Biodentin gibi biyouyumlu materyaller ile belirli kalınlıkta dolum yapılır. Kanalın geri kalan bölümü sıcak akışkan guta perka tekniği ile doldurulur. Bu sayede kron harabiyeti fazla olan kök ucu gelişmemiş dişlerde post restorasyonuna imkan tanır (Songtrakul ve ark., 2020).

Endodontik tedavi sırasında giriş kavitesi oluşturulması ve kök kanallarının mekanik preparasyonu diş yapısını zayıflatmaktadır. Bu nedenle endodontik tedavili dişler vital dişlere oranla daha kırılgan ve streslere karşı dayanıksız hale gelmektedir. Kök ucu açık dişlerde bu durum daha da dramatiktir. Geriye kalan diş dokusunun

bütünlüğünü korumak, fonksiyonel yükleri diş dokusu boyunca dağıtmak için yapılacak tedavilerin biyomekaniği göz önünde bulundurulması gereken önemli bir faktördür (Kishen, 2006). Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin ve kullanıldığı yöntemlerin mekanik dayanıklılıklarının arttırılması 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 (Caputo ve ark., 1987; Szwedowski ve ark., 2010).

Bu tez çalışmasının amacı; çeşitli nedenlerle pulpanın canlılığını yitirmesi sonucu kök ve kök ucu gelişimini tamamlamamış dişlerde apeksifikasyon, revaskülarizasyon ve modifiye apeksifikasyon gibi endodontik tedaviler ve tedavi sonucunda apeksin oluştuğu durumlarla birlikte ısırma kuvveti ve oluşabilecek ikincil bir travmanın dişin hangi bölgesinde ve ne kadar yoğunlukta stres oluşturacağını sonlu elemanlar yöntemi kullanarak belirlemektir. Aynı zamanda meydana gelen stres yoğunluklarının yapılan tedavilerde kullanılan farklı kanal dolum materyallerine göre değişip değişmeyeceği konusunda fikir sahibi olmaktır. Elde edilen tüm sonuçların, kök ucu oluşumunu tamamlamamış dişlerde uygulanan tedavi yöntemleri ve bu tedavilerde kullanılan materyallerin, fonksiyonel ve fonksiyonel olmayan kuvvetler karşısında dişin uzun dönem prognozuna etkisi bakımından klinisyenlere fikir vermesi öngörülmektedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kök Gelişimi

Kök gelişiminin fizyolojik aşamalarının bilinmesi, diş çürüğü veya travma sonucu gelişimin durması nedeniyle zorlaşan endodontik tedavilerde önemli bir avantaj sağlamaktadır (Fuks, 2000). Kök gelişimi, mine ve dentin oluşumu mine-sement sınırına ulaştığı zaman başlar (Orban, 1957). Oluşacak diş kronunun son gelişim aşaması olan çan safhasından sonra iç mine epiteli ve dış mine epiteli kole bölgesinde birleşerek Hertwig epitel kınını oluşturur. Hertwig epitel kök kını, köklerin oluşmasına rehberlik eden bir yapıdır. Kökler için bir veya birden fazla epitel tüpü şeklini alır ve köklerin sayı, şekil ve boyutlarını belirler. Hertwing epitel kınının mezenşimal hücreleri organize etmesi ile iç kısımdaki apikal papilla hücreleri odontoblastlara dönüşür (Berkovitz ve ark., 2002; Manogue ve ark., 2005; Sicher ve Bhaskar, 1972). Odontoblastlara farklılaşmanın artması sonucunda, Hertwing epitel kını apikal doğrultuda gelişimini sürdürürken iç kısımda da dentin oluşumu devam etmektedir. Dentin oluşumu ile birlikte Hertwig epitel kınının sürekliliği ve yapısı bozulmaya başlar ve sonunda parçalanır. Gelişen kök şekillendikçe epitel kılıfın parçalanmaya başlar ve dentin hücreleri mezenşimal bağ dokusu hücreleriyle temas eder. Bu temas sayesinde, bağ doku hücreleri sementoblastlara farklılaşır. Kök dentini üzerinde farklılaşan sementoblastlar, sement yığınları oluşturur (Sicher ve ark., 1972; El Nesr ve ark., 2002). Sement oluşumu ile birlikte kök için gerekli yeri sağlamak amacıyla kron ağız boşluğuna doğru harekete başlar ve nihai kök uzunluğuna ulaşınca kök gelişimi tamamlanır (El Nesr ve ark., 2002). Kök sementinin oluşmasıyla beraber Hertwig epitel kınının artık hücreleri, kök yüzeyinden daha da uzağa göç eder ve diş oluşumu tamamlandıktan sonra bile periodontal aralıkta kalabilir ve bunlara "Malassez Epitel Kalıntıları" adı verilir (Sicher ve ark., 1972; Berkovitz ve ark., 2002; El Nesr ve ark., 2002). Kök ucunun gelişimi, dişin sürmesini tamamlayıp karşıt diş ile oklüzyona ulaşmasından sonra ortalama 4 yıl boyunca devam eder ve kapalı olgun haline dönüşür. Kök ucu, periapikal dokularla ilişki halindedir ve gelişimin devam etmesi pulpanın canlılığına bağlıdır (El Nesr ve ark., 2002). Cvek (1992), kök gelişimini 5 safhada incelemiş; 1-4 safhadaki dişlerin kök ucu gelişimi tamamlanmadığı 5. safhada ise kök ucu gelişiminin tamamlandığını belirtmiştir (Cvek,

1992). Çürük ve travma gibi anomaliler nedeniyle pulpanın canlılığını yitirmesi kök ucu gelişiminin durmasına neden olur. Kök gelişiminin tamamlanmadığı dişlerde, oluşan kökün krona göre oranı ve kök dentini miktarı dişin uzun dönem prognozu ve uygulanacak tedavi yöntemi açısından önemlidir.

2.2. Kök Gelişiminin Tamamlanmadığı Durumlar

Kök ucu gelişimi, diş ağız ortamına sürdükten sonra da devam eden bir süreçtir. Travma, çürük ve pulpa patolojileri nedeniyle pulpanın devamlılığını ve canlılığını kaybetmesi, kök ve kök ucu gelişiminin durmasına neden olmaktadır (El Nesr ve ark., 2002). Dentin oluşumunun eksikliği nedeniyle kök kanal duvarları oldukça ince, kök boyu kısa ve kök ucu açıklığı normal çapından oldukça geniştir. Bu açıklık, normal gelişimini tamamlamış sürekli dişlerde 0,5-1,0 mm genişliğe sahiptir. Kök oluşumunu tamamlamış dişlerde, travma veya enfeksiyona bağlı olarak ya da ortodontik tedavi sonrasında, periapikal bölgede oluşan osteoklastik aktivite ile apikal sement ve dentin rezorbe olabilir ve bu durum apeksin açık kalmasına neden olabilmektedir (Pashley ve ark., 2002).

2.2.1. Diş Çürüğü

Diş çürüğü, tüm dünyada insanların en yaygın kronik hastalıklarından biridir ve bireyler yaşamları boyunca duyarlıdır. Sağlanabilen uygun ağız hijyeni, gelişmiş tedavi olanakları, profilaktik açıdan önlenebilir olmasına rağmen diş çürüğü günümüzde diş kayıplarının en büyük nedenidir (Fejerskov ve ark., 2009). Diş çürüğü içerisinde bulunan patojenler, pulpal enfeksiyonun oluşmasında temel mikrobiyal kaynaktır. Bakteriyel toksinlerin dentin tübülleri boyunca ilerlemesi sonucu pulpada kronik enflamatuar reaksiyon meydana gelir (Kidd, 2003). Pulpanın, bakteriyel irritanlara maruz kalma boyutu ve süresi pulpal cevabın şeklini değiştirmektedir. Şiddeti yüksek olmayan veya hızlı ilerlemeyen çürüklerde, pulpa dentin yapımını uyararak patojenlere karşı savunma oluşturur. İrritasyon miktarı ve maruz kalma süresi arttıkça, dentin dokusunun yıkımı ile birlikte enflamasyonun şiddeti de artarak pulpa dokusunun nekrozuna ve periapikal dokuların enfeksiyonuna yol açabilir (Kidd, 2003). Bu durum kök gelişiminin tamamlanmadığı döneme denk gelmesi durumunda kök ve kök ucu gelişimi durur ve diş açık apeksli olarak tanımlanır.

2.2.2. Travma

Diş çürüğünden sonra, diş kayıplarının ve kliniklere başvuruların önemli bir bölümünü dental travmalar oluşturur (Alaçam, 2012). Orofasiyal bölgede meydana gelen travmalar en çok dişleri ve çevresindeki dokuları etkilemektedir. Bu risk özellikle okul çağındaki çocuklarda oldukça yüksektir. Dentoalveolar yaralanmalar kuvvetin doğrudan dişe gelmesiyle direkt gerçekleşebildiği gibi dolaylı yoldan indirekt de oluşabilir. Ön bölgede meydana gelen yaralanmalar direk travma nedeniyle oluşurken çene kırıkları ve molar dişlerde oluşan kırıklar genellikle indirekt travmalarla oluşur (Andreasen, 1970). Diş yaralanmaları; sıklıkla 8-12 yaş grubu okul çağındaki çocuklarda görülmektedir ve çoğunlukla etkilenen dişler daimi üst santral kesicilerdir (Andreasen ve ark., 2003; Bortoluzzi ve ark., 2007). Travmatik yaralanmalar, mine çatlağı gibi az bir hasara neden olabileceği gibi, restorasyonu ve ağızdaki idamesi mümkün olmayan doku kayıplarına da neden olabilir. Travma sonucu etkilenen dişlerde pulpanın periapikal bölge ile bağlantısı kısmen veya tamamen kesilir. Kan akımının bozulması veya yetersiz olması nedeniyle pulpa nekrozu gelişir ve sonucunda kök kanal gelişimi durur. Pulpa nekrozu travmanın tipine bağlı olarak; intrüzyonda %94, avulsiyonda %92, lateral lüksasyonda %58, ekstrüzyonda %26, sadmede %3 ve mine kırıklarında neredeyse hiç oluşmadığı bildirilmiştir (Borum ve ark., 2001). Bu travma türlerinini birden fazlasının aynı anda gerçekleşmesi durumunda pulpa nekrozu riski çok daha yüksektir (DiAngelis ve ark., 2012). Ülkeler, yaşam şekilleri ve yaş durumuna bağlı olarak dentoalveoler bölgeye gelen travmalarda bir veya birden fazla diş etkilenmiş olabilir. Maksiller santral kesici dişler, hem süt hem de daimi dişlemede en sık yaralanan dişlerdir (Andreasen, 1970; Altay ve ark., 2001). Travmanın oluşturduğu hasarın boyutu; darbenin şiddeti ve doğrultusu, travmaya sebebiyet veren cismin şekil, boyut ve kütle bakımından özelliklerine göre değişebilmektedir. Düşük hızdaki darbeler, genellikle çevre dokularda hasar meydana getirirken, yüksek hızdaki darbeler daha yüksek ihtimalle kron-kök kırıklarına sebep olurlar. Genç bireylerde maruz kalınan travma, çevre destek dokuların yetişkin bireylere göre daha elastik olması nedeniyle şiddeti azalır ve dişte kırık oluşmadan lüksasyon görülme ihtimali daha yüksektir. Yetişkin bireylerde alveoler kemik kalınlığının fazla olması ve yumuşak dokularda daha az elastikiyet

nedeniyle travma karşısında direnç gösterir ve kron-kök kırığı görülme ihtimali daha fazladır (Andreasen, 1970).

2.3. Kök Gelişimini Tamamlamamış Dişlerde Tedavi

Çeşitli nedenlerle kök gelişimini tamamlamamış nekrotik genç daimi dişlerde, uyumsuz kron-kök oranı, dentin duvarlarının zayıf yapısı ve yetersiz kalınlığı gibi olumsuz durumlar nedeniyle prognoz oldukça düşüktür (Mente ve ark., 2009). Kök ve kök ucu gelişimini tamamlamamış ve nekrotik pulpaya sahip olan dişlerde, enfeksiyonun kontrolü ve endodontik tedavi büyük öneme sahiptir. Geleneksel kök kanal tedavisi, kanalın apikal seviyesinde bir daralmanın varlığına dayanır. Bu nedenle, eksik kök gelişimi, agresif apikal rezorpsiyon veya iyatrojenik genişleme nedeniyle apikal daralmanın olmaması sızdırmaz bir apikal kapamayı sağlamayı zorlaştırır (Cehreli ve ark., 2011). Geniş kök ucu varlığı, kök kanal dolum materyalinin kanal içerisine yerleştirilmesi sırasında materyalin periapikal bölgeye taşmasına neden olur (Ritchie ve ark., 1988) ve tedavinin uzun dönem başarısını etkileyebilir (Ørstavik ve ark., 2004). Ayrıca zayıf dentin duvarları nedeniyle diş oklüzal kuvvetler karşısında kırılmaya karşı oldukça duyarlıdır (Camp, 2008; AAPD, 2011). Geniş kök ucuna sahip dişlerde başarılı bir endodontik tedavinin amacı; kök kanalını üç boyutlu olarak tamamen sızdırmaz bir şekilde doldurabilmek için kök ucunda sert doku oluşumunu uyarmak ve dişte zayıf olan kırılma direncini artırmaktır (Camp, 2006).

2.3.1. Apeksogenezis

Apeksogenezis, kök ucu gelişimi tamamlanmamış dişlerde, enfekte pulpanın çıkarılmasını takiben kalan sağlıklı pulpa dokusunun canlılığını koruması amacıyla biyouyumlu materyallerle restore edilmesi işlemidir. Bu tedavinin amacı; Hertwig epitel kınının canlılığını sürdürmesini ve uygun kron-kök oranı için kök formasyonunun tamamlamasıdır. Ayrıca, pulpanın canlılığın korunarak odontoblastların dentin üretmesini ve doğal apikal daralımın oluşturulmasını sağlamaktır (Webber, 1984). Pulpanın geri dönüşümsüz enfekte olduğu veya nekrotik hale geldiği durumlarda, pulpa tamamen çıkarılıp apeksifikasyon tedavisi düşünülmelidir (Rafter, 2005).

2.3.2. Apeksifikasyon

Kök ve kök ucu gelişimini tamamlamamış, nekrotik pulpa dokusuna sahip dişlerde endodontik tedavi, kök kanallarının preparasyonu, nekrotik artıkların uzaklaştırılmasının zorluğu başarılı bir endodontik tedavinin önüne geçmektedir. Kök kanalın apikal bölümünün koronal bölümünden daha geniş olması gütaperka gibi dolum materyalleri ile dolum yapılmasını neredeyse imkansız hale getirmektedir (Stewart, 1963; Friend, 1966). Koronal kanal çapını apikal kısımdan daha büyük hale getirmek için genişletilmesi, kökü önemli ölçüde zayıflatacak ve kırılma riskini artıracaktır. Ayrıca, apikal cerrahi ile retrograd apikal dolumun yapılması kök apeksindeki ince, kırılgan ve düzensiz dentin duvarları nedeniyle zordur. Apeksifikasyon, nekrotik pulpa dokusu nedeniyle kök ucu gelişimini tamamlamamış dişlerde, açık kök ucunda kanal dolumuna izin verecek şekilde kalsifiye bariyer oluşumunu sağlayan bir tedavi yöntemidir Apeksifikasyonda tedavi protokolü, nekrotik pulpa dokusunun çıkarılması, kök kanalının debridmanından sonra medikaman yerleştirilmesini içerir (Rafter, 2005). Apikal bariyer oluşumunun uyarılması için bir ilacın kesin olarak gerekli olduğu gösterilmemiştir (Chawla ve ark., 1980; Whittle, 2000). Apeksifikasyon sonrası kök kanalında oluşan kalsifiye sert doku sement ve kemik benzeri yapılardan oluşmaktadır (Caliskan ve ark., 1997; Baldassari-Cruz ve ark., 1998).

2.3.2.1. Geleneksel Kalsiyum Hidroksit Apeksifikasyonu (Frank Metodu)

Kök ucu gelişimini tamamlamamış dişlerde apikal kalsifiye bariyer oluşumununun sağlanmasının ardından daimi kök kanal tedavisinin yapılması işlemidir. Kök ucu gelişiminde yararlanılan bu teknik ilk defa Frank tarafından yayınlanmış ve literatüre “Frank Tekniği” olarak geçmiştir (Frank, 1966). Yapılan çalışmalarda bu tedavinin başarı oranı %74 ile %100 arasında değişebileceği gösterilmiştir (Thäter ve ark., 1988; Sheehy ve ark., 1997; Abbott, 1998). İlk kullanımı Kaiser tarafından tanıtılan kalsiyum hidroksit, antibakteriyel etkinliği ile ön plana çıkmaktadır. Bu özelliğini bakterilerin sitoplazmik membranına etki ederek, protein denatürasyonu yaparak ve bakterilerin DNA yapısını bozarak yapmaktadır (Foreman

ve ark., 1990; Siqueira Jr ve ark., 1999). Aynı zamanda bakteriyel lipopolisakkarit içerisindeki lipitleri hidrolize ederek bakterilerin etkinliğini azaltır ve lipopolisakkarit içerikli enfeksiyonu engeller (Safavi ve ark., 1993). Mikroorganizmaların bulunmadığı ortamlarda apikal bariyer oluşumunun daha başarılı olduğunun bulunması, kalsiyum hidroksitin antibakteriyel özelliklerinin önemini ön plana çıkarmaktadır. Apikal periodontitise sebep olan mikroorganizmaların kanal tedavisi sırasında kök kanal boşluğundan elimine edilmeleri için etkin bir kemomekanik preparasyonun gerekli olduğu, ancak bu yöntemin bakterileri kanaldan uzaklaştırmada tek başına yeterli olamadığı bilinmektedir (Wu ve ark., 2006). Bu sebeple kök kanal boşluğundan mikroorganizma ve ürünlerinin, rezidüel dokuların uzaklaştırılması ve smear tabakasının kaldırılması için seanslar arasında medikaman kullanımının etkili olduğu bildirilmiştir (Byström ve ark., 1985; Mohammadi ve ark., 2011). Kalsiyum hidroksitin enterekok grubu bakterileri tamamen öldürebilmesi 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, 1990).

Kalsiyum hidroksit, direkt veya indirekt pulpa tedavilerinde pulpadaki etkilerine benzer bir şekilde, apeksifikasyon işleminde de sert doku oluşumunu sağlar (Holland ve ark., 1977). Periapikal bölgede düşük seviyede irritasyon sonucu nekroze (likafaksiyon nekrozu) bir katman oluşur ve bu katman kalsiyum hidroksitin çekilmesiyle birlikte mineralize olmaya başlar (Schroder, 1971). Yapılan çalışmalarda yüksek pH'ın sert doku bariyeri oluşturmada düşük pH'a göre daha etkili olduğu bulunmuştur (Javelet ve ark., 1985). Kalsiyum hidroksitin alkali pH'ı osteoklastların laktik asidini nötralize eder ve sert doku oluşumunda önemli rolü olan alkalen fosfatazları aktive eder (Anthony ve ark., 1982; Mohammadi ve ark., 2011). Kök açıklığı sement veya osteosement yapıda bir sert doku ile kapanır (Baldassari-Cruz ve ark., 1998). Bu işlem, apikal sert dokunun oluşumu yeterli seviyeye ulaşana kadar kanal içerisindeki kalsiyum hidroksit belirli aralıklarla değiştirilmesi gerekir ve tedavi 18 ay süreye kadar uzayabilir (Trope, 2010). Tedavinin çoklu seans gerektirmesi ve süresinin uzun olması birçok dezavantajı da beraberinde getirmektedir. Geçici yapılan restorasyonların deforme olması, sızdırması nedeniyle seanslar arasında kontaminasyona yol açabilir. Ayrıca tedavinin başarılı olabilmesinde etkili hasta uyumu ve takibi de gerekmektedir. Tüm bu komplikasyonlar; tedavinin uzun ve çok

seans gerektirmesi, hasta kooperasyonun güçlüğü ve apikal bariyer oluşumundan sonra konvensiyonel kanal tedavisinin gerekliliği gibi dezavantajlar araştırmacıları alternatif tedavi yöntemleri bulmaya yönlendirmiştir (Bakland ve ark., 2012).

2.3.2.2. Tek Seans Apeksifikasyon

Kullanılan materyalden bağımsız olarak kök ucunda kalsifiye bariyer oluşturulması, tedavi yöntemleri ile en az 3-4 ay sürer ve birden fazla randevu gerektirebilir. Çoklu seans nedeniyle hastanın kooperasyonu zayıf olabilir ve birçoğu planlı ziyaretler için geri dönmeyebilir. Ayrıca koronal geçici restorasyonların yetersiz özellikleri nedeniyle yeniden enfeksiyon gelişebilir ve tedavinin uzamasına veya başarısızlığına neden olabilir (Magura ve ark., 1991; Saunders ve ark., 1994; Ray ve ark., 1995). Bu dezavantajları elimine etmek amacıyla tek seans apeksifikasyon önerilmiştir (Harbert, 1996). Tek seans apeksifikasyon, biyouyumlu bir materyalin kök kanalının apikal bölümüne cerrahi olmayan yöntemlerle yerleştirilmesi olarak tanımlanmıştır (Morse ve ark., 1990). Amaç, kök ucunda fizyolojik bir bariyer oluşmasından ziyade kök kanalının hemen doldurulmasını sağlayarak yapay bir bariyer oluşturmaktır. Bu amaç için trikalsiyum fosfat (Coviello ve ark., 1979; Harbert, 1996), kalsiyum hidroksit (Coviello ve ark., 1979; Schumacher ve ark., 1993), dondurularak kurutulmuş kemik (Rossmeisl ve ark., 1982a) ve dondurulmuş kurutulmuş dentin (Rossmeisl ve ark., 1982b) gibi materyaller önerilmiştir. MTA'nın dental literatüre ilk girmesinden sonra (Lee ve ark., 1993), kök ucu dolgu materyali olarak kullanılması (Torabinejad ve ark., 1993), tek seans apeksifikasyon tedavisinin gelişmesine ve yaygınlaşmasına önemli katkıda bulunmuştur (Jain ve ark., 2014). 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 ark., 1996; Parirokh ve ark., 2010). Witherspoon ve ark. (2001), MTA'nın sert doku oluşumu için bir bariyer sağladığını ve daha iyi bir biyolojik tıkaç olduğunu ileri sürerek tek seans apeksifikasyon tedavisinde MTA'nın kullanıldığı yöntemi tanımlamışlardır (Witherspoon ve ark., 2001). Bu yöntemin immatür devital dişlerin tedavisinde geçerli bir tedavi seçeneği ve kalsiyum hidroksit apeksifikasyonuna karşı etkili bir alternatif

tedavi olduğunu bildirilmişlerdir (Witherspoon ve ark., 2008). MTA içerik olarak; nem varlığında sertleşen trikalsiyum oksit, silikat oksit, bizmut oksit ve hidrofilik partiküller olan trikalsiyum silikat ve trikalsiyum alüminattan oluşur. Genel yapı ve içeriği bakımından portland çimentosuna benzeyen MTA'da potasyum yerine bizmutoksit bulunur (Parirokh ve ark., 2010). Ayrıca beyaz MTA'da içeriğinde daha küçük çaplı, boyutsal değişikliği sınırlı olan partiküller bulunmaktadır (Rao ve ark., 2009). 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). Ayrıca MTA'nın sitokin ve interlökin salınımını stimüle etmesi de bu materyalin biyoaktif bir ajan olduğunun kanıtıdır. Yapılan çalışmalarda sert doku formasyonunu teşvik ettiği görülmüştür (Koh ve ark., 1997, 1998). MTA apeksifikasyonunun kalsiyum hidroksite göre avantajları; sonradan oluşabilecek servikal kök kırığı riskini azaltmak, dentinin mekanik özelliklerini korumak ve tedavi süresinin kısalmasını sağlayarak hasta uyumunu arttırmaktır (Damle ve ark., 2012). MTA, apeksifikasyon/apeksogenezis prosedürlerinde oldukça popülerleşmiş olsa da uzun sertleşme süresi, pahalı olması, kullanım zorlukları ve renklenme problemleri gibi dezavantajları nedeniyle araştırmacıları yeni biyouyumlu materyaller bulmaya yönlendirmiştir (Damle ve ark., 2012).

MTA'nın özelliklerini geliştirmek için kalsiyum silikat esaslı Biodentin (Septodont) 2009 yılında piyasaya sürülmüş olup MTA ile kıyaslandığında daha iyi sıkışma ve eğilme direncine sahip olması, hızlı sertleşmesi ve maliyet bakımından daha uygun olması nedeniyle kullanım alanları bakımından MTA'ya bir alternatiftir (Kaur ve ark., 2017). Biodentin, kök perforasyon tamirinde, rezorbsiyon alanlarını kapatmak amacıyla, endodontik cerrahide retrograd dolgu maddesi olarak,

ampütasyon, direkt kuafaj ve apeksifikasyon tedavilerinde kullanılabilir (Youssef ve ark., 2013). Biyoaktif bir ajan olup mekanik özellikleri dentine benzemektedir. İçeriğinde; trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, kalsiyum karbonat, demir oksit, zirkonyum oksit ve likit olarak kalsiyum klorid bulunur. Biodentin hazırlanmasının başlangıç aşamasında önemli miktarda kalsiyum iyonları salınır (Camilleri, 2013). Doku sıvıları ile temas halindeyken hidroksiapatit salınımını sürdürür (Grech ve ark., 2013). Bu özellikleri sayesinde sert doku oluşumuna katkıda bulunur. Ayrıca vital pulpa üzerinde de olumlu etkileri vardır ve tersiyer dentin oluşumunu uyarır (Laurent ve ark., 2012; Camilleri, 2013). Elastisite modülü ve sıkıştırma direnci bakımından dentin ile benzer özellikler gösterir (Biodentine Scientific, 2010). Sıkıştırma ve eğilme kuvvetlerine karşı MTA ile kıyaslandığında daha iyi sonuçlar alınmıştır (Kaur ve ark., 2017). Yapılan çalışmalarda MTA ve biodentinin fraktür dirençleri benzer bulunmuştur (Bayram ve ark., 2016; Elnaghy ve ark., 2016).

2.3.3. Rejeneratif Endodonti

Doku mühendisliğine meydana gelen gelişmeler, diş hekimliğinde de farklı alanlarda kendini göstermektedir. Diş hekimliğinde, Hermann'ın kalsiyum hidroksit ile yaptığı vital ampütasyon tedavisi alanımızda rejeneratif tedavinin başlangıcıdır (Hermann, 1952). Endodontide rejeneratif tedavi, canlılığını yitirmiş pulpanın yerine uyarılan canlı hücreler vasıtasıyla yitirilmiş fonksiyonların geri kazanılmasını sağlayan işlemler bütünüdür. Pulpa boşluğuna yeniden canlılık kazandırılıp kök gelişiminin devamı amaçlanır (Nakashima, 2005; Murray ve ark., 2007). Rejenerasyonu sağlamak amacıyla, kök hücre tedavisi (Murray ve ark., 2002), pulpa implantasyonu (Huang, G. T.-J. ve ark., 2006), kollajen yada farklı materyallerden iskelet oluşturulması (Garcia-Godoy ve ark., 2012), gen terapisi, üç boyutlu hücre yazılımı (Murray ve ark., 2002) ve biyoaktif materyaller ile birlikte revaskülarizasyon tedavileri tanımlanmıştır (Banchs ve ark., 2004).

Yeniden damarlanma ya da kan akımının sağlanması anlamına gelen revaskülarizasyon, kök gelişimini tamamlamadan çeşitli nedenlerle vitalitesini kaybetmiş dişlerde, periradiküler enfeksiyon varlığında bile apikal papilla hücrelerinin canlılığını devam ettirebilen, dental pulpa ve mezanşimal kök hücrelerinin pulpa boşluğunda bulunmasını ve yeniden canlılığın kazanılmasını amaçlayan tedavi

yöntemidir (Banchs ve ark., 2004; Sonoyama ve ark., 2006; Huang ve ark., 2008). Kazanılan canlılıkla birlikte kök dentin duvarlarında kalınlık artışı ve kök uzunluğunun artması sağlanabilmektedir (Amit ve ark., 2014). Bu tedavi yönteminde, öncelikle kanal içi irrigasyon ajanları ve antimikrobiyal ilaçlar kullanılarak kanal dezenfeksiyonu sağlanır. Ardından apikal bölgede kan pıhtısı oluşturularak üzeri biyouyumlu materyallerden MTA veya Biodentin ile kapatılır (Banchs ve ark., 2004; Cotti ve ark., 2008; Ding ve ark., 2009; Shin ve ark., 2009; Chen ve ark., 2012; Khetarpal ve ark., 2013). Hoshino ve ark. (1996), enfekte olmuş kök dentininden bakterileri ortadan kaldırdığını ve apikal doku iyileşmesini teşvik ettiğini iddia ettikleri siprofloksasin, metronidazol ve minosiklinden oluşan üçlü antibiyotik karışımını tanıtmışlardır (Hoshino ve ark., 1996). Yapılan çalışmalarda bu antibiyotik karışımının revaskülarizasyon tedavisinde etkili olduğu bildirilmiştir (Hoshino ve ark., 1996; Iwaya ve ark., 2001; Banchs ve ark., 2004; Ding ve ark., 2009; Petrino ve ark., 2010). Üçlü antibiyotik patı kullanılan vakalarda koronal renklenme gözlenmesinin sık olmadığı rapor edilmesine rağmen, oluşan renklenmenin minosiklin kullanımı ile ilişkili olduğuna inanılmaktadır (Reynolds ve ark., 2009). Kanal dezenfeksiyonunu sağlamada minosiklin yerine sefaklor içeren üçlü antibiyotik patının da etkili olduğu bildirilmektedir (Thibodeau, 2009). Ayrıca ikili antibiyotik patının üçlü antibiyotik patına göre daha iyi sonuçlar verdiği ve renklenmenin üçlü antibiyotik patına göre daha az olduğu çalışmalar da mevcuttur (Kahler ve ark., 2016; Fahmy ve ark., 2017).

Rejeneratif endodontik tedavilerin amacı dentin ve pulpa ile aynı yapıya ve işleve sahip yeni dokunun oluşmasını sağlamaktır (Murray ve ark., 2007). Yapılan çalışmalar, yeni geliştirilen dokuların genellikle pulpa ve dentin dokusundan farklı olduğunu göstermektedir (Wang ve ark., 2010). Rejenerasyonu sağlayan üç temel unsur olan kök hücreler, büyüme faktörleri ve iskeletsel matrix farklı varyasyonlarla bir araya gelerek yeni bir kompleks oluşturur (Rizk ve ark., 2019). Diş gelişimi ektodermal ve mezenşimal kök hücreler arasındaki karşılıklı iletişim dizisi ile düzenlenir. Ektodermal kök hücreler ameloblastlara dönüşürken mezenşimal kök hücreler (ektomezenşimal kök hücreler) odontoblastlara dönüşür (Sicher ve ark., 1972). Kök hücreler, bölünerek çoğalabilen ve özelleşmiş hücrelere dönüşebilen farklılaşmamış hücrelerdir ve bu sayede gereken hücrelere dönüşerek pulpa dokusunun rejenerasyonunu sağlarlar (Sonoyama ve ark., 2006). Bu kök hücreler

gerçek odontoblastlara dönüşemez. Ancak, mineralize nodüler dentinsialoprotein (DSP) eksprese eden odontoblasta ve osteoblasta benzeyen odontoblast benzeri hücrelere dönüşür (Yang ve ark., 2012).

Odontoblast Benzeri Hücrelere Farklılaşan Postnatal Mezenşimal Kök Hücreler

1. Dental pulpa kök hücreleri (DPSC)
2. Eksfoliye olan insan süt dişindeki kök hücreler (SHED)
3. Apikal papillanın kök hücreleri (SCAP)
4. Dental folikül projenitör hücreler (DFPC)
5. Periodontal ligament kök hücreleri (PDLSC)
6. Kemik iliği kaynaklı mezenşimal kök hücreler (BMMSC)
7. İnflame periapikal projenitör hücreler (IPAPCs) (Diogenes ve ark., 2016)

Büyüme faktörleri, mezenşimal kök hücre topluluklarının odontoblast benzeri hücrelere farklılaşmasına rehberlik eder. Büyüme faktörleri endojen kaynaklı olabileceği gibi eksojen kaynaklı da olabilir. Dentin, odontoblast farklılaşmasını ve anjiyogenezi stimule eden nonkollojenez proteinler içermektedir (Smith ve ark., 2016). Asitleme işlemi (etching), kalsiyum hidroksit, EDTA, MTA ve Biodentin gibi materyaller ve bakteri asitleri kök kanal dentininden büyüme faktörleri salınıma neden olabilir (Tomson ve ark., 2007; Smith ve ark., 2008).

Mineralize dentin matrixinde bulunan odontoblast farklılaşmasını sağlayan büyüme faktörleri

1. Transforme edici büyüme faktörleri β-1-3 (TGF- β)
2. Kemik morfojenik protein-2,4,7 (BMP)
3. İnsülin büyüme faktörü-1,2 (IGF)
4. Vasküler Endotelyal Büyüme Faktörü (VEGF) (Diogenes ve ark., 2016)

Hücre büyümesi, farklılaşması ve fonksiyonunun düzenlenmesinde önemli rollere sahip büyüme faktörleri ailesi olan Transforme Edici Büyüme Faktörü-β (TGF-β) süper gen ailesi üyelerinin dentinogenezisi başlattığı belirtilmiştir (Zhao ve ark., 2000). BMP-2, BMP-4 ve BMP-7 gibi proteinlerin osteodentin ve ardından tübüler

reparatif dentin oluşumunu teşvik ettiği bildirilmiştir (Reddi, 1998). Bir başka büyüme faktörleri ailesi olan İnsülin Büyüme Faktörü (IGF) üyelerinden IGF-1 ile gerçekleştirilen pulpa kaplaması deneylerinde ise pulpa açıklığını tam olarak kapatan bir dentin köprüsü oluştuğu bildirmişlerdir (Lovschall ve ark., 2001). Deksametazon ve statin grubu ilaçlar da büyüme faktörü gibi davranabilmektedir (Okamoto ve ark., 2009). Deksametazonun büyüme faktörü gibi çalışıp, insan pulpasındaki hücrelerin odontoblast benzeri hücrelere dönüşümünü artırdığı gösterilmiştir (Alliot-Licht ve ark., 2005). Bu artış deksametonun Vit D3 ile kombine edildiği durumlarda daha belirgin olmaktadır (Näsström ve ark., 1985). Uzun süre kortikosteroid kullanan hastalarda predentin tabakası kalınlığının 5 kat arttığı ve pulpa odalarının daraldığı görülmüştür (Wysocki ve ark., 1983). Klinik olarak statin kullanan hastalarda, daha önce kortikosteroid kullanan hastalardaki bulgulara benzer olarak, statin grubu ilaçların pulpa odasını daraltabileceği düşünülmektedir. Statin grubu ilaçlar osteoblastik aktiviteyi artırırken osteoklastik aktiviteyi azaltır. Ortodontik hastalarda ortodontik tedavi sonrası relapsı önlemek için statin grubu ilaçları kullanan çalışmalar mevcuttur (Dolci ve ark., 2017).

Rejeneratif endodontinin diğer bir komponenti fiziksel iskeletin varlığıdır. Bu iskelet, hücrelerin doğru yere lokalize olabilmeleri ve dokuların üç boyutlu olarak organize olmaları için gereklidir. Kök hücrelerin farklılaşması, çoğalması ve metabolizmalarının düzenlenmesi için temel yapı oluşturur. Uygun bir iskelet, hücreleri lokalize eder ve bağlar, büyüme faktörleri içerir ve zamanla biyolojik yıkıma uğrar (Young ve ark., 2002; Wiesmann ve ark., 2004; Nakashima, 2005). Revaskülarizasyon amacıyla kullanılan iskeletler doğal ve sentetik olarak ikiye ayrılır (Huang, G. T.-J. ve ark., 2006). Doğal iskeletler; kollojen, glikozaminoglikan (GAG), demineralize dentin ve fibrin gibi maddelerdir (Nakashima, 1989; Tziafas ve ark., 1990; Galler ve ark., 2011). İskeletler sentetik olarak da hazırlanabilir. Bunlardan bazıları poliaktik asit, poliglikolik asit, poliepsilon kaprolakton, polietilen glikol, hidroksiapatit, biyoseramikler ve hidrojellerdir (Dobie ve ark., 2002; Gathani ve ark., 2016). Çeşitli büyüme faktörleri kombine edilip kullanılabileceği gibi kanamanın indüklenmesi ile tek başına da kullanılabilir. Nygaard-Ostby (1961) tarafından ilk defa tanımlanan rejeneratif endodontik tedavide, periapikal bölgeden kanamanın indüklenmesi ile kanal içerisinde kan pıhtısı formu oluşturulmuş kısmi kanal dolumu

yapılmıştır (Östby, 1961). Enfekte olmuş immatur dişlerin revaskularizasyonu için yapı iskeleti gibi davranabilen stabil bir kan pıhtısının kullanılması çok sayıda araştırmacı tarafından öne sürülmüştür (Iwaya ve ark., 2001; Banchs ve ark., 2004; Kim ve ark., 2018). Bu varsayım dezenfekte kanal içinde oluşturulan kan pıhtısının sadece iskelet olarak değil aynı zamanda hücre büyümesini ve hücrelerin odontoblast benzeri hücrelere farklılaşmasını sağlayarak görev yapar (Nygaard-Östby ve ark., 1971). Ayrıca genç hastalarda kök ucu geniş olan dişlerde ki geniş apikal çap nedeniyle apikal papillanın mezenşimal kök hücreleri, kök kanalına rahatlıkla yerleşir ve bu bölgede zengin bir kök hücre kaynağı olması bakımından önemlidir (Huang ve ark., 2008). Kanamanın indüklenmesi yöntemi her dişte kanama sağlanamaması, işlem sırasında lokal anestezi kullanımının gerekliliği gibi dezavantajları vardır. Plateletten zengin plazma (PRP) kanamanın indüklenmesine alternatiftir. Hastanın kendisinden otolog olarak hazırlanır ve periapikal dokuları tahriş etmeye gerek kalmadan PGF, TGF, VEGF, EGF ve IGF gibi birçok büyüme faktörünü bünyesinde barındırır. Zamanla degrade olur ve üç boyutlu bir fibrin matrix oluşturur (Amable ve ark., 2013). Ayrıca yapılan çalışmalarda PRP kullanımı ile kanamanın indüklenmesi arasında klinik açıdan kayda değer bir fark bulunamamıştır (Zhang ve ark., 2014). Yapılan bir başka çalışmada ise iki yöntem karşılaştırılmış ve PRP ile yapılan revaskülerizasyon işleminin tamamlanması yaklaşık 8 ay sürerken bu süre kanamanın indüklenmesinde 9 ay sürmüştür. Kök kanalındaki dentin kalınlığının artışı PRP'de %9.86 iken kanamanın indüklenmesinde %12.6 olarak belirlenmiş olsa da zaman ve kalınlık farkları anlamlı bulunmamıştır (Bezgin ve ark., 2015). Kanamanın indüklenmesi yöntemiyle oluşan kan pıhtısı veya otolog olarak alınan plateletten zengin plazma ile yeni oluşan doku matriksinin, immatür ve diferansiye olmamış mezenkimal kök hücrelerini fibroblast, odontoblast, sementoblast gibi hücrelere dönüşmesini uyardığı düşünülmektedir (Dali ve ark., 2014). Revaskülarizasyon tedavisinde kanal boşluğunda oluşan sert dokunun yapısı tam olarak bilinmemesine rağmen, bazı histolojik hayvan çalışmalarında kanal içinde oluşan sert dokunun kemik veya sement benzeri doku olduğu ve bu dokunun kök gelişiminin devam etmesine yardımcı olduğu bildirilmiştir (Thibodeau ve ark., 2007; da Silva ve ark., 2010; Wang ve ark., 2010). Mezenşimal kök hücrelerinin sekonder odontoblastlara dönüşerek dentin oluşumu

sağladığını ve kök gelişimini devam ettirdiği düşünülmektedir (Sonoyama ve ark., 2006; Huang ve ark., 2008; Reynolds ve ark., 2009).

Bununla birlikte, bazı çalışmalarda revaskülarizasyon tedavisinin ardından kanal obliterasyonlarının oluştuğu (Chueh ve ark., 2009; Chen ve ark., 2012) ve dişlerin ince, zayıf kök yapılarından dolayı uzun dönemde kırılma dayanıklılıklarının düşük olduğu rapor edilmiştir (Neha ve ark., 2011).

2.3.4. Modifiye Apeksifikasyon

Çürük travma veya fraktür nedeniyle kron harabiyeti olan, kök ve kök ucu gelişmemiş dişlerde revaskülarizsyon ve apeksifikasyon yöntemleri yetersiz kalabilmektedir. Kök ucu gelişmemiş kısa köklü dişlerde kron restorasyonu tartışmalıdır (Desai ve ark., 2009; Linsuwanont ve ark., 2018). Kesin olmamakla birlikte bir çok araştırmacı revaskülarizasyon ve apeksifikasyon tedavisi sonrası servikal kök kırığı geliştiğini bildirmiştir (Shimizu ve ark., 2013; Saoud ve ark., 2016). Çeşitli yönlerden gelen kuvvetlere karşı yetersiz kron boyutu nedeniyle post restorasyonuna ihtiyaç duyulabilir. Tüm bunların sonucunda apeksifikasyon ve revaskülarizasyon tedavilerine alternatif olarak modifiye apeksifikasyon tedavi yöntemi tanıtılmıştır (Songtrakul ve ark., 2020). Bu tedavide en fazla iki seansta, kanama indüklenmeden yapılabilmektedir. Kalsiyum hidroksit ile kanal dezenfeksiyonu sağlandıktan sonra, apikalden 1-2mm kısa olacak şekilde kök kanalına kollajen bariyer yerleştirilip üzerine MTA ya da Biodentin gibi biyouyumlu materyallerle dolum yapılır. Kök kanalının geri kalan bölümü gütaperka ile doldurulur. Bu alternatif tedavi ile kök kanal dolumunun gütaperka ile yapılması, ileride yapılacak post restorasyonları için fırsat tanır ve servikal fraktür riskini azaltacağı iddia edilmiştir. 2 yıllık takip sonucunda kök ucu açık olan dişlerin kök uçlarının kapandığı görülmüştür (Songtrakul ve ark., 2020).

2.4. Endodontik Tedavi Sonrası Kırık Komplikasyonu

Diş hekimliğinde diş kırıkları önemli bir sorun olmakla birlikte, çürük ve periodontal hastalıklardan sonra diş kaybının en yaygın üçüncü sebebidir (Andreasen, 1970; Andreasen ve ark., 2003, 2007). Özellikle kök gelişimini tamamlamamış dişlerin fiziksel etkilere karşı dayanıklılığını, travmalar, restorasyonlar, aşırı kök kanal

prosedürlerinden kaynaklanan doku kaybı gibi faktörler değiştirmektedir. Birçok invivo çalışmada diş kırıkları için ana etyolojik faktörün endodontik tedavi olduğu bildirilmiştir (Kishen, 2006; Cauwels ve ark., 2014). Genellikle endodontik olarak tedavi edilen bir diş, tedavi öncesi zayıf yapısı, endodontik tedavi sırasında ve restoratif prosedürler nedeniyle koronal ve radiküler doku kaybına uğrar. G.V. Black, endodontik olarak tedavi edilen dişlerde kırılmaya karşı duyarlılığın artması, dentinin dehidrate olması nedeniyle kırılganlığının artmasına bağlamıştır (Black, 1955). Helfer ve ark. (1972), bu hipotezi desteklemiş ve yaptığı çalışmada dentinin nemlilik oranının endodontik tedavi görmüş dişlerde vital pulpaya sahip dişlere oranla %9 daha az olduğunu bildirmişlerdir (Helfer ve ark., 1972). Papa ve ark.'nın (1994) yaptığı çalışmada ise endodontik tedavi sonrası oluşan nem kaybının önemsenmeyecek kadar az olduğu, kırık direncini etkilemeyeceği ve yapısal bütünlüğü korumak için dentin yoğunluğunu ve bütünlüğünü korumanın önemini vurgulamıştır (Papa ve ark., 1994). Çeşitli nedenlerle kök ucu gelişmemiş açık apeksli dişler, eksik kök gelişimi ve zayıf dentin duvarları nedeniyle fraktürlere karşı oldukça hassastır.

İlk tanıtıldığından beri kalsiyum hidroksit apeksifikasyon tedavisinde uzun yıllardır başarılı bir şekilde kullanılsa da, kalsiyum hidroksitin uzun süreli kök kanalında bulundurulmasının dişin fraktür direnci üzerine olumsuz etkilerinin olduğu bildirilmiştir (Cvek, 1992; Andreasen ve ark., 2002; Rosenberg ve ark., 2007). Özellikle servikal kök kırığı riskini önemli ölçüde artırdığı bildirilmiştir (Cvek, 1992). Kök gelişimini tamamlamış dişlerin zayıf kökler ve ince dentin duvarları nedeniyle kırılmaya karşı hassas olması, bu dişleri ikincil bir travmada daha savunmasız bırakacaktır. Yapılacak tedavilerin enfeksiyonu gidermesinin ve kök gelişimini sürdürmesinin yanında, diş yapısını da hem ikincil gelen travmalara karşı hem de doğal fizyolojik ağız içi kuvvetler karşısında güçlendirmek, dişin uzun dönem prognozu bakımından oldukça önemlidir. Bu nedenle endodontik tedavi uygulanmış dişlerde oluşabilecek travmalar nedenleri ile birlikte incelenmesi gerekmektedir. Endodontik tedavi yapılmış dişlerde kırıkların oluşması, iyatrojenik ve iyatrojenik olmayan nedenler olarak ikiye ayrılabilir.

2.4.1. İyatrojenik Nedenler

2.4.1.1. Travmalar

Travmaya uğrayan dişlerin kırılmaya karşı dirençleri önemli derecede azalabilir. Özellikle kök ve kök ucu gelişimini tamamlamamış dişlerde bu durum daha da kritiktir. Yapılan tedavilerin enfeksiyonu gidermeye ve kök sert dokularını tamir etmesinin yanında ikincil travmalara karşı sağlamlaştırıcı etkileri de göz önünde bulundurulmalıdır. Süt dişlerinde ve daimi dişlerde en çok travmaya uğrayan dişlerin üst santral dişler olduğu bildirilmiştir (Andreasen ve ark., 2003; Bortoluzzi ve ark., 2007). Bu travma ve yaralanmalar zaman içerisinde farklı şekillerde ifade edilmiş ve sınıflandırılmış olmasına karşın, günümüzde Dünya Sağlık Örgütü (WHO)'nün travma sınıflandırması kullanılmaktadır (Andreasen ve ark., 2007).

2.4.1.1.1. 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).

2.4.1.1.2. Periodontal Doku Yaralanmaları

a) Sarsılma: Dişte anormal gevşeme ve yer değiştirmenin görülmediği, fakat perküsyona olan duyarlılığın belirli derecede arttığı yaralanmalardır.

b) Sublüksasyon: Dişin yer değiştirme göstermediği, ancak destek doku kaybına bağlı olarak anormal gevşeme ve mobilite meydana geldiği yaralanmalardır.

c) Ekstrüzyon: Dişin alveol soketin dışına doğru kısmi olarak yer değiştirdiği yaralanmalardır. d) Lateral lüksasyon: Dişin aksiyal yönden farklı bir yöne doğru yer değiştirdiği ve alveol kırığının da eşlik ettiği yaralanmalardır.

d) İntrüzyon: Dişin alveol içerisine doğru yer değiştirdiği ve alveollerin de dahil olduğu yaralanmalardır.

e) Avülsiyon: Dişin alveol soketinden tamamen çıktığı yaralanmalardır (Andreasen ve ark., 2007).

2.4.1.1.3. Destek Doku Yaralanmaları

a) Maksiller alveolün dahil olduğu (İntrüzyon ve lateral lüksasyonla birlikte gözlenir)

b) Mandibular alveolün dahil olduğu

c) Maksiller alveolar duvarının kırığı

d) Mandibular alveolar duvarının kırığı

e) Maksiller alveolar proçes kırığı

f) Mandibular alveolar proçes kırığı

g) Maksilla kırığı

h) Mandibula kırığı (Andreasen ve ark., 2007).

2.4.1.1.4. 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).

2.4.1.2. Kimyasal Faktörler

2.4.1.2.1. İrrigasyon Solüsyonları

Son zamanlarda klinisyenlerde, kapsamlı bir terapötik etki elde etmek için daha yüksek konsantrasyonda sodyum hipoklorit kullanma eğilimi oluşmuştur (Kishen, 2006). Çok reaktif bir kimyasal olan sodyum hipokloritin uzun süre yüksek

konsantrasyonda kullanımında, kök kanalı dentininin eğilme mukavemeti, elastik modülü ve mikro sertliği gibi fiziksel özellikleri üzerinde olumsuz etkileri olduğu bildirilmiştir (Saleh ve ark., 1999; Grigoratos ve ark., 2001; Goldsmith ve ark., 2002). Dentinin fiziksel özelliklerindeki bu değişiklikler, dentinin inorganik ve organik yapısına etkileri nedeniyle ortaya çıkar (Di Renzo ve ark., 2001). Klinisyenler, tam ve hızlı dezenfeksiyon sağlamak amacıyla, sadece irrigasyon solüsyonunun konsantrasyonunu değil, aynı zamanda hacim, süre, akış hızı ve sıcaklığını da değiştirirler. Bu faktörler, sodyum hipokloritin kök kanal dentin substratı üzerindeki zararlı etkisini daha da kötüleştirecektir (Kishen, 2006).

Etilendiaminetetraasetik asit (EDTA), kök kanal hazırlığından sonra oluşan smear tabakasını çıkarmak için kullanılan bir endodontik irrigasyon solüsyonlarından biridir. Kullanılan yaygın konsantrasyonlar %15-17'dir (Perez ve ark., 2005). Smear tabakasının çıkarılması tartışmalı olmakla birlikte, sızıntıyı önlemek için dentin yüzeyine yeterince yapışmayan bu organomineral tabakanın çıkarılması fayda sağlayabilir (Torabinejad ve ark., 2002). Smear tabakasının çıkarılması, kök dolgularının sızdırmazlığına yardımcı olmasının yanında smear tabakasında olabilecek bakterileri, toksinleri ve kalan pulpa dokularının istenmeyen etkilerini de ortadan kaldırır. Kök kanalının EDTA'ya beş dakikalık maruz kalması, smear tabakasını kaldıracak ve dentin tübüllerini 20-30 μm derinliğinde açacaktır. Çalt ve ark. (2002) tarafından yapılan bir çalışmada, kök kanalı 1 ve 10 dakika boyunca 10 mL %17 EDTA ile irrigasyon yapıldıktan sonra dentin yüzeyi incelenmiş ve 10 dakika uygulanan EDTA grubunda aşırı peritübüler ve intertübüler dentin erozyonu gözlenmiştir (Çalt ve ark., 2002). Yapılan başka bir çalışmada, her biri 15 dakika boyunca %5,25 sodyum hipoklorit, %2,5 sodyum hipoklorit, %3 hidrojen peroksit, %17 EDTA ve %0,2 klorheksidin glukonat ile irrigasyonu yapılan kök kanallarının dentin Vickers mikro sertliği araştırılmış ve klorheksidin hariç, tüm irrigasyon solüsyonlarının dentin yüzey sertliğini azalttığı bulunmuştur (Saleh ve ark., 1999). Birçok klinisyen çeşitli asitlerin dentin üzerindeki etkilerinin farkında olsa da, EDTA'nın dentin yüzeyi üzerindeki etkilerini tam bilmemektedir. İnterfibriller minerallerin dentin elastik modülüne ve sertliğine önemli ölçüde katkıda bulunduğundan, EDTA diğer asitlerle karşılaştırıldığında (sitrik asit, fosforik asit) interfibriller mineralleri daha fazla demineralize ettiği bildirilmiştir (Marshall ve ark.,

1995; Kinney ve ark., 2003). Tüm bu çalışmalar EDTA'nın dentin substratı üzerinde kontrolsüz kullanımının yıkıcı etkileri olduğunu doğrulamaktadır. Sodyum hipoklorit ile birlikte kullanımı, dentin tübüllerinin açığa çıkmasına, intertübüler dentin yıkımına ve dentin mikro sertliğinin daha fazla azalmasına neden olmaktadır (Saleh ve ark., 1999; Çalt ve ark., 2002; Niu ve ark., 2002). Birçok in vitro çalışma, bu kombinasyonun inorganik fazın yanı sıra dentinin organik fazını da kaldırdığını ve kötü etkilere yol açabileceğini göstermiştir (Kishen, 2006).

2.4.1.2.2. Apeksifikasyonda Kullanılan Materyaller ve Medikamanlar

Kalsiyum hidroksit, yüksek pH'a sahip olması nedeniyle periapikal bölgede remineralizasyonu uyarması ve antibakteriyel etkinliği nedeniyle endodontik tedavilerde sıkça başvurulan medikamanlardan biridir. Özellikle apeksifikasyon tedavisinde yüksek başarı oranı bildirilmesine karşın, dentin organik matriksinde ve inorganik yapısındaki değişikliklere bağlı olarak dişlerin kırılma direncini düşürdüğü bildirilmiştir (Çalt ve ark., 2002). Kök dentinin kalsiyum hidroksite uzun süre maruz bırakılmasının dentin kollajeni üzerinde olumsuz etkisi, dişin kırılmaya karşı daha az dirençli olmasına neden olabilmektedir (Andreasen ve ark., 2002; Doyon ve ark., 2005; Rosenberg ve ark., 2007; Mohammadi ve ark., 2011). Uzun süreli kalsiyum hidroksit uygulanması, kollajen ağlar ve hidroksiapatit kristalleri arasındaki bağlayıcı ajanları nötralize ve denatüre etmesi sonucu diş sert yapısını daha kırılgan hale getirmektedir (Andreasen ve ark., 2002). Dişin kırılma direncinin azalması tedavi sürecinde veya tedavi sonrasında servikal kök kırıklarına neden olabilir (Rafter, 2005; Trope, 2010). Cvek (1992), uzun süreli kalsiyum hidroksit ile tedavi edilen kök ucu açık dişlerde, kök gelişim evresine göre değişmekle birlikte %28-77 oranında servikal kök kırığı oluştuğunu bildirmiştir (Cvek, 1992). Yapılan bir başka çalışmada uzun süreli kanal içi kalsiyum hidroksit uygulamasının kırılma direncini %50 oranında azalttığı bildirilmiştir (Andreasen ve ark., 2002).

Andreasen ve ark. (2006), kök ucu gelişmemiş dişlerde yapılan invitro deneylerde uzun süreli kalsiyum hidroksit kullanımının dişin kırılmaya karşını direncini önemli derecede düşürdüğünü, ancak 4 haftaya kadar kullanımın sorun teşkil etmeyeceğini bildirmişlerdir (Andreasen ve ark., 2006). Sertlik ve dayanıklılık

arasında ki optimum denge, dentin gibi biyolojik bir yapının mekanik stabilitesi için oldukça önemlidir. Dentinin mekanik özellikleri temel olarak çoğunlukla Tip I kollajenden oluşan dentin matriksi tarafından belirlenir. Tip I kollajen, genellikle büyük miktarda su içeren proteoglikanlar ile bağlı, güçlü, üç boyutlu lifli bir polimerdir. Matriks metalloproteinaz (MMP)-2, MMP-14 ve membran tip 1(MT1) 'in dentin kollajen matriksinin bozulmasında önemli bir rol oynadığı bulunmuştur. Öte yandan, doku inhibitör metaloproteinaz(TIMP)'in aktif MMP formlarını özellikle MMP-2'yi inhibe eder. Hem kalsiyum hidroksitin hem de MTA'nın kök kanalındaki dentin MMP'lerin veya TIMP-2'nin aktivitelerini etkileyebileceği, dolayısıyla dentin mekanik özelliklerini değiştirebileceği bildirilmiştir (Hatibović-Kofman ve ark., 2008; Hawkins ve ark., 2015). Kalsiyum hidroksit kullanımında bu durum daha da belirginken, MTA ile yapılan tedavilerde kırılma direncinin azalması, ilk kullanımından sonra TIMP-2 ekspresyonunu uyardığı için süreci tersine çevirir ve kırılma direnci 2 ay ile 1 yıl süresince artmaya başlar (Kishen, 2006).

2.4.1.3. Mikrobiyal Etkiler

Birçok kimyasal işlem dentinin yüzey yapısını değiştirebilir. Bu durum, dentin yüzeyine bakterilerin daha kolay bağlanmasına neden olabileceği için bozulmaya karşı daha duyarlı hale getirebilir (Kishen, 2006). Kök kanal dentini üzerinde EDTA kullanımı, kök kanalının yüzeyinde kollajen ve diğer hücre dışı matris protein tabakasının açığa çıkması *Enterococcus Faecalis* dahil olmak üzere bazı oral bakterilerin bağlanması için zemin oluşturabilir (Zurbriggen ve ark., 1975; Love, 2001; Hubble ve ark., 2003). Bakteri kaynaklı kollajenolitik aktivite, dentinde açığa çıkan kimyasal bağları kırabilir ve dentin dokusu boyunca yayılımına neden olabilir (Kishen, 2006).

2.4.1.4. Restorasyon Prosedürleri

Son restorasyonun amacı, sızdırmaz bir koronal dolum sağlamanın yanında, fonksiyonel olarak karşıt dişlerle doğal oklüzal kapanışı desteklemesi ve travmatik kuvvetlere karşı kırılma direncini artırmasıdır. Yapılan restoratif işlemler endodontik tedavinin başarısında önemli bir rol oynamaktadır. Kök gelişimini tamamlamamış dişlerde zayıf dentin duvarları, yetersiz kök uzunluğu, geniş pulpa odası gibi nedenlerle azalan kırılma direnci, tedavi amacıyla giriş kavitesi açılması ve sert doku

kaybı gibi etkenler kırılma direncini daha azaltmaktadır (Cvek, 1992; Desai ve ark., 2009). Yapısal bütünlüğü sağlamayan restorasyonlar dişi kırılmaya karşı daha hassas hale getirebilir. MTA ile apikal bariyer oluşturulmasından sonra kanalın geri kalan bölümü guta perka, kompozit rezin, fiber ile güçlendirilmiş kompozit rezinler, ve çeşitli post sistemleri ile dolumu ve restorasyonu yapılmış ve kırılma dirençleri bakımından değerlendirilmiştir (Carvalho ve ark., 2005; Andreasen ve ark., 2006; Cauwels ve ark., 2014). Post uygulamalarının kırılma direncini artırabileceğine karşın gütaperka ile yapılan kanal dolumlarında kökün servikal ve orta üçlüsünde kırılma direnci düşük bulunmuştur (Wilkinson ve ark., 2007). Ayrıca kanalın tamamen MTA ile doldurulmasının, kırılma direncini artırabileceği ve kalsiyum hidroksit apeksifikasyonuna göre kırılma direnci bakımında avantaj sağlayabildiğini bildiren çalışmalar da mevcuttur (Bortoluzzi ve ark., 2007; Hatibović-Kofman ve ark., 2008; Tuna ve ark., 2011). Ayrıca kompozit rezin ile yapılan kron restorasyonunun kök kanalına kadar uzatılması, sızdırmazlığı azaltması ve kök kanalından destek alınması nedeniyle kırılma direncini artırabileceği düşünülmektedir.

2.4.2. İyatrojenik Olmayan Nedenler

Dişlerin anatomik pozisyonu, karşıt dişlerle ilişkisi ve çevre yumuşak dokularla birlikte uyumlu bir pozisyonda olması fonksiyonelliğin yanında travmalara karşı koruyucu bir etkendir. Maloklüzyon, kapanış bozukluğu gibi durumlar travmadan etkilenmeyi önemli ölçüde artırmaktadır. Özellikle aşırı overjet ve dudak yetersizliği nedeniyle maksiller santral dişler travmaya karşı daha savunmasız hale gelir. Yetersiz dudak kapanışına bağlı bir yaralanma olduğunda yaralanmaların şiddetinin arttığını, kazaların üçte biri çeşitli maloklüzyonlu kişilerde meydana geldiği bildirilmiştir (Glendor, 2009)

2.5. Diş Hekimliğinde Biyomekanik

İntraoral bölgede oluşan fonkiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler, oral dokular tarafından fazla derecede karmaşık yapısal yanıtlar oluşturmaktadır. Bu kuvvetlere bağlı olarak dişlerde ve çevre dokularda stresler meydana gelir. Diş hekimliğinde biyomekanik; dişte, yapılan restorasyonlar üzerinde, periodonsiyum ve çevre dokularda ki stres ve deformasyonları inceleyen bilim dalıdır (Caputo ve ark., 1987).

Alanımızda biyomekanik etkileri inceleyen birçok yöntem kullanılmış ve günümüzde bazıları standart haline gelmiştir.

Stres analiz yöntemleri, cisim üzerinde kuvvet nedeniyle oluşan streslerin yoğunlaştığı bölgeleri incelemek için kullanılır. Bu yöntemler sayesinde stres oluşan bölgeleri ve bu streslerin dağılımını, kuvvet miktarının materyal özelliklerine göre farklı etkilerini belirlemeyi amaçlar. Canlı dokuların, gelen kuvvetler karşısındaki direncini tespit etmek, stres analizi yapmak imkansızdır (Magne, 2007). Bu nedenle stres analiz çalışmalarında canlı dokuları taklit etmek ve bu etkileri modellemeyerek stres analizleri yapılır (Çalıkkocaoğlu, 1996). Bir cismin üzerine gelen kuvvetlerin etkisinin hangi bölgelerde yoğunlaştığını görmek ve cismin daha dayanıklı ve güçlü olabilmesi için şeklinin nasıl olması gerektiğini önceden saptayabilmek amacıyla gerilme analizleri yapılmaktadır (Knoell, 1977).

Günümüzde, diş hekimliği alanında kullanımı olan stres analiz yöntemleri:

a) Holografik İnterferometre
b) Fotoelastik Gerilme Analiz Yöntemi
c) Gerinim Ölçer Stres Analiz Yöntemi
d) Kırılgan Vernikle Kaplama Yöntemi
e) Radyotelemetri Stres Analiz Yöntemi
f) Termografik Gerilim Analizi
g) Sonlu Elemanlar Analizi (Çalıkkocaoğlu, 1996; Ulusoy ve ark., 2003).

2.5.1. Holografik İnterferometre

Hologram, belirli bir cismin üç boyutlu görüntüsünün ışık ile elde edilmesi için kullanılan lazer ışık kaynağının ve holografik film plağı üzerinde görüntü oluşturması esasına dayanır. Cismin holografik görüntüsü alındıktan sonra kuvvet uygulandığı durumun görüntüsü alınıp ışın saçakların şekli, yönü ve mesafeleri ile cisim üzerinde oluşturabileceği değişiklikler incelenir (Kumar ve ark., 2009).

2.5.2. Fotoelastik Gerilme Analiz Yöntemi

Bu yöntem şeffaf nesneler içinden geçen polarize ışığın kırılması esasına dayanır. Geometrik olarak düzgün şekilli olmayan nesnelerde kuvvet akışını incelemek için kullanılan bir stres analiz yöntemidir. Kuvvete maruz bırakılmış

cisimden geçen polarize ışık demeti, geçişi sırasında maddeyi farklı hızlarda geçen dikey vibrasyonlara dönüşür. Kompleks yapılar içindeki mekanik stresleri gösteren bu vibrasyonlar, polariskop cihazı ile izlenerek stres alanları belirlenir. Fotoelastik analiz yöntemi, kapsamlı bir laboratuvar ve özel hazırlanmış modeller ile günümüzde restoratif diş hekimliğinde sıklıkla kullanılmaktadır (Ulusoy ve ark., 2003; Powers ve ark., 2012).

2.5.3. Gerinim Ölçer Stres Analiz Yöntemi

Gerinim ölçerler kuvvete maruz bırakılan cisimlerde oluşan doğrusal boyut değişikliklerini tespit eden aygıtlardır. Bu yöntemde incelenmesi istenen alana değişken dirence sahip kalibrasyonu yapılmış elektrik elemanları yerleştirilir ve elektrik sinyalleri gönderilir. Gönderilen sinyaller dijitale dönüştürülüp bilgisayar ortamına aktarılır. Bu sayede cisim üzerindeki boyutsal değişimler ve deformasyonlar incelenebilir. Gerinim ölçerlerin elektrik, elektronik, optik, mekanik-optik, akustik prensip ile çalışan türleri de bulunmaktadır. Gerilim ölçerler, invivo ve invitro ortamlarda ki stresi değerlendirmek için kullanılabilir (Çalıkkocaoğlu, 1996; Szwedowski ve ark., 2010).

2.5.4. Kırılgan Vernikle Kaplama Yöntemi

Kırılgan vernikle kaplama yöntemi, cismin üzerinde oluşan stres ve şekil değişikliklerinin saptanması için yüzeyine özel vernik sürülmesi ve fırınlanması sonrasında kuvvete maruz bırakılarak oluşan çatlak bölgelerinin incelenmesi temeline dayanır (Sonugelen ve ark., 2002; Ulusoy ve ark., 2003).

2.5.5. Radyotelemetri Stres Analiz Yöntemi

Radyotelemetri yöntemi, modele uygulanan kuvvet sonucunda gerilim ölçen aygıtta oluşan direnç değişikliklerinin amplifiye edilip yükseltilmesi ve voltajda oluşan düşme miktarının ölçülmesi prensibi ile çalışır. Voltaj değişikliği bir anten ile alıcıya aktarılması ve bilgisayar yazılımı ile frekansların okunması ile çalışan bir sistemdir. Çiğneme ve oklüzal kuvvetler esnasında meydana gelen gerilmeler bu metot ile saptanabilmektedir (Ulusoy ve ark., 2003; Powers ve ark., 2012).

2.5.6. Termografik Gerilim Analizi

Materyale kuvvet uygulandığında üzerinde kuvvet miktarına göre değişen ısının miktarını ölçme yöntemidir. Bu yöntem; homojen ve izotropik bir dental materyale, sürekli bir kuvvet uygulandığında ısısal periyodik değişimler nedeniyle oluşan streslerin doğru orantılı olduğu düşüncesi esasına dayanır. Canlı dokular üzerindeki kullanımı kısıtlı olduğundan sık kullanılan bir yöntem haline gelmemiştir (Ulusoy ve ark., 2003).

2.5.7. Sonlu Elemanlar Analizi

Sonlu elemanlar analizi birçok mühendislik alanında çeşitli problemlere uygun şartlarda çözüm arayan sayısal bir yöntemdir. Gelişimi 1940'larda yapılan çalışmalara dayanır (Hrennikoff, 1941; Courant, 1943). Günümüzde kuvvet analiz yöntemlerinden biri olan sonlu elemanlar analizi, uçak, otomobil, mekanik, yapı malzemeleri bilimi, inşaat ve makine sanayisi gibi birçok alanda yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (Geng ve ark., 2001). Bu yöntemle fiziksel bir sistem, matematiksel denklemlerle ifade edilir. Sonlu elemanlar analizindeki temel düşünce, karmaşık bir probleme, problemi basite indirgeyerek bir çözüm bulmaktır. Bilgisayar desteği ile yapılan bu analiz diğer analizlerle kıyaslandığında gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilebilmektedir. Gerçekte var olan bir cismi bilgisayar ortamına aktarmak ve yüzey düzgünlüğünü birebir yansıtmak için vektörel olarak sonsuz adet düzgün alt bölümlerin kullanılması gerekir. Bu durum, bilgisayarların veri işleme kapasitesinin sınırlı olması nedeniyle mümkün değildir. Bu nedenle sonlu elemanlar analizinde incelenmesi istenen cisim ya da yapı, bilgisayarda belirli (sonlu) sayıdaki küçük alt bölümlere, elemanlara bölünerek temsil edilir (Yang ve ark., 2007; Pesqueira ve ark., 2014). Her bir elemandaki gerilme ve zorlamayı hesaplamak için elemanlardan oluşan bir model ve bir dizi hesaplama yapılmaktadır. Böylece kuvvet, basınç, ısı değişimi ve diğer faktörlerden kaynaklanan gerilme ve gerinimin belirlenmesine fırsat tanır. Bu yöntem, invivo ortamda ölçülebilmesi imkansız olan canlı dokuların ve biyomateryallerin mekanik özelliklerini incelemek için son derece faydalıdır (Wakabayashi ve ark., 2008). Yapıların mekanik ve yapısal modellemesi iki ve üç boyutlu modellerle yapılabilmektedir. İki boyutlu modelleme üç boyutluya oranla daha basit olup analizin normal bir bilgisayarda yapılmasını sağlar; ancak alınan sonuçların gerçeğe yakınlığı

sınırlıdır. Üç boyutlu analizler, gerçek hayat şartlarına uygun ve karmaşık bir geometriye sahip modellerin geliştirilmesine olanak sağlar ve daha doğru sonuçlar alınabilmektedir (Akpinar ve ark., 2000; Geng ve ark., 2001; Yang ve ark., 2007; Daas ve ark., 2008; Srirekha ve ark., 2010). Elde edilen sonuçları ve çeşitli parametreleri gözlemlemek amacıyla, sonlu elemanlar stres analizi görselleştirme yazılımları ile birlikte kullanılmaktadır (Wakabayashi ve ark., 2008).

Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analizi ilk defa Ledley ve Huang tarafından yapılmıştır (Ledley ve ark., 1968). Matematik modeller ile tasarlanan dişler üzerinde kuvvet uygulayarak, kuvvetin çevre kemik dokularda meydana getirdiği gerilmeler incelenmiştir. Alanımızda günümüzdeki gibi kapsamlı kullanımı, Farah ve Craig tarafından yapılan çalışma ile başlamıştır (Farah ve ark., 1974).

Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi faklı alanlardaki çeşitli materyalleri ve tedavileri, anatomik yapıları incelemek amacıyla kullanılmaktadır. Bunlardan bazıları;

a) Mine, dentin, pulpa, periodonsiyumu incelemek amacıyla

b) Maksilla ve mandibula kırıkları ile bunların fiksasyonu, osteotomi

c) Temporomandibular eklem mekaniği,

d) Periodontal ligament, alveol kemik, trabeküler kemik, kortikal kemik

e) İmplant materyalleri, mini vida, plak ve osseointegrsyon

f) Ortodontik tedaviler, ortodontik apareyler, dişlerin hareket ettirilmesi Konservatif dental restorasyonlar ve endodontik tedavilersw, kök kanal sisteminin modellenmesi

g) Protetik amaçlı kullanılan materyaller ve tedavilerde; dizayn özellikleri, materyal özellikleri, kuvvet yüklemesi ve diğer parametreleri incelenmek amacıyla kullanılmaktadır (Mackerle, 2004).

2.5.7.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizinde Kullanılan Terimler

2.5.7.1.1. Kuvvet

Cisimlerde deformasyona, geçici şekil değişikliklerine ya da yer değiştirmelere neden olan etkiye kuvvet denir. Kuvvet vektörel bir büyüklüktür ve bu nedenle şiddet, doğrultu, yön gibi vektörel özellikler taşır. Etki ettiği cisimleri hareket ettirmeyen kuvvet şekil değişikliğine veya deformasyona neden olur (İnan, 2001). Kuvvet sistemi Uluslararası Birimler Sistemi (SI) olarak kabul edilmiş olan birimler sistemine göre "Newton" dur (Caputo ve ark., 1987).

2.5.7.1.2. Stres (Gerilim)

Temel olarak birim alana uygunalan kuvvet olarak tanımlanır. Gerilme birimi Paskal (P) ya da N/m^2 olarak belirlenmiş olsa da alanımızda yüzey alanının minimal uygulanan kuvvetin büyük olması nedeniyle Megapaskal (Mpa) veya N/mm^2 birimleri kullanılmaktadır. Bir cisme kuvvet uygulandığında cisimde oluşan stres kuvvet ile doğru, alan ile ters orantılıdır (Franklin, 1998; İnan, 2001). Genellikle cisme uygulanan kuvvetler tek yönde ve şiddette olmadığı için karmaşık stresler oluşturur ve temel olarak çekme, basma ve makaslama tipi streslerdir. Ağız içerisinde ve dişler üzerinde bu üç stres tipinin saf bir şekilde meydana gelmesi oldukça zordur ve oluşan stresler bunların birleşiminden meydana gelmektedir.

Çekme Gerilimi: Bir cisme zıt yönde ve aynı oranda iki kuvvet uygulandığında oluşan strestir.

Basma Gerilimi (Sıkıştırma): Bir cisme aynı yönde ve birbirlerine karşı iki kuvvet uygulandığında oluşan strestir.

Makaslama Gerilimi: Zıt yönlerde birbirine paralel iki kuvvet uygulandığında oluşmaktadır. Makaslama stresi uygulandığında, maddenin bir parçası diğer parçasının üzerinden kaymaya karşı direnç gösterir.

2.5.7.1.3. Strain (Gerinim)

Gerinim, belirli bir miktarda kuvvet uygulanan cisim üzerinde birim uzunluğunda meydana gelen boyutsal şekil değişimdir. Cisme uygulanan kuvvet stres oluşturduğu gibi aynı zamanda bir boyutsal değişim de oluşturmaktadır (Franklin,

1998). Kuvvet etkisiyle meydana gelen gerinim, meydana gelen boyutsal değişim ile cismin başlangıçtaki boyutuna oranlanarak hesaplanır. Bu nedenle gerinim stresden farklı olarak birimi olmayan bir büyüklüktür (O'brien, 2002).

2.5.7.1.4. Dayanıklılık (Strength)

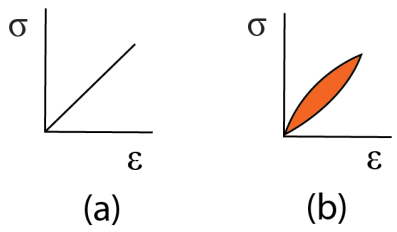
Bir cismin yapısında bozulmaların gerçekleşmesi veya kırılması için gereken maksimum strestir. Cisme etki eden stres türüne göre; çekme dayanıklılığı, sıkışma dayanıklılığı ya da makaslama dayanıklılığı olarak farklı türleri vardır (Powers ve ark., 2006).

2.5.7.1.5. Şekil Değiştirme

Cisimler maruz kaldıkları kuvvet karşısında iki farklı şekil değişikliği meydana gelir. Eğer uygulanan kuvvet ortadan kalktığında cisim ilk şekline geri dönüp ilk halininde bozulma oluşmuyor ise bu duruma "elastik şekil değiştirme", kuvvet ortadan kalktığında cisim başlangıç şekline geri dönemez bir şekilde kalıcı deformasyon oluşursa bu duruma "plastik şekil değiştirme" denir (Lee, 1969).

2.5.7.1.6. Elastiklik-Viskoelastiklik

Uygulanan kuvvet sonucu cisimde meydana gelen şekil değişikliğinin, kuvvet ortadan kalktıktan sonra geri dönebilmesine elastiklik denir. Viskoelastik olarak adlandırılan materyaller ise kuvvet altında şekil değişikliğine uğramalarının yanında visköz özellik de gösterirler. Viskoelastik ile elastik materyaller arasındaki temel fark ilk hallerine geri dönüşümünde ki zaman farkıdır. Viskoelastik materyaller ilk hallerine geri dönüşümü gecikmeli gerçekleştirirler ve şekillerinde meydana gelen değişiklik lineer değildir (Lakes, 1998).



Şekil 2.1. Elastik ve viskoelastik materyallerin gerilme-gerinim eğrileri

a) Elastik şekil değiştirme b) Viskoelastik şekil değiştirme

σ: Gerilme ε: Gerinim

2.5.7.1.7. Elastisite Modülü (Young Modülü)

Cisimlerin şekil değiştirmeye karşı mukavemetini gösteren gerilimin gerinime oranlanmasıdır.

Gerilme = σ

Gerinim = ε

Elastisite Modülü = E

$E = \sigma / \varepsilon$

Aynı zamanda maddenin sertliğini de belirten bir ifade olmasından dolayı maddenin sertliği arttıkça elastisite modülü de artar. Lineer elastik materyallerde elastisite modülü sabit iken nonlineer elastik materyallerde uygulanan yüke göre değişkenlik göstermektedir (O'brien, 2002; Powers ve ark., 2006).

2.5.7.1.8. Poisson Oranı

Poisson oranı, malzemenin elastik özelliğini tam olarak tanımlamak için gerekli olan mekanik parametrelerden biridir. Tek eksenli bir testte elde edilecek enine basma (büzülme) ile eksenel uzama oranı olarak tanımlanabilir. Bir malzemenin sıkıştırılabilirliğine bağlı olarak 0 ile +0,5 arasında bir değere sahiptir. Yüksek elastisite modülüne sahip malzemeler için Poisson oranı 0,5'e yakın bir değere sahiptir (Chabrier ve ark., 1999; Wu ve ark., 2002).

2.5.7.1.9. İzotropi ve Anizotropi

İzotropik malzemeler, verilen her noktada her yönde aynı malzeme özelliklerine sahiptir. Bu, X, Y veya Z eksenindeki herhangi bir noktada belirli bir yük uygulandığında, izotropik malzemelerin aynı mukavemet, stres, gerilme, elastik modülü ve sertliğini sergileyeceği anlamına gelir. Anizotropik terimi, yöne bağlı olan atomik düzenlemelere sahip olan malzemeleri ifade etmek için kullanılır; başka bir deyişle, fiziksel özellikler materyal içindeki farklı yönlere göre değişir. Genellikle, anizotropik malzemeler, atomik oryantasyonların büyük çeşitliliğinden dolayı izotropik malzemelere göre çok yaygındır. Anizotrop materyallerin maruz kaldığı kuvvetin doğrultusu değiştikçe elastisite modülü de değişmektedir (Provatidis, 2000).

2.5.7.1.10. Asal Stres

Kuvvete maruz bırakılan cisimdeki stresler üç boyutlu olarak incelendiğinde etkilenen yüzeye dik olan (basma ve çekme) gerilmeler "normal gerilmeler", etkilenen yüzeye teğetsel oluşan (makaslama) gerilimler "kayma gerilmeleri" olarak adlandırılır. Normal gerilimler "σ" simgesi ile ifade edilirken kayma gerilmeleri "τ" simgesi ile ifade edilir. Cisimler genellikle kompleks kuvvetler etkisinde kalır ve belirli bir noktadaki stres yüzey üzerinde farklı yayılım gösterir. Normal gerilmeler ve kayma gerilmeleri çoğu zaman aynı anda oluşur ve bu durumu tanımlayabilmek için vonMises stres kriterleri kullanılır (Philips ve ark., 1991). Madde üzerinde oluşabilecek en büyük stres değeri bütün kayma gerilmelerinin sıfır olduğu ve sadece normal gerilmelerin etkisi altındayken meydana gelir. Bu gerilme tipine "asal stres" adı verilir. Asal stres üç şekilde incelenmekte olup bunlar; maksimum(σ1), orta(σ2) ve minimum(σ3) asal streslerdir (Franklin, 1998; İnan, 2001; Marghitu, 2001)

- **Maksimum asal stres (Maximum principle stress):** En yüksek çekme geriliminin değerini verir ve daima pozitif bir değerdir.
- **Minimum asal stres (Minimum principle stress):** En yüksek basma geriliminin değerini verir ve daima nagatif bir değerdir.

Analiz sonucunda elde edilen stres değerlerindeki negatif değerler basma gerilimini pozitif değerler ise çekme gerilimini belirtmektedir. Mutlak değeri daha büyük olan stres bir düğümdeki etkin stres tipini belirtmektedir (Marghitu, 2001).

2.5.7.1.11. Von Mises Stresi

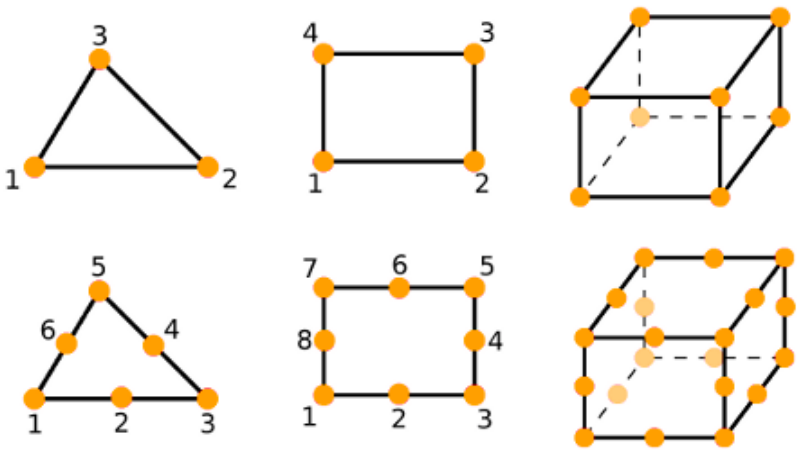
Çalışma modeli üzerine bir kuvvet uygulanması sonucu oluşan streslerin dağılımı ve yoğunlaşma alanları hakkında fikir edinmek amacıyla Von Mises stres değerleri kullanılmaktadır. Cismin belli bir bölümünde oluşan iç stres belirli bir sınırın üzerine çıktığında, yapıda deformasyon meydana gelmesi ve cismin deformasyonunun gerçekleşmeye başladığı an olarak da ifade edilmektedir. Von Mises stres, kırılma dayanıklılığının ölçülmesindeki analizlerde de kullanılır (O'Brien, 1997; Incropera ve ark., 2002).

$$\bar{\sigma}_{\text{Mises}} = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2}{2}}$$

Şekil 2.2. Von Mises stresinin hesaplanması

2.5.7.1.12. Eleman ve Düğüm

Sonlu elemanlar analizinde, incelenmek istenen doku yada materyal geometrik olarak belirlenen en küçük parçalarına kadar ayrılması gerekmektedir. Bu geometrik şekillere "eleman" adı verilmektedir. Bu elemanlar, "düğüm" olarak adlandırılan özel noktalardaki bilinmeyen değerler cinsinden ifade edilmektedir. Elemanlar; geometrilerine göre üçgen, paralel kenar ve dörtgen olarak, boyutlarına göre tek boyutlu, iki boyutlu ve üç boyutlu elemanlar olarak sınıflandırılır. Düğüm sayısına, düğüm sayısındaki bilinmeyenlere göre plak, levha, kabuk problemleri olarak ve problemin özelliklerine göre ayrılır (Geng ve ark., 2001; Moaveni, 2011).



Şekil 2.3. Farklı boyutlarda ve sayıda düğüm içeren elemanlar

Elemanların birleştirilmesi sonucu lineer veya lineer olmayan denklemler elde edilir. Eleman sayısının miktarı arttıkça detayda artacağından gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilecektir (Fagan, 1996; Geng ve ark., 2001).

2.5.7.2. Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Yapım Aşamaları

Sonlu elemanlar stres analizi çeşitli aşamaların bir araya gelmesiyle tamamlanır. Bu aşamalar;

a) Problemlerin özellikleriyle tanımlanması ve senaryo planlanması

b) Geometrik modelin oluşturulması

c) Ağ (mesh) yapısının oluşturulması

d) Yapısal özelliklerin tanıtılması

e) Sınır koşullarının belirlenmesi

f) Kuvvetlerin vektörü ve şiddetinin belirlenip uygulanarak denklemin çözülmesi

g) Sonuçların yorumlanmasından oluşur.

2.5.7.2.1. Problemlerin Özellikleriyle Tanımlanması ve Senaryo Planlanması

İncelenecek problemin veya etkinin özelliklerinin belirlenmesi yapılacak işlemlerin ilk adımıdır. Örneğin; travma kuvveti karşısında etkinin incelenmesinde travmanın şiddeti, yönü ve etki edeceği yüzeylerin özellikleri doğru bir şekilde belirlenmez ise sistem tamamen başarısız olabilir. Yapılacak işlemin kaç farklı şekilde yapılacağının kurgulanmasına senaryo denir ve işlemin büyüklüğünü belirler.

2.5.7.2.2. Geometrik Modelin Oluşturulması

Model oluşturma işlemi, analiz sonuçlarının gerçeğe yakın olması ve gerçek özelliklerini yansıtabilmesi için önemlidir. Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRI) ve Bilgsayarlı Tomografi (BT) ile modelleme; kesitsel görüntüler alınıp birleştirilerek biyolojik dokuların üç boyutlu geometrileri elde edilir ve diş hekimliğinde modellenmede en sık kullanılan yöntemlerdir. Üç boyutlu tarama ile modelleme; modeli istenen cismin, üç boyutlu yüzey tarayıcıları ile taranıp bilgisayar ortamında modelin oluşturulmasıdır. Bu iki yöntemin dışında görüntünün manuel modellemesi de yapılabilmektedir. Üç boyutlu modelleme programları kullanılarak cismin bir

uzman tarafından çizilmesi ile modelleme manuel oluşturulur (Kusnoto ve ark., 2002; Chen ve ark., 2006; Ramoğlu ve ark., 2014).

2.5.7.2.3. Ağ (Mesh) Yapısının Oluşturulması

Mesh oluşturma işlemi elemanların ve elemanlarda ki düğüm noktalarının koordinatlarının belirlenmesi ve bir araya getirilmesi ile oluşturulur. İncelenecek nesnenin sonsuz sayıda elemandan oluştuğu kabul edilir. Nesnenin parçalara ayrılması ile belirli sayıda elemanlar elde edilir ve bu elemanlar daha sonra birleştirilerek, nesnenin belirli (sonlu) sayıda elemandan oluşan geometrik modellemesi yapılır. Bu geometrik modeller bilgisayar yazılımları vasıtası ile ağ yapısına dönüştürülür. Araştırmacılar genellikle oluşturulan modeller üzerinde manuel yöntemlerle ağ yapısını istenilen bölgede yoğunlaştırıp azaltarak daha kontrollü etki oluşmasını sağlar. Araştırılacak problemin boyutuna ve özelliklerine bağlı olarak, oluşturulacak olan ağ yapısında farklı sayı ve tipte elemanlar kullanılmaktadır. Kuvvet dağılımının hassas olarak ölçülebilmesi için mümkün olduğunca çok sayıda eleman kullanmak önemlidir. Ağ yapıyı oluşturan elemanların, modele uygun büyüklükte ve geometride olup, düzgün sıralanması analiz sonucunun gerçeğe yakınlığında önemli rol oynamaktadır Ağ yapısını oluşturmak amacıyla kullanılan elemanların sayı ve tiplerindeki bu değişimlere bağlı olarak gerilme ve gerinimin değerlendirildiği düğüm noktalarının sayısında da önemli artışlar görülmektedir. Bu artışlar çözülmesi gereken daha fazla denklem, daha büyük bilgisayar hafızaları ve daha fazla çalışma zamanı anlamına gelmektedir (Geng ve ark., 2001; Moaveni, 2011).

2.5.7.2.4. Yapısal Özelliklerin Tanıtılması

Sonlu elemanlar analiz yönteminin önemli özelliklerinden biri de biyolojik yapının elastik özelliklerine ait bilgileri geometrik modele yansıtabilme kabiliyetidir. Lineer analizlerde elemanların en önemli iki materyal özelliği, elastik modülü ve poisson oranıdır. Elastik modülü ve poisson oranı her materyal için özeldir ve araştırmalar sonucu elde edilmiş verilerdir. Elastik modülü, yapının yükleme sırasındaki gerilme/gerinim oranının ölçümü olarak tanımlanmaktadır. Yapılacak herhangi bir yükleme altında materyalin ne kadar deforme olacağını gösterir. Poisson oranı ise yükleme sırasında yapının yan yöndeki şekil değiştirmesine oranı olarak tanımlanmaktadır.

Nonlineer analizlerde viskoelastik özellikler, yani zamana bağlı deformasyon özelliği gösteren yapıların malzeme özellikleri programa girilmektedir. Bu özellikler uygulanacak yüklemeler sonucu ağ yapısını oluşturan elemanlardaki gerilme ve gerinimin nasıl olacağını belirlemektedir. Diş hekimliğindeki materyallerin birçoğunda lineer analizler yapılmasına karşın periodontal ligament gibi dokuların karakteristik özelliklerinin nonlineer olarak yansıtılması gerçeğe daha uygun sonuçlar edilmesini sağlayacaktır (Qian ve ark., 2009).

2.5.7.2.5. Sınır Koşullarının Belirlenmesi (Boundary Condition)

Sınır şartları streslerin ve yer değiştirmelerin sınırlandırılmasıdır. Sonsuz düzlemde bir nesneye kuvvet uygulandığında sonsuz bir hareket meydana gelecektir. Nesneye uygulanacak kuvvete göre etkisinin belirlenebilmesi için sınırlandırılması gerekmektedir. Analizi yapılan cisimde kuvvet nereye uygulanacaksa sınır şartları da ona göre belirlenir. (Franklin, 1998; Marghitu, 2001).

2.5.7.2.6. Kuvvetlerin Vektörü ve Şiddetinin Belirlenip Uygulanması ve Denklemin Çözülmesi

Ağ yapısı ve sınır koşulları belirlenmiş sonlu elemanlar modeli üzerine kuvvet uygulanarak cisim ya da doku üzerindeki stres ve gerinim özellikleri incelenir. Uygulanacak kuvvetin yönü ve şiddeti, etkilerini incelemek amacıyla kesitsel veya noktasal olarak belirlenebilir.

2.5.7.2.7. Sonuçların Yorumlanması

Kuvvetin uygulanmasının ardından sistem her bir düğüm ve eleman için oluşturulan denklemi çözümleyerek sayısal verilerden oluşan sonuçlar ortaya çıkmaktadır. İyi tanımlanmış geometrik bir modelde binlerce denklem ve sonuç ortaya çıktığı için genellikle sistemin verilerini okumak amacıyla renk skalası veya animasyonlar gibi görüntüler elde edilmektedir. Sayısal verilerle renk haritalamasına birlikte bakıldığında kuvvetin gerilme-gerinim tarzında oluşturduğu etkiler yorumlanabilir bir hal almaktadır. Bazı sistemlerde ise yer değiştirme verileri bir çıktı olarak sunulmakta ve lineer denklemlerin çözümlenip yorumlanmasında bu yer

değiştirme miktarları kullanılır. Yer değiştirme verileri özellikle dinamik analizde önem kazanmaktadır.

2.5.7.3. Lineer ve Nonlineer Analizler

Lineer analizler; gerilme-gerinim eğrisinde elastiklik sınırına kadar doğrusal bir ilişki gösteren ve tüm hacimleri tek bir yapıdan oluşan materyaller için uygun olmakla birlikte, biyolojik sistemlerdeki daha karmaşık davranış özellikleri gösteren ve daha gerçekçi olarak modellenmesi gereken yapılar için geçerlilikleri tartışmalıdır. Bu yüzden viskoelastik özelikler gösteren biyolojik yapıların incelenmesinde nonlineer analizler kullanılmaktadır.

Nonlineerlik 3 grup altında toplanabilir:

- Materyal nonlineerliği
- Objeler arası ilişkilerin değişimine bağlı nonlineerlik
- Geometrik nonlineerlik

Materyal nonlineerliği, yapının dayanıklılığının farklı yükleme seviyeleri ile değişimi anlamına gelir ve bu materyaller nonlineer gerilme-gerinim ilişkileri gösterirler. Zamana ve doğrultuya bağlı yükleme hikayesi, sıcakık gibi çevre şartları ve kuvvetin uygulama süresi gibi birçok faktör materyalin gerilme-gerinim ilişkisinş etkileyebilir. Ağız içi yumuşak dokular, periodontal dokular, suturalar ve artiküler disk gibi yapıların dinamik özellikleri bu yolla gerçeğe en yakın şekilde modellenebilir.

Objeler arası ilişkilerin değişimine bağlı nonlineerlik; ağız içinde diş-diş arası ve materyal-doku arası kontakt noktalarında görülmektedir. Bu yapıların birbirleri ile olan ilişkileri zamana bağlı değişkenlik göstermektedir.

Değişen geometrik konfigürasyonlar materyalin nonlineer davranmasına neden olabilir. Geometrik nonlineerlik, ark telleri gibi materyallerde zamana bağlı oluşan deformasyonlar ile karakterizedir. Nonlineer analizler, lineer statik bir model ile çözülemeyecek olan yapıların gerilme altındaki davranışlarını değerlendirmede çok güçlü bir yaklaşım haline gelmiştir.

2.5.7.4. Sonlu Elemanlar Analizi Yönteminin Avantajları

a) Karmaşık bir geometriye sahip katı modellerin dahi modellenebilmesi

b) Sınırsız sayıda farklı materyal ile gerçeğe yakın modeller elde edilebilmesi

c) Yapıdaki yer değiştirmelerin ve stres dağılımlarının incelenebilmesi

d) Yapının geometrisinin, materyal özelliklerinin, sınır koşullarının sınırsız sayıda değiştirilebilmesi nedeniyle deneysel ve kontrollü bir analizin yapılabilmesi

e) Model üzerinde istenen herhangi bir noktanın stres miktarının teorik olarak gerçek değerlerle hesaplanabilmesi

f) Invaziv olmayan bir metod olup analiz sırasında hastanın fiziksel olarak varlığına gerek duyulmaması

g) Diş, periodontal ligament, alveoler kemiğin kortikal ve spongioz kısımları gibi yapıların simülasyonunun yapılabilir olması

h) Dişlere uygulanan kuvvetin şiddeti, yönü, doğrultusu istenilen noktadan uygulanabiliyor olup dişlerdeki yer değiştirme miktarının görsel olarak grafiklerle gösterilebiliyor olması

i) Çalışmanın ve analizin sınırsız sayıda tekrarlanma imkânının bulunmasıdır

2.5.7.5. Sonlu Elemanlar Analizi Yönteminin Dezavantajları

Var olan avantajlarına karşın sonlu elemanlar analizi yönteminin sanal ortamda oluşturulan bir simülasyon olduğu her zaman akılda tutulmalıdır. Bu analiz sonucunda elde edilen veriler, varyansı olmayan matematiksel matris problemlerinin bilgisayar tarafından çözülmesi ile ortaya çıktığı için istatistiksel analizleri yapılamamaktadır. Modellenen yapının materyal özelliklerinin, kuvvetlerin uygulama noktasının, doğrultusunun, şiddetinin çok hassas ve yüksek öneme sahip olması nedeniyle bu aşamalarda yapılan hatalar analiz sonuçlarını gerçeklikten uzaklaştırmaktadır. Sonlu elemanlar analizinde, modellenen yapının detaylı olarak bilgisayar ortamına aktarılmasının gerekliliği, yüksek işlem hızında bilgisayarlara ihtiyaç duyulması aksi

takdirde analizin zamanının uzaması, gerçek şartların model üzerinde uygulanmasının bilgisayar donanımı ve sonlu elemanlar programının kapasitesi ile sınırlı olması gibi dezavantajları mevcuttur. Var olan dezavantajları, diş hekimliği uygulamaları açısından değerlendirildiğinde sonlu elemanlar analizi yönteminde var olan sınırlamalar farklı dezavantajları da beraberinde getirmiştir. Dentofasiyal yapılar çok katmanlı ve birçok dokuyu içinde barındıran çok karmaşık bir anatomiye sahiptir. Diş hekimliğinde katı modellerin oluşturulması ve materyal özelliklerinin belirlenmesinin zor olduğu bazı yapılar mevcuttur. Bu yapıların matematiksel olarak probleme yansıtılmasının karmaşık olması ve analiz sonuçlarına etkisinin az olması nedeniyle analizlerde hesaba katılmaması analizin tam gerçeklikte gerçekleştirilememesine neden olmaktadır. Bu yapılara bağ dokuları, ligamentler, eklemler, eklem sıvısı örnek olarak verilebilir.

Sonlu elemanlar analizinde oluşturulmuş olan modellerin matematiksel problemin çözümüne imkân sağlayacak kadar sade ve gereksiz ayrıntıları içermemesi, buna karşın gerçek yapıyı da mümkün olan en iyi şekilde tanımlayabilmesi gerekmektedir. Elde edilen değerlerin, stres dağılımlarının ve yer değiştirmelerin dikkatli bir şekilde incelenip yorumlanması gerekmektedir. Bu tür çalışmaların sonucunda klinik olarak bir çıkarım yapılacağı zaman elde edilen verilerin en doğru ve güvenilir şekilde değerlendirilmesi azami önem taşımaktadır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Travma ya da diş çürüğü nedeniyle pulpanın canlılığını yitirmesi kök gelişiminin durmasına neden olur. Günümüzde tek seans apeksifikasyon, revaskülarizasyon veya modifiye apeksifikasyon yöntemleri gibi tedaviler ile eksik kök yapısının güçlendirilmesi ve kök oluşumunun tamamlanması başarılı bir şekilde gerçekleştirilebilmektedir. Hem yapılan tedavi süresi boyunca hem de tedavinin tamamlanmasının ardından dişin uzun dönem prognozunu fonksiyonel veya fonksiyonel olmayan kuvvetler karşısındaki durumu belirlemektedir. Kök oluşumunu tamamlamamış dişlerde zayıf olan diş yapısını güçlendirilmesi adına seçilecek tedavi yöntemi oldukça önemlidir. Bu bakımdan kuvvet altındaki dişlerde oluşabilecek stres alanlarının incelenmesi klinisyenlere tedavinin uzun dönem başarısı için fikir verecektir.

Bu tez çalışmasında, gelişmiş medikal görüntüleme sistemleri ve bilgisayar yazılımları sayesinde, dişe gelen fonksiyonel kapanış kuvveti ve oluşabilecek travmatik kuvvetler karşısında, dişin farklı kök bölgelerinde oluşabilecek stresleri incelemek amacıyla sonlu elemanlar stres analizinden yararlanıldı. Ayrıca oluşan streslerin, tedavi yöntemlerinin ve bu tedavilerde kullanılan farklı kanal dolum materyallerinin farkına göre değişip değişmeyeceği incelendi.

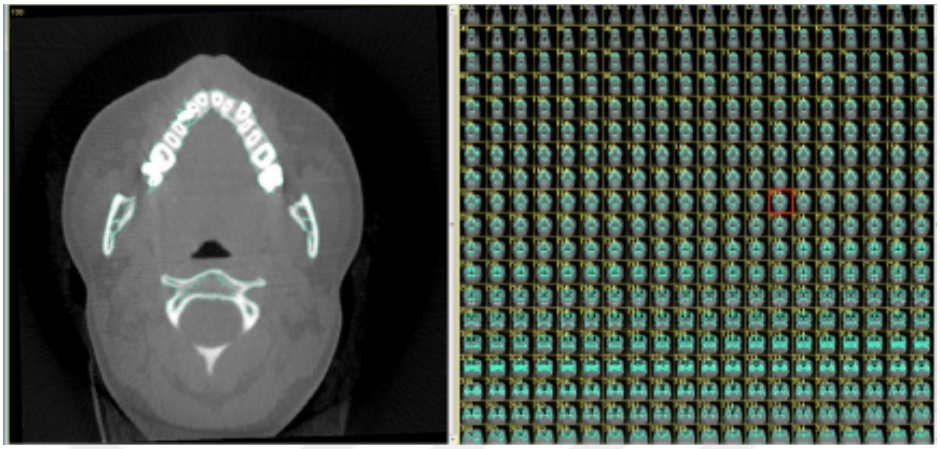
Çalışma, Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'nda planlanmış, Ay Tasarım Ltd. Şti.'de gerçekleştirilmiştir. Tüm tedavi yöntemleri ve uygulama yöntemleri ilgili literatürdeki bilgiler temel alınarak planlanmıştır.

Ay Tasarım Ltd.Şti'nin arşivinde bulunan 18 yaşında dental gelişimini tamamlamış hastanın kesit kalınlığı 0,4 mm olarak çekilmiş dental tomografik görüntüsünden yararlanıldı. Kök ve kök ucu gelişimini tamamlamış diş seçilmesindeki amaç; kök ucunun oluştuğu ve oluşmadığı durumları birbirleri ile karşılaştırmaktır.

3.1. Maksiller Kemik Dokuların Modellenmesi

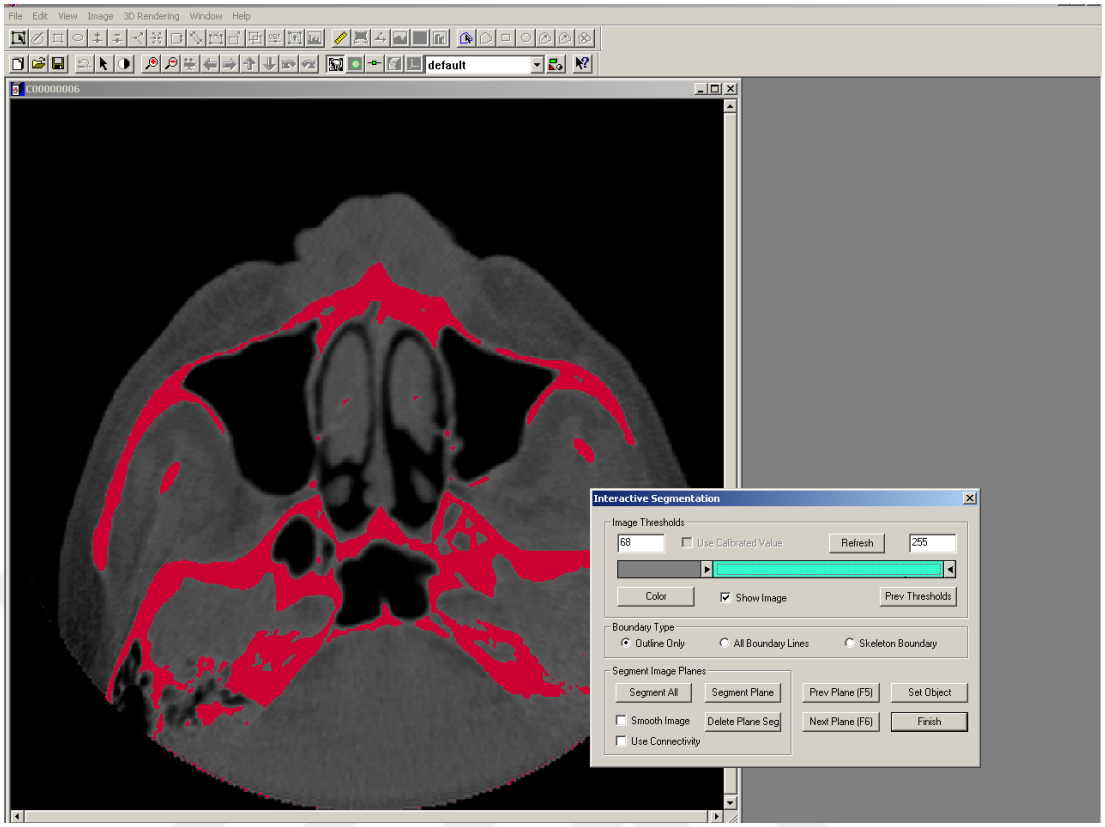
Maksiller kemik dokularının elde edilebilmesi için herhangi kraniyofasiyal bozukluğu olmayan erişkin bir hastanın maksillası, konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (ILUMA, Orthocad, CBCT, 3M Imtec, Oklahoma, USA) yardımıyla taranmıştır.

Taramada 120 kvp, 3,8 mA'de 40 saniyelik tarama ile 601 kesit elde edilmiş olup elde edilen hacimsel veri 0,2 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edilmiştir.



Şekil 3.1. Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi ile elde edilen 601 kesit içeren görüntü

Rekonstrüksiyon ile elde edilen kesitler, DICOM 3.0 formatında 3D-Doctor (Able Software corp. MA, USA) yazılımının içine aktarılmıştır. 3D-Doctor yazılımı magnetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi de olmak üzere pek çok görüntüleme sistemi ile elde edilen görüntülerin, bilgisayar ortamında yeniden oluşturulabildiği bir yazılımdır. 3D-Doctor programında mevcut olan "Interactive Segmentation" yöntemi ile Hounsfield Ünitesi (HU) değerleri düzenlenerek kemik dokusu ayrıştırılmıştır. HU; CBCT görüntülerinde, dokuların göreceli yoğunluklarını nesnel olarak değerlendirmek için kullanılan x ışının farklı dokulardan geçerken soğurulma ya da direk geçiş miktarları doğrultusunda tanımlanmış Hounsfield skalasındaki bir değeri ifade etmektedir. Hounsfield Skalasının başlangıç ve bitiş değerleri hava ve suya ait değerlerle belirlenmiştir. Havanın değeri HU = -1000 iken suyun değeri HU= +1000 değerinde olup dokuların yoğunlukları bu iki değer arasında yer almaktadır. Kortikal kemik elementleri 1400 – 2000 HU, spongioz kemik ise 600 HU'nun altında olacak şekilde atanmış olup bu aralıklar rapor edilmiş CBCT taramalarındaki materyal limit aralığında yer almaktadır.



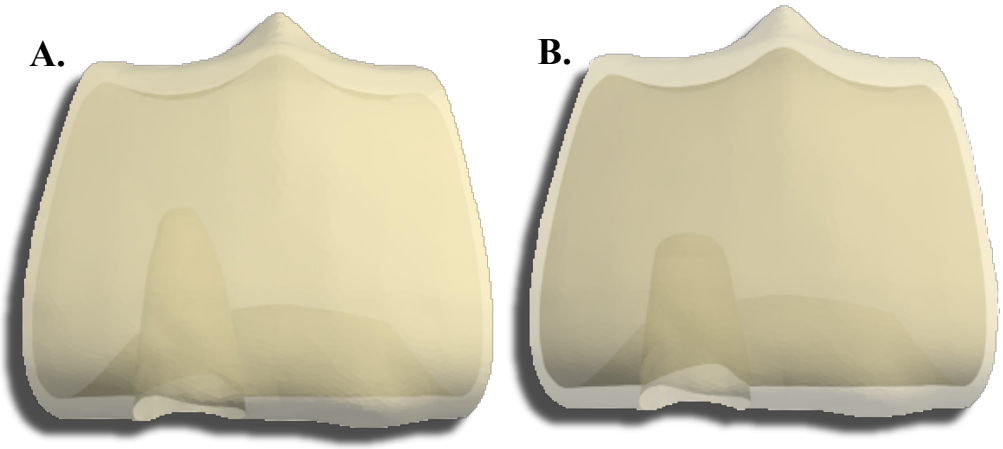
Şekil 3.2. "Interactive Segmentation" yöntemi ile kemik dokusunun CBCT'den ayrıştırılması

Ayrıştırılan kesitler "3D Complex Render" yöntemi ile üç boyutlu model haline getirilmiştir. Bu adımda kemik dokusuna offset komutu uygulanarak dış kemik yüzeyini paralel olarak takip eden ve bu yüzeyin 2 mm altında seyredecek şekilde spongioz kemik oluşturulmuştur. Böylece, Yang ve ark.(2007)'ın çalışmalarında uyguladıkları gibi 2 mm kalınlığında kortikal kemik tabakası elde edilmiştir (Yang ve ark., 2007).

Elde edilen üç boyutlu model, 3D-Doctor yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen, düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan ve pürüzsüz bir yüzeye sahip maksiller kemiğin üç boyutlu kemik modeli elde edilmiştir. Yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişiklikler yapılabilmektedir. U şeklinde orta genişlikte ve orta uzunluktaki alveol kavsi şekli çalışmamızda kullanılmak üzere seçildi. Elde edilen bu üç boyutlu model ".stl" formatında bir dosya halinde dışa aktarılarak "Rhinoceros 4.0" üç boyutlu modelleme yazılımına aktarılmıştır.

Şekil 3.3. U şeklinde elde edilen alveol kavsi modeli

Modelleme sırasında alveol kreti genişliği 6 mm, yüksekliği 25 mm olarak alınmıştır. 6 mm'lik kret genişliği çizimi yapılırken, kret tepesinden geçen çizginin içine ve dışına üçer milimetrelik mesafe bırakılmıştır. Maksiller sağ santral dişin kök ucu gelişimini tamamladığı ve tamamlamadığı durumlar olmak üzere diş soketi iki farklı şekilde modellenmiştir.

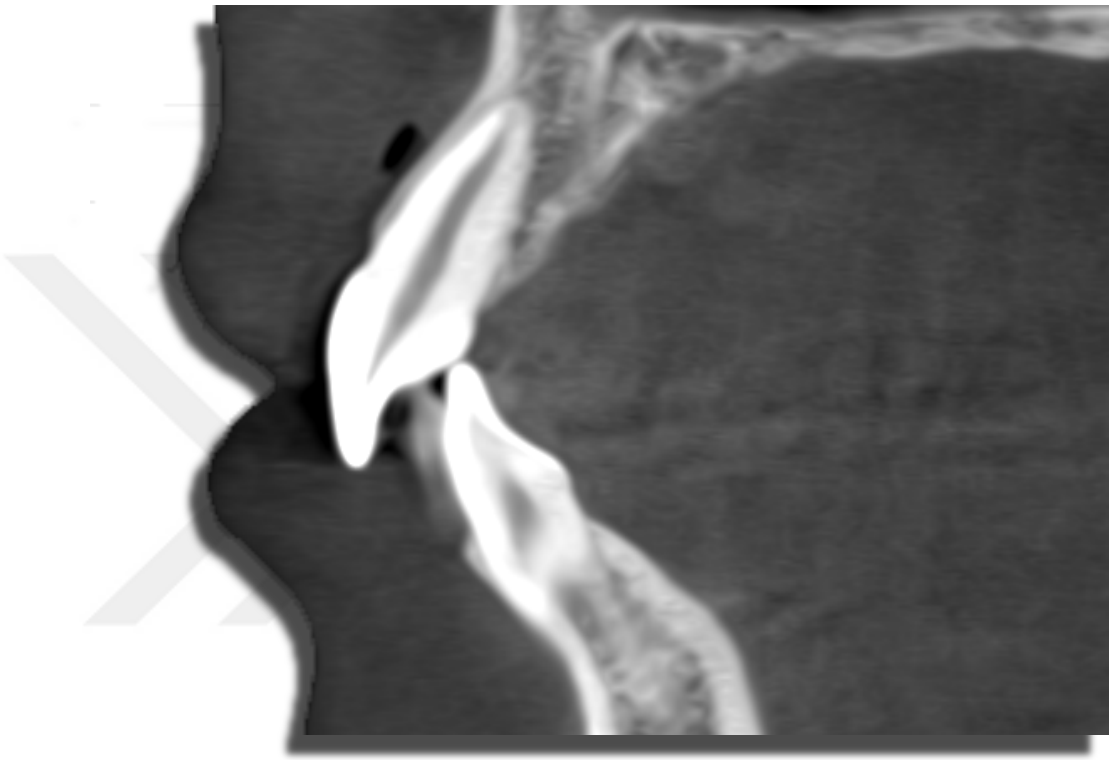


Şekil 3.4. A. Kök gelişimini tamamlamış diş soketine sahip kemik modeli

B. Kök gelişimini tamamlamamış diş soketine sahip kemik modeli

3.2. Dişlerin Modellenmesi ve Çalışma Grupları

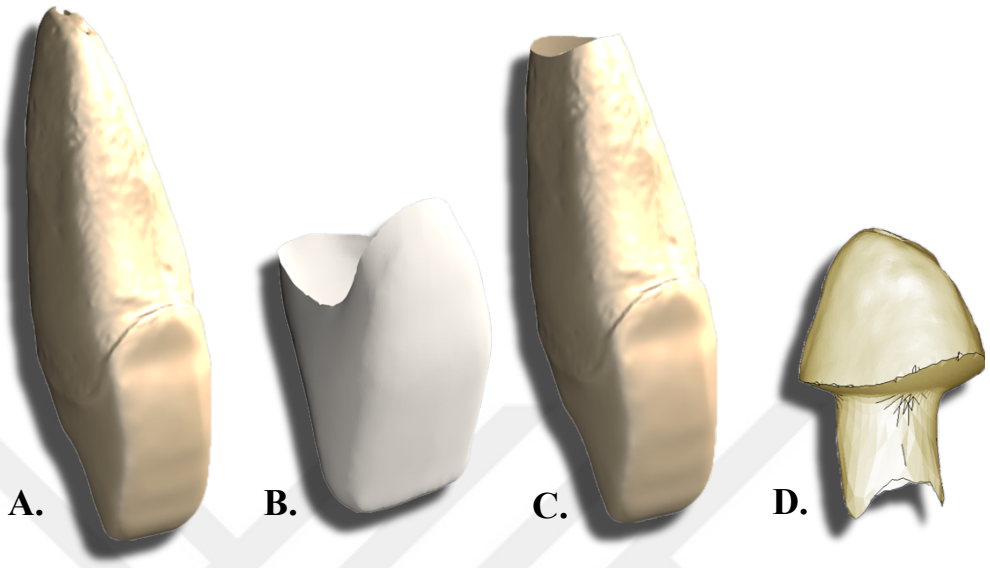
Çalışmamızda kök gelişiminin tamamlandığı sağlıklı bir sağ maksiller santral diş modeli üzerinde çalışılmıştır. Burada amaç; rejeneratif tedaviler sonrası oluşan kök dokularının dentin yerine sement benzeri bir doku ile tamamlanması nedeniyle bu iki farklı durumu karşılaştırmaktır.



Şekil 3.5. Maksiller santral dişin tomografik kesitsel görüntüsü

CBCT ile alınan maksiller sağ santral dişin kesitsel görüntüleri DICOM formatında 3D-Doctor programına aktarılmıştır. 3D-Doctor programı ile çalışmamızda model olarak kullanacağımız maksiller santral dişin üç boyutlu modeli oluşturulmuş ve ".stl" formatında "Rhinoceros 4.0" üç boyutlu modelleme yazılımına aktarılmıştır. Rhinoceros modelleme programı ile tomografik görüntülerde ki ölçümlerden referans alınarak mine, dentin, pulpa boşluğu ve kök kanal boşluğunun kalınlıkları ölçeklendirme yöntemi ile tasarlanmıştır. Sağlıklı ve kök gelişiminin tamamlamış diş modelinden Cvek'in tanımladığı kök gelişim evrelerinden 4. evrenin modellemesinin yapılması amacıyla kök ucundan tüm kökün yaklaşık %20 oranına kadar olan kısmı çıkarılmıştır(Cvek, 1992; Bucchi ve ark., 2019). Rejeneratif

tedavilerde kök ucunda oluşan sement tabakası, kalınlığı ve kök kanalı içerisinde ki uzantısı literatürden alınan bilgiler ışığında tasarlanmıştır.



Şekil 3.6. Modeli yapılan dişin bölümleri

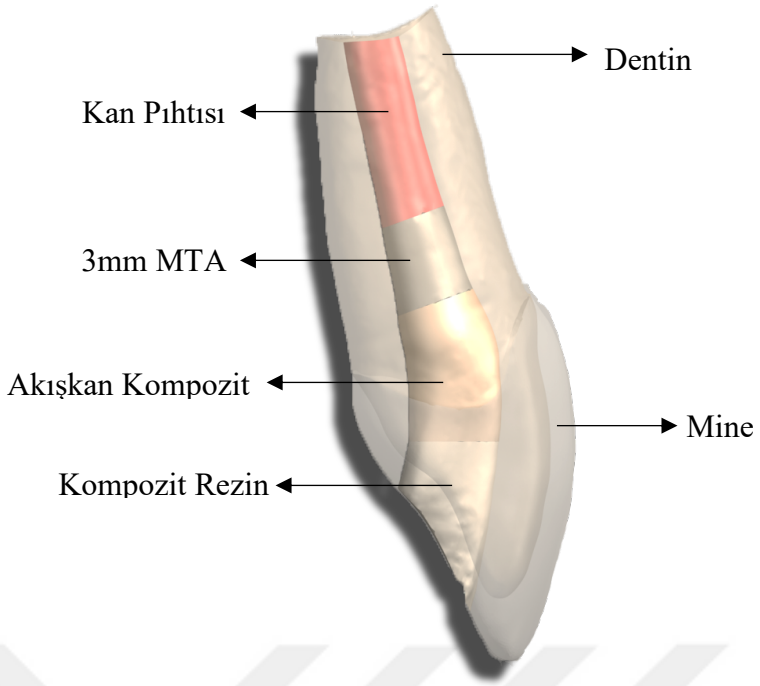
A. Kök gelişiminin tamamlandığı dentin modeli
B. Mine modeli
C. Kök gelişiminin tamamlanmadığı dentin modeli
D. Kök ucunda gelişen sement modeli

Çalışmamızda ikisi kontrol grubu olmak üzere toplam on bir grup tasarlanmıştır. Bütün gruplardaki modellerin üç boyutlu çizimi literatürdeki bilgiler ışığında yapılmıştır.

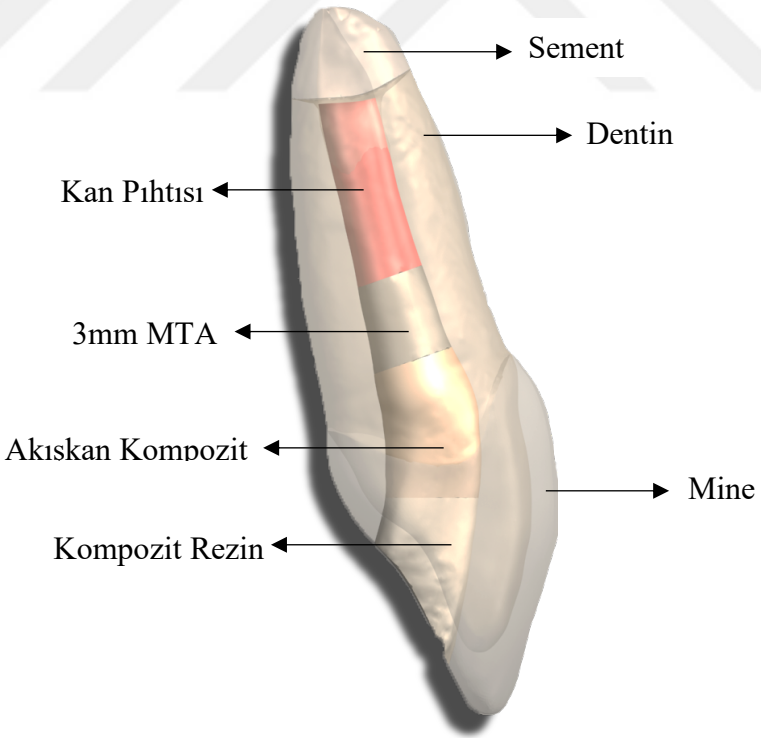
3.2.1. MTA ile Yapılan Revaskülarizasyon Tedavisi Grupları

Grup 1: MTA ile koronalde bariyer oluşturularak yapılan revaskülarizasyon tedavisini temsil etmektedir. Kök ucu gelişmemiş dişte; kök kanalında kan pıhtısı ve üzerinde 3mm kalınlığında MTA yerleştirilmiştir. Koronal restorasyon, akışkan kompozit üzerine normal kompozit ile modellenmiştir (Şekil 3.7).

Grup 2: MTA ile yapılan revaskülarizasyon tedavisinde, kök ucu gelişiminin sement ile oluştuğu durum modellenmiştir (Şekil 3.8).



Şekil 3.7. MTA ile yapılan revaskülarizasyon tedavisi

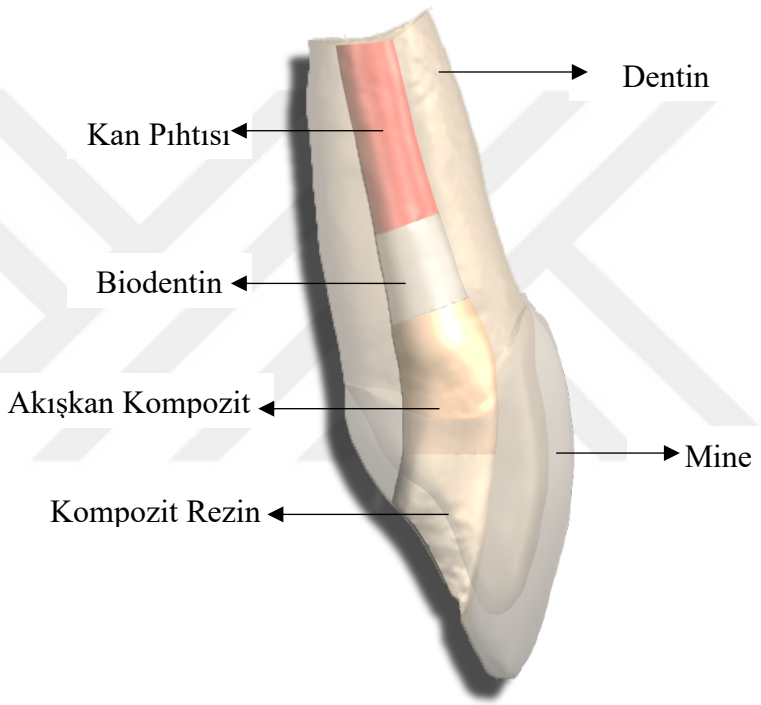


Şekil 3.8. MTA ile yapılan revaskülarizasyon tedavisinde kök ucunun oluştuğu model

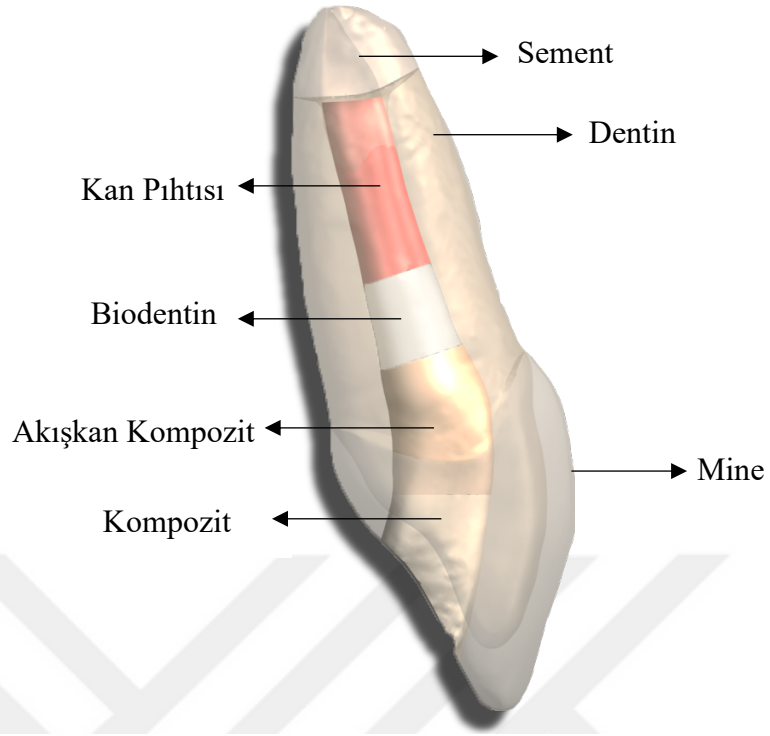
3.2.2. Biodentin ile Yapılan Revaskülarizasyon Tedavisi Grupları

Grup 3: Biodentin ile koronalde bariyer oluşturularak yapılan revaskülarizasyon tedavisini temsil etmektedir. MTA ile yapılan revaskülarizasyon tedavisindeki tüm parametreler aynıdır. (Şekil 3.9).

Grup 4: Biodentin ile yapılan revaskülarizasyon tedavisinde, kök ucu gelişiminin sement ile oluştuğu durum modellenmiştir (Şekil 3.10).



Şekil 3.9. Biodentin ile yapılan revaskülarizasyon tedavisi

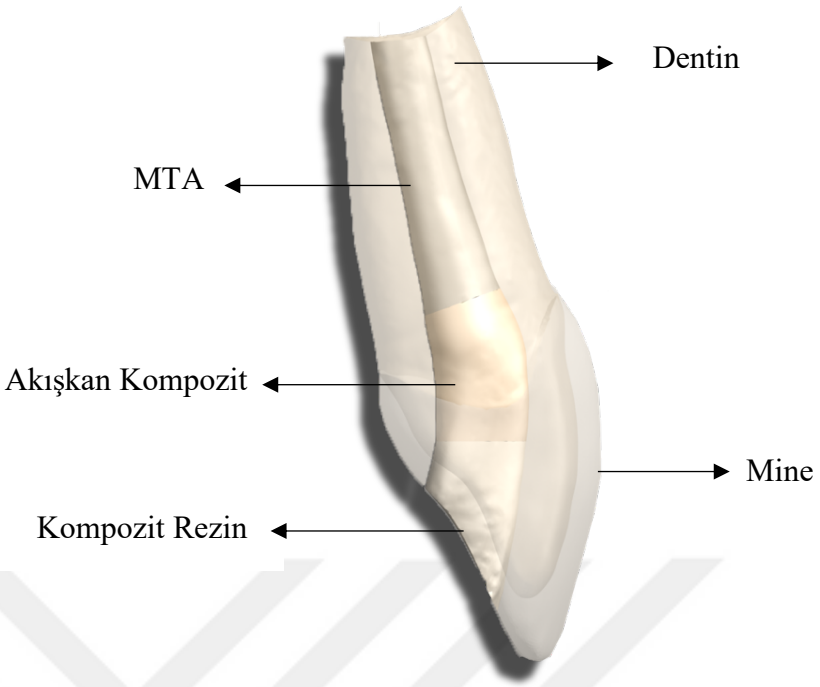


Şekil 3.10. Biodentin ile yapılan revaskülarizasyon tedavisinde kök ucunun oluştuğu model

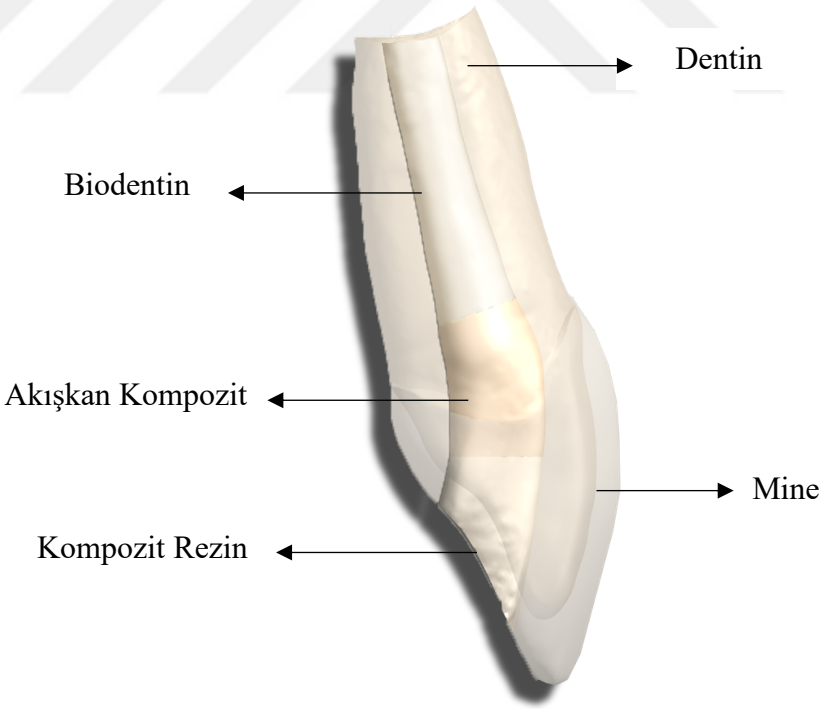
3.2.3. MTA ve Biodentin Kullanılarak Yapılan Apeksifikasyon Tedavisi Grupları

Grup 5: Kök kanalının mine-sement sınırına kadar monoblok bir şekilde MTA ile dolum yapıldığı apeksifikasyon tedavisini temsil etmektedir. Koronal restorasyon akışkan kompozit rezin ve normal kompozit ile modellenmiştir (Şekil 3.11).

Grup 6: Kök kanalının mine-sement sınırına kadar monoblok bir şekilde Biodentin ile dolum yapıldığı apeksifikasyon tedavisini temsil etmektedir. Koronal restorasyon akışkan kompozit rezin ve normal kompozit ile modellenmiştir (Şekil 3.12).



Şekil 3.11. MTA ile yapılan apeksifikasyon modeli

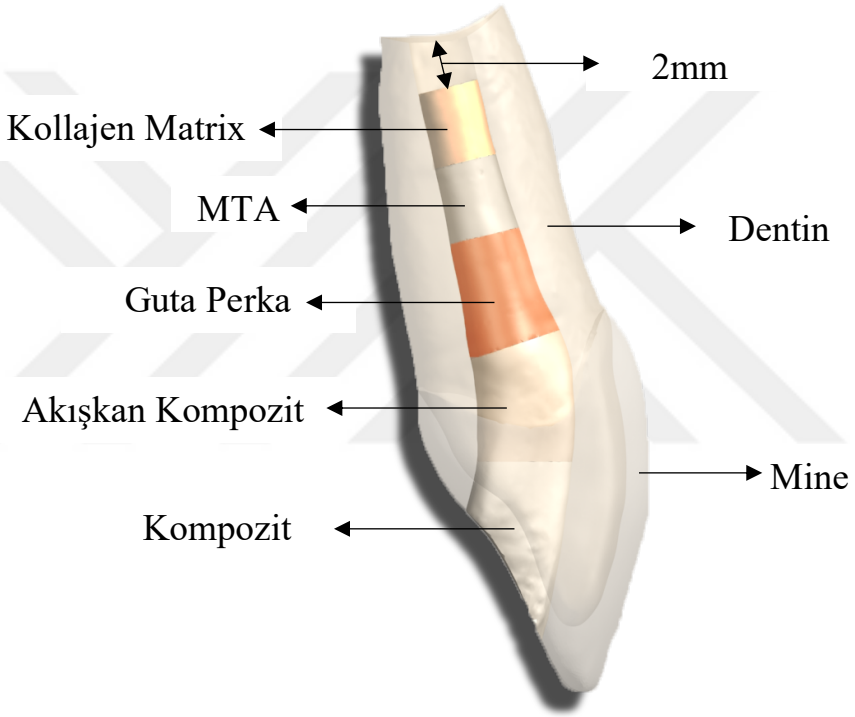


Şekil 3.12. Biodentin ile yapılan apeksifikasyon modeli

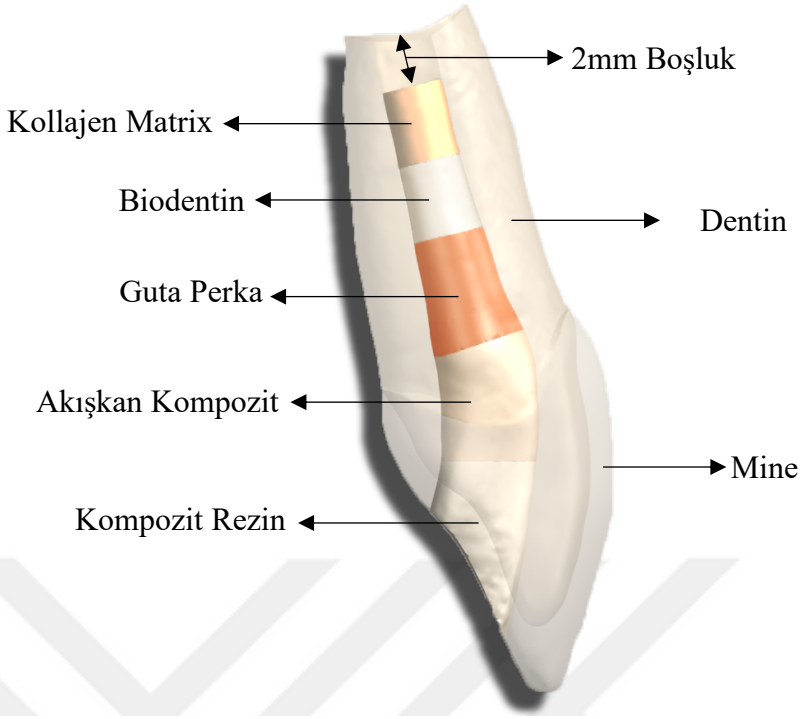
3.2.4. Modifiye Apeksifikasyon Tedavisi Grupları

Grup 7: Songtrakul ve arkadaşlarının tanımladığı şekilde kök ucunda 2mm boşluk bırakılıp kök ucundan krona doğru sırasıyla 3mm kollajen matrix, 3mm MTA, mine-sement sınırına kadar gütaperka ile dolumun yapıldığı tedavi yöntemi modellenmiştir (Songtrakul ve ark., 2020)(Şekil 3.13).

Grup 8: Aynı tedavi yönteminde MTA'nın yerine Biodentinin kullanıldığı tedavi modellenmiştir (Şekil 3.14).



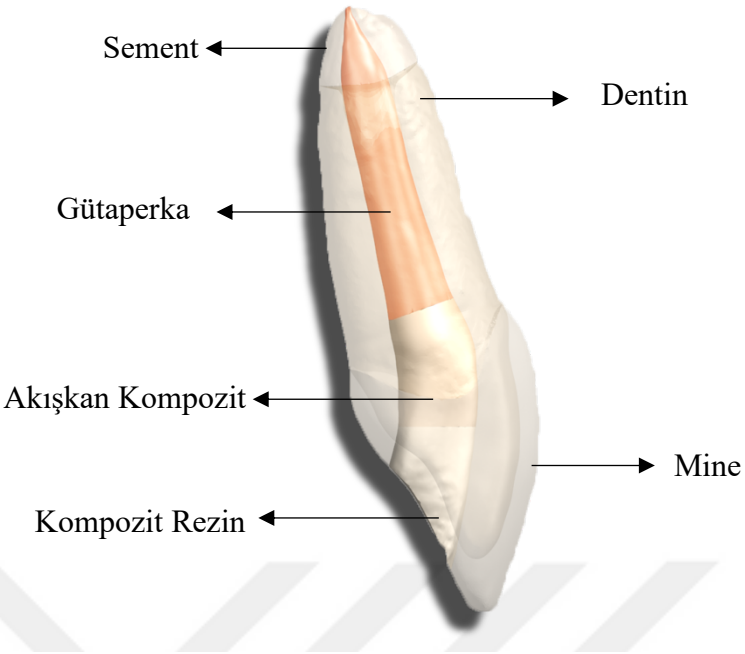
Şekil 3.13. MTA ile yapılan modifiye apeksifikasyon modeli



Şekil 3.14. Biodentin ile yapılan modifiye apeksifikasyon modeli

3.2.5. Kök Ucu Gelişimini Rejenerasyonla Tamamlamış Dişte Yapılan Geleneksel Kanal Tedavisi

Grup 9: Kök ucu gelişimini rejeneratif tedavi ile tamamlamış dişte, geleneksel endodontik tedavinin yapıldığı durumu temsil etmektedir. Kök ucu çapı 0.25mm olacak şekilde, mine-sement sınırına kadar guta perka ile dolum yapıldığı ve koronal restorasyonun akışkan kompozit üzerine normal kompozit ile bitirildiği tedavi şeklini temsil etmektedir (Şekil 3.15).

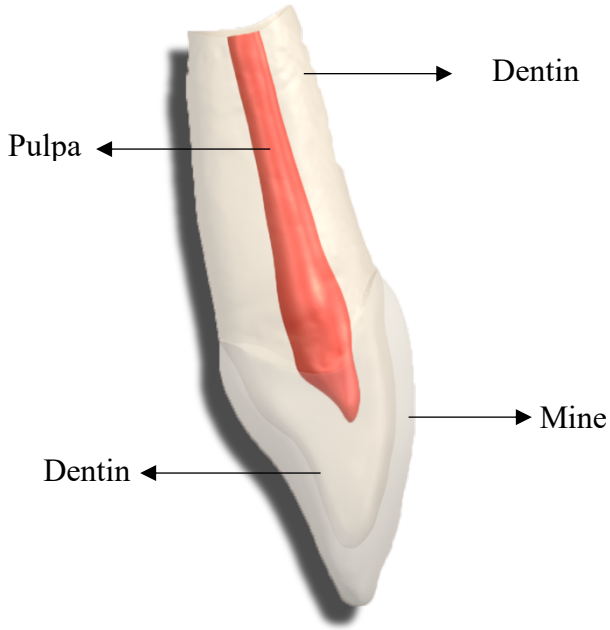


Şekil 3.15. Geleneksel kök kanal tedavisi modeli

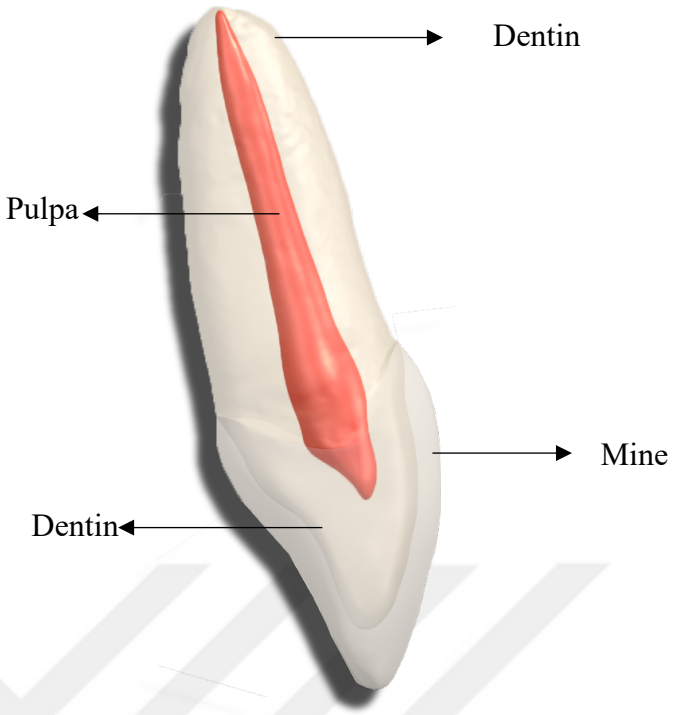
3.2.6. Kontrol Grupları

Grup 10: Kök gelişiminin tamamlanmadığı canlı dişi temsil etmektedir (Şekil 3.16).

Grup 11: Kök gelişiminin tamamlandığı dişi temsil etmektedir (Şekil 3.17).



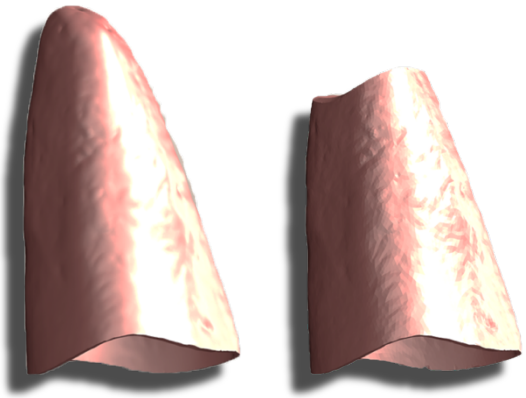
Şekil 3.16. Kök gelişimini tamamlamamış diş modeli



Şekil 3.17. Kök gelişiminin tamamlandığı diş modeli

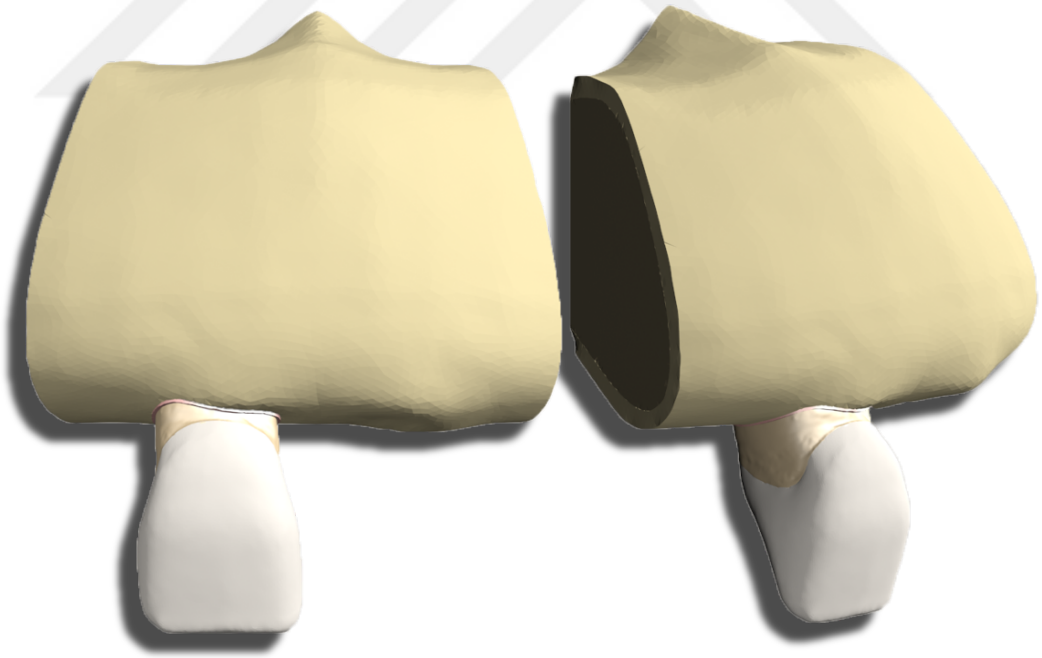
3.3. Periodontal Ligamentin Modellenmesi

Tomografik görüntüden periodontal ligamentin modellenmesinin zor oluşu ve her yerde aynı kalınlıkta olmaması nedeniyle, dentinin dış yüzeyinden ölçeklendirilerek ortalama değerler kullanılmıştır. Literatürdeki bilgilerden yararlanarak periodontal ligamentin kalınlığı 0.25mm olarak belirlendi. Diş kökünün alveoler kemik içerisinde kalan kısımlarının yüzeylerine "Slice" ve "Boolean" işlemi uygulanarak ayrıştırma yöntemi ile periodontal ligamentin modeli oluşturuldu (Şekil 3.18). Sement tabakasının çok ince olması ve bu incelikte fiziksel özelliklerini gösterememesi nedeniyle modellemede ihmal edilmiştir. Dişler oluşturulan periodontal ligament üzerine boşluk olmayacak şekilde yerleştirildi.



Şekil 3.18. Periodontal ligament modeli

Maksiller kemik modeli, periodontal ligament ve herbir grup içerisinde ki diş modeli birbirleri ile uygun konumda konumlandırılmalarını takiben birleştirilmiş ve dişli çalışma modeli elde edilmiştir(Şekil 3.19).

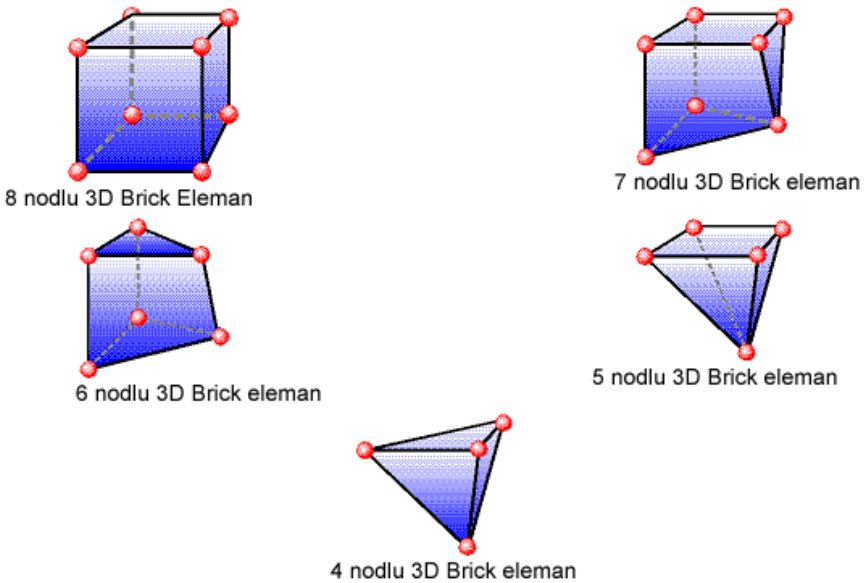


Şekil 3.19. Diş modelleri, periodontal ligament ve maksiller kemiğin birleştirildiği model

3.4. Mesh Yapısının Oluşturulması

Rhinoceros'da yapılan modellemeler, üç boyutlu koordinatlar korunarak VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) aktarılmış ve bu program vasıtası ile geometrik model oluşturulmuştur. VR Mesh Studio yazılımında yapılan modeller, Fempro (Algor, Inc. Pittsburgh, PA, ABD) yazılımına ".stl" şeklinde yüzey verisi olarak aktarılmıştır. Algor yazılımında analizlerinin yapılabilmesi için, içi dolu şekilde meshlenmesi gerekmektedir.

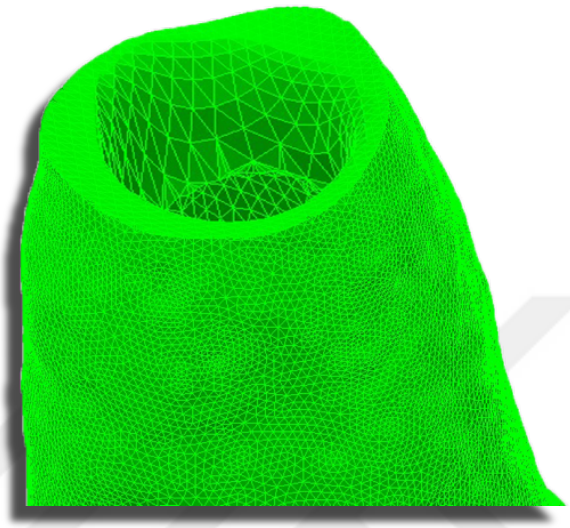
Meshleme işleminde, modeller mümkün olabildiğince 10 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturulmuştur. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışılmıştır. Modellerde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir. Burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrildi. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Algor programı modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanır. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı



durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılır (Şekil 3.20).

Şekil 3.20. Algor yazılımının mesh yapısında kullandığı eleman çeşitleri

Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde, tedavi gruplarında ki diş örnekleri, kemik dokular ve çevre dokuları içeren modeller, boyutlarını da göz önünde bulundurarak mümkün olduğunca fazla eleman ve düğüm sayısı seçilmiştir.



Şekil 3.21. Kök ucunun meshli görüntüsü

3.5. Materyallerin Fiziksel Özellikleri ve Sınır Koşullarının Belirlenmesi

Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer olduğunu göstermektedir. İzotropik olması ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır. Linear elastisite; yapının deformasyon veya gerilimin uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesi demektir. Bu sebeple periodontal ligament dışında maksilla ve dental yapılardaki değişkenliklerin önüne geçmek için tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edilmiştir. Çalışmamız da kullanılan lineer elastik materyallerin elastik modül ve poisson oranı gibi özellikleri literatürdeki bilgilerden alınmıştır (Craig ve ark., 1958; Weinstein ve ark., 1980; Ausiello ve ark., 2002; Malek ve ark., 2003; Haecker ve ark., 2005; Wenger ve ark., 2007; Ruse, 2008; Lin ve ark., 2014; Gialain ve ark., 2016).

Tablo 3.1. Lineer özellik gösteren materyallerin Elastik modülü ve Poisson oranları

	Elastik Modül (Mpa)	**Poisson Oranı**
Mine	84100	0.31
Dentin	18600	0.31
Sement	8150	0.30
Kortikal Kemik	13700	0.30
Spongiyoz Kemik	1370	0.30
Akışkan Kompozit	5100	0.27
Kompozit	12000	0.33
Guta Perka	140	0.45
MTA	11760	0.314
Biodentin	22000	0.33
Kollajen Matrix	200	0.3
Pulpa	3	0.45

Periodontal ligament üzerinde yapılan sıkıştırma ve yer değiştirme testlerinde, farklı zamanlarda yük değişiminin doğrusal olmayan davranışlar gösterdiği görülmüştür (Qian ve ark., 2009). Bu nedenle periodontal ligament hiperelastik olarak kabul edilmiş ve sonlu elemanlar analizinin bir parçası olarak nonlineer olarak hesaplamaya katılmıştır. Bu hesaplamada Mooney-Rivlin modelleme yönteminden faydalanılmıştır. Hiperelastik materyal olarak kabul ettiğimiz periodontal ligamentin birden fazla elastisite modülü vardır. Bu modeleme yöntemi ve tanımlanan formüle göre hesaplamaları yapılarak elde edilmiştir.

Tablo 3.2. Periodontal ligamentin hiperelastik özellikleri (MPa)

C_{01}	C_{10}	C_{11}	C_{20}	C_{30}
-0.0048	0.00505	0.0012	0.008	0.004

Peridontal ligament üzerine kuvvet uygulandığında hiperelastik özelliğinden dolayı üzerinde biriken enerji, üçüncü dereceden deformasyon enerjisi olarak ifade edilir ve aşağıdaki formül ile hesaplanır (Şekil 3.22).

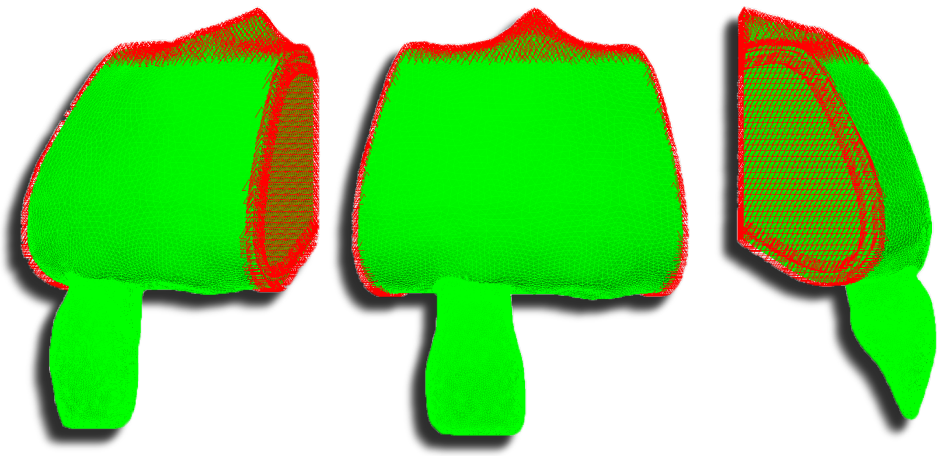
$$W = C_{10}(I_1-3) + C_{01}(I_2-3) + C_{11}(I_1-3)(I_2-3) + C_{20}(I_1-3)^2 + C_{30}(I_1-3)^3$$

Şekil 3.22. Mooney-Rivlin 3. dereceden deformasyon enerjisi formülü

Bu formülde "C" değerleri materyalin farklı zamanlardaki elastik modülünü belirtirken, "I" değeri ise gerinim değişmeyen katsayısını ifade eder.

3.6. Sınır Koşullarının Belirlenmesi

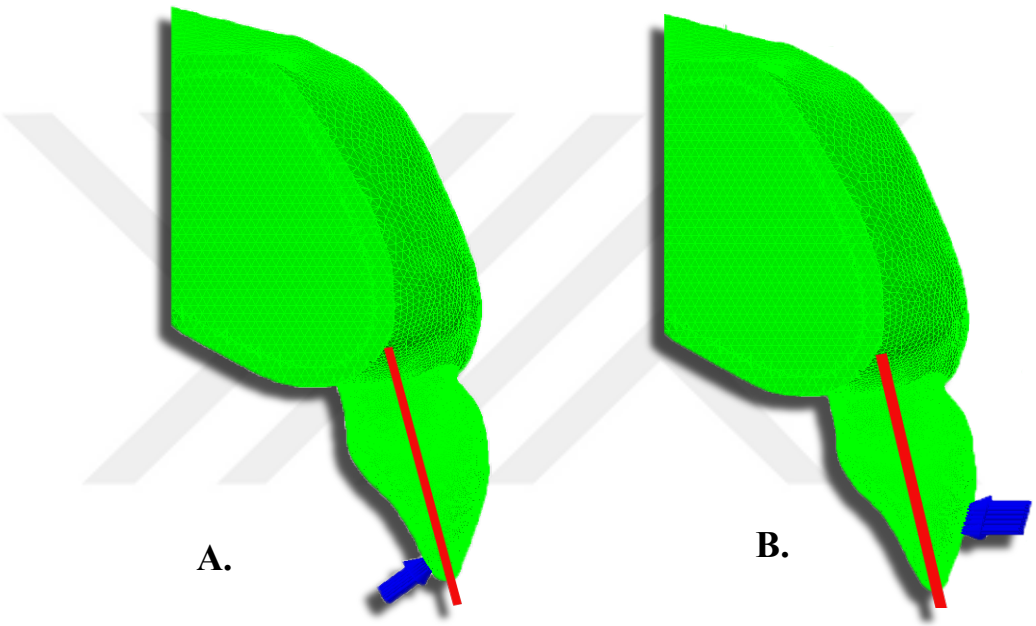
Uzay boşluğunda duran yapıların üzerine uygulanan kuvvetler karşısında sonsuza kadar hareket edecektir. Bu nedenle kuvvet uygulanacak cismin, kuvvet karşısında nasıl davranacağının analiz edilebilmesi için analizi istenen kısma uzak olan bölgelerden sabitlenmektedir. Model içerisinde birbirleri ile etkileşime girecek farklı yapıların hangi şartlar altında etkileşime gireceğinin tanımlandığı sınır koşullarının belirlenmesi gerekmektedir. Model olarak alınan maksilla, üst alt ve yan kısımlarından her DOF (Degree of freedom)'da 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir (Şekil 3.23). Ayrıca periodontal ligament ve alveoler kemik bağlantısı hareketli iken diş arasındaki bağlantı hareketsiz bir bütün olarak tanımlanıp birleştirilmiştir.



Şekil 3.23. Sınır koşullarının belirlenmesi

3.7. Oluşturulan Modeller Üzerine Kuvvet Uygulanması ve Senaryoların Oluşturulması

Analizin yapılması için tüm modeller oluşturulduktan sonra kapanış kuvveti ve travma kuvveti olmak üzere iki farklı kuvvet yüklemesinin tanımlaması yapıldı. Maksiller santral diş üzerinde ki maksimum kapanış kuvveti, kesici kenar bölgesinde dişin uzun aksına 130^{o} açıyla 240N olarak belirlenmiştir. Travmatik kuvvet ise labial bölgeden dişin uzun aksına 90^{o} açıyla 300N olarak uygulanmıştır.



Şekil 3.24. A. Oklüzal kapanış kuvveti uygulama yönü **B.** Travma kuvveti uygulama yönü

Toplam 11 diş modeli üzerinde uygulanan kapanış kuvveti ve travmatik kuvvet olmak üzere toplam 22 farklı senaryo oluşturulmuştur. Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde, seçtiğimiz modellerin de boyutlarını göz önüne alarak mümkün olduğunca fazla eleman ve düğüm sayısı seçilmiştir (Tablo 3.3).

Tablo 3.3. Modeli yapılan grupların eleman ve düğüm sayıları

	Eleman Sayısı	**Düğüm Sayısı**
Grup 1	614457	137451
Grup 2	476437	112272
Grup 3	614457	137451
Grup 4	476437	112272
Grup 5	626205	138384
Grup 6	626205	138384
Grup 7	650083	145497
Grup 8	650084	145522
Grup 9	476732	110929
Grup 10	815993	158021
Grup 11	453068	96559

Sonlu elemanlar stres analizi, Intel Xeon® CPU 3,30 GHz işlemci, 500 GB katı hal sürücülü depolama, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sisteminden gücünü alan bilgisayar üzerinde, Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanarak yapılmıştır. Oluşturulan matematiksel modeller üzerinde uygulanan kuvvetler karşısında ki maksimum ve minimum stres değerleri ve kökün üç farklı bölümünde ki stres dağılımı değerlendirilmiştir. Sonlu elemanlar analizi ile elde edilen sonuçlar, varyansı olmayan matematiksel problemlerin çözümü ile elde edildiği için istatistiksel analizleri yapılamamaktadır.

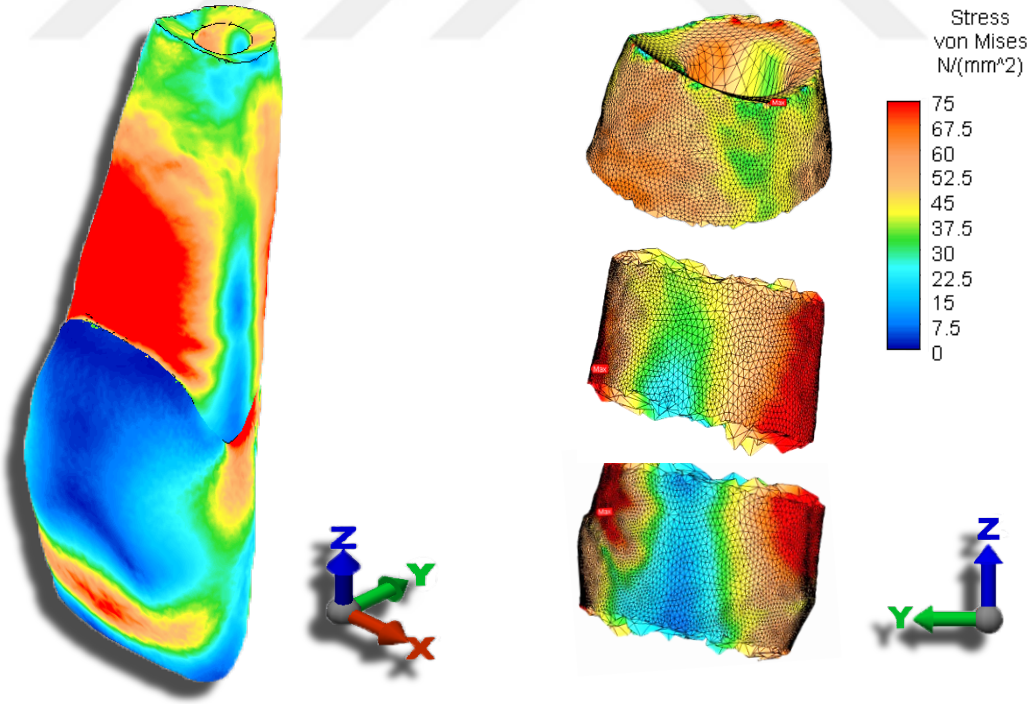
4. BULGULAR

Tez çalışmamızda modeli yapılan diş ve tedavi gruplarına uygulanan fonksiyonel kapanış kuvveti ve fonksiyonel olmayan travma kuvveti karşısında ki dişlerde ve destek dokularda en yüksek stres bölgeleri değerlendirilmiştir. Ayrıca kök dentini apikal, orta ve koronal olmak üzere üç bölgede incelenmiş tedavi grupları ve tedavilerde kullanılan materyal farklılıkları ayrı ayrı incelenmiştir. Stres dağılımı ve stres değerleri, von Mises stres kriterlerine göre değerlendirmeye alınmıştır. Şekillerde görülen kırmızıdan maviye doğru olan renkler, azalan stres ve değerlerini, X-Y-Z işaretleri ise anatomik koordinatları ifade etmektedir.

4.1. Oklüzal Kapanış Kuvveti Karşısında Oluşan Stresler

Dişin uzun aksına göre 130^{o} açıyla uygulanan 240N'luk oklüzyon kuvveti karşısında, tüm gruplarda oluşan en yüksek stres mine üzerinde kesici kenara yakın bölgede palatinal yüzeyde oluşmuştur.

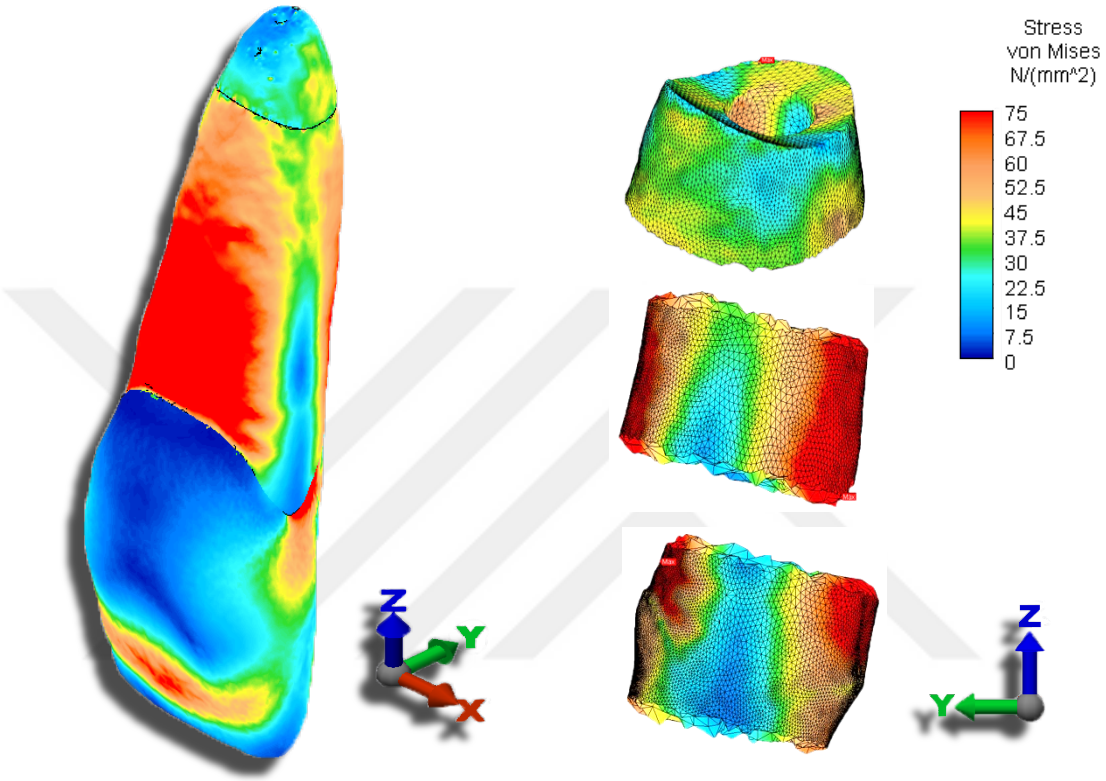
4.1.1. Grup 1



Şekil 4.1. Grup 1 tedavi modelinde, dişte ve kök dentinin üç bölümünde oluşan stres bölgeleri.

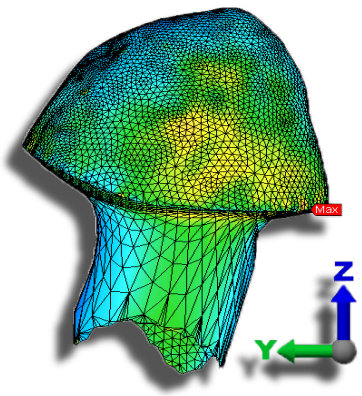
Apikalden koronale doğru dentinde oluşan von Mises stres değerleri sırasıyla 93,835 MPa, 104,840 MPa ve 113,879 MPa'dır. Dentinde en yüksek stres bölgesi servikal bölgenin bukkal yüzeyindedir.

4.1.2. Grup 2



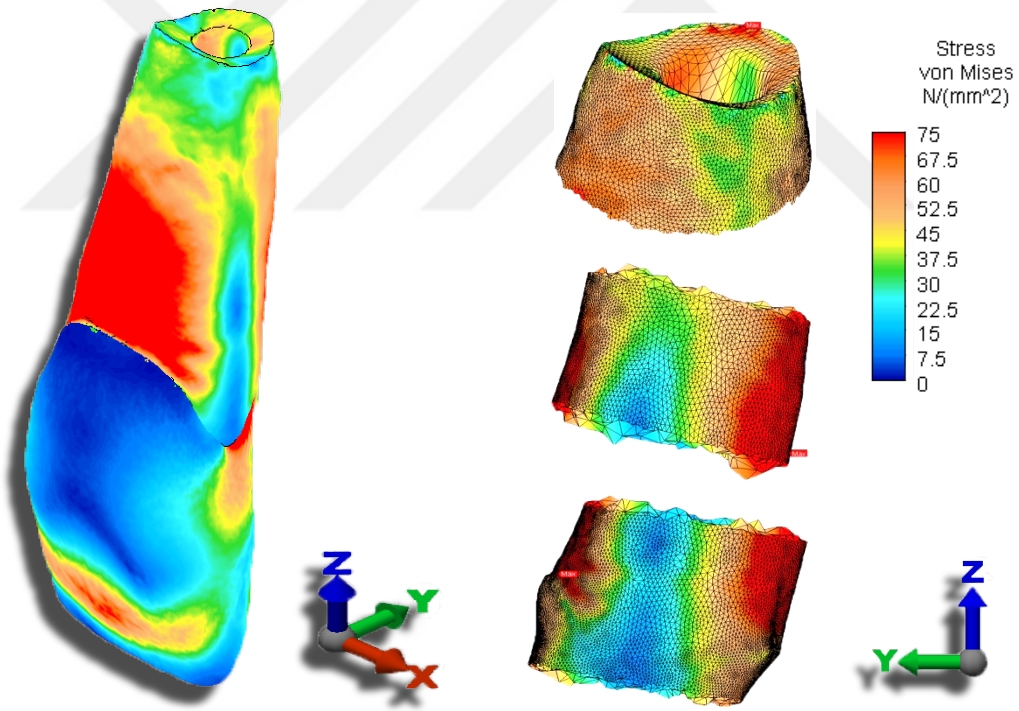
Şekil 4.2. Grup 2 tedavi modelinde, dişte ve kök dentininin üç bölümünde oluşan stres bölgeleri.

Apikalden koronale doğru dentinde oluşan von Mises stres değerleri sırasıyla 87,432 MPa, 95,734 MPa ve 106,435 MPa'dır. Dentinde en yüksek stres bölgesi servikal bölgenin bukkal yüzeyindedir. Apikal bölgedeki dentin kök ucu kapalı olmayan Grup 1'deki pozisyonuna göre sement bölgesi çıkarılarak alındı.



Şekil 4.3. Sement üzerinde oluşan stres bölgeleri

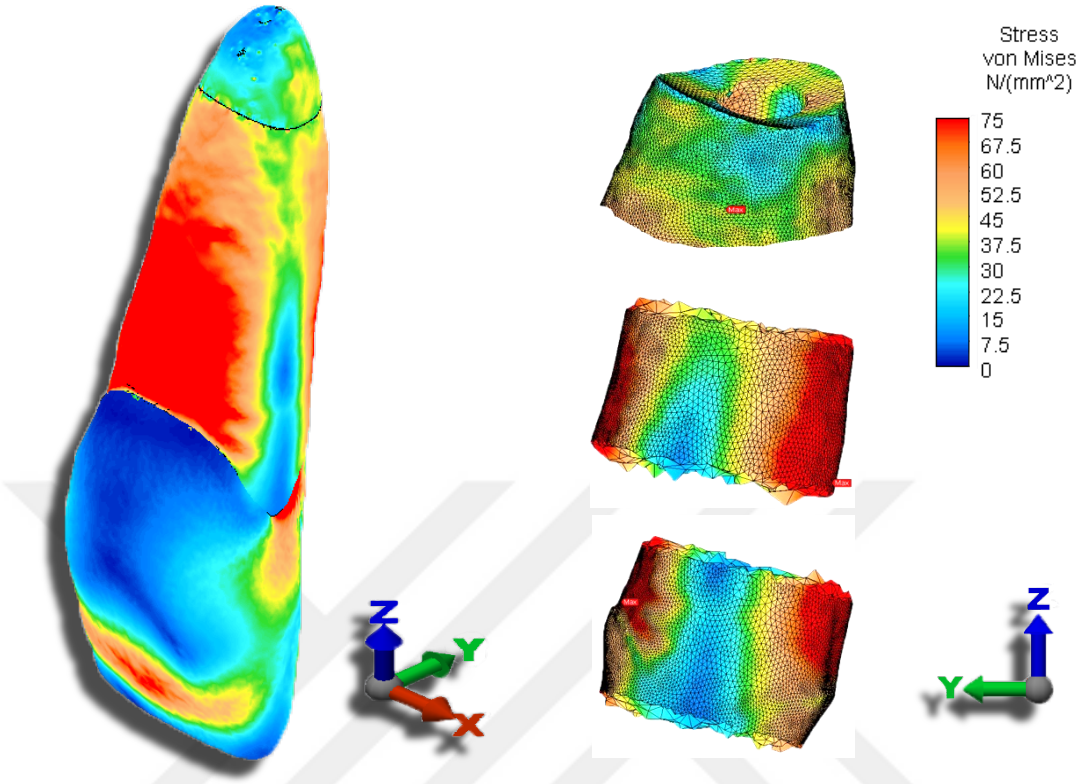
4.1.3. Grup 3



Şekil 4.4. Grup 3 tedavi modelinde, dişte ve kök dentininin üç bölümünde oluşan stres bölgeleri

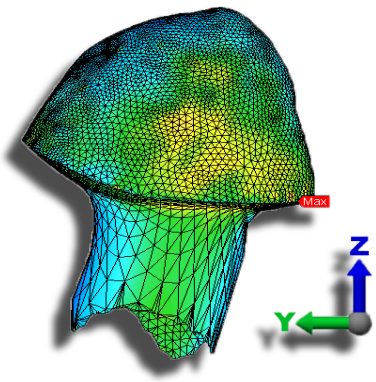
Apikalden koronale doğru dentinde oluşan von Mises stres değerleri sırasıyla 91,630MPa, 116,118 MPa ve 125,349 MPa'dır. Dentinde en yüksek stres bölgesi servikal bölgenin bukkal yüzeyindedir.

4.1.4. Grup 4

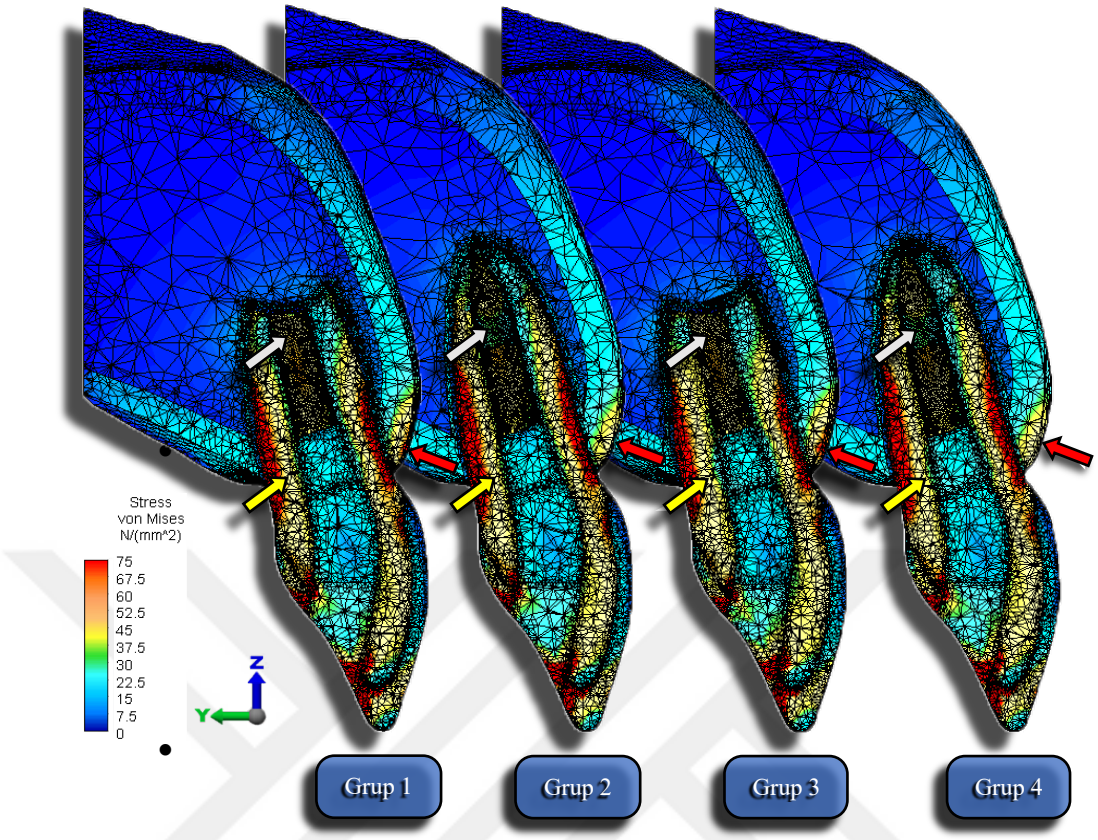


Şekil 4.5. Grup 4 tedavi modelinde, dişte ve kök dentininin üç bölümünde oluşan stres bölgeleri

Apikalden koronale doğru dentinde oluşan von Mises stres değerleri sırasıyla 85,177 MPa, 107,74 MPa ve 118,380 MPa'dır. Dentinde en yüksek stres bölgesi servikal bölgenin bukkal yüzeyindedir. Apikal bölgedeki dentin üzerindeki oluşan stres değeri, kök ucu kapalı olmayan Grup 3'deki pozisyonuna göre sement çıkarılarak alındı. Sement üzerinde oluşan stres bölgeleri aşağıdaki görselde gösterilmiştir.



Şekil 4.6. Sement üzerinde oluşan stres bölgeleri



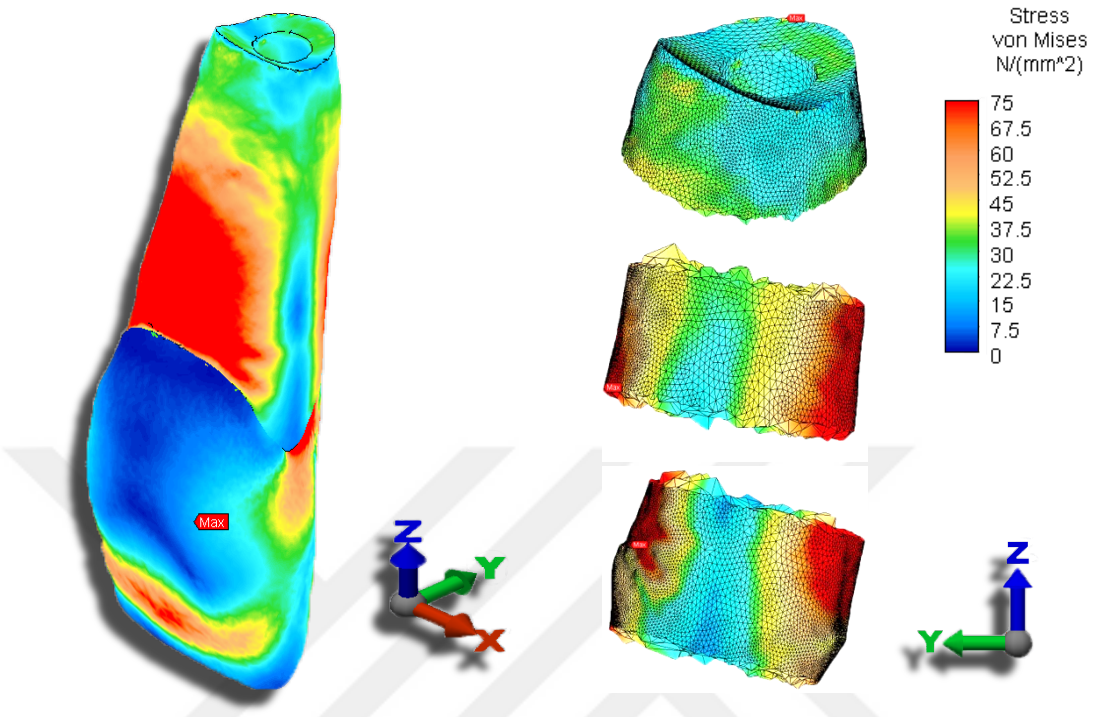
Şekil 4.7. Revaskülarizasyon tedavi gruplarının kesitsel görüntüleri üzerinde stres bölgelerinin karşılaştırılması

- **Beyaz ok:** Kök ucu oluştuktan sonra apikal dentin bölgesinde azalan stresi göstermektedir.
- **Sarı ok:** Biodentin kullanılan gruplarda MTA kullanılan gruplara göre servikal bölgede daha fazla stres oluştuğunu göstermektedir.
- **Kırmızı ok:** Kök ucu oluşmamış gruplarda dişin servikal bölgesine denk gelen kemik bölgesinde kök ucu oluşan gruplara göre daha fazla stres oluştuğunu göstermektedir.

Tablo 4.1. Revaskülarizasyon tedavi gruplarında, kök dentinin üç bölgesinde oluşan stres değerlerinin MPa cinsinden değer tablosu

	Grup 1	**Grup 2**	**Grup 3**	**Grup 4**
Apikal	93,835	87,432	91,630	85,177
Orta	104,840	95,734	116,118	107,740
Koronal	113,879	106,435	125,349	118,380

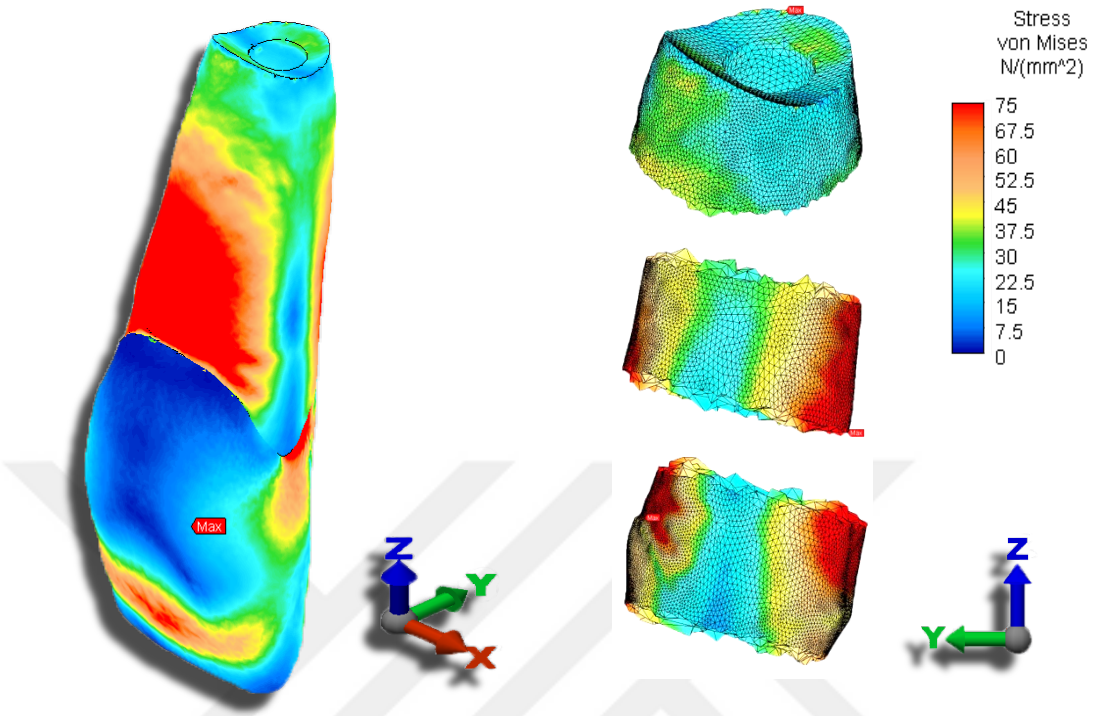
4.1.5. Grup 5



Şekil 4.8. Grup 5 tedavi modelinde, dişte ve kök dentininin üç bölümünde oluşan stres bölgeleri

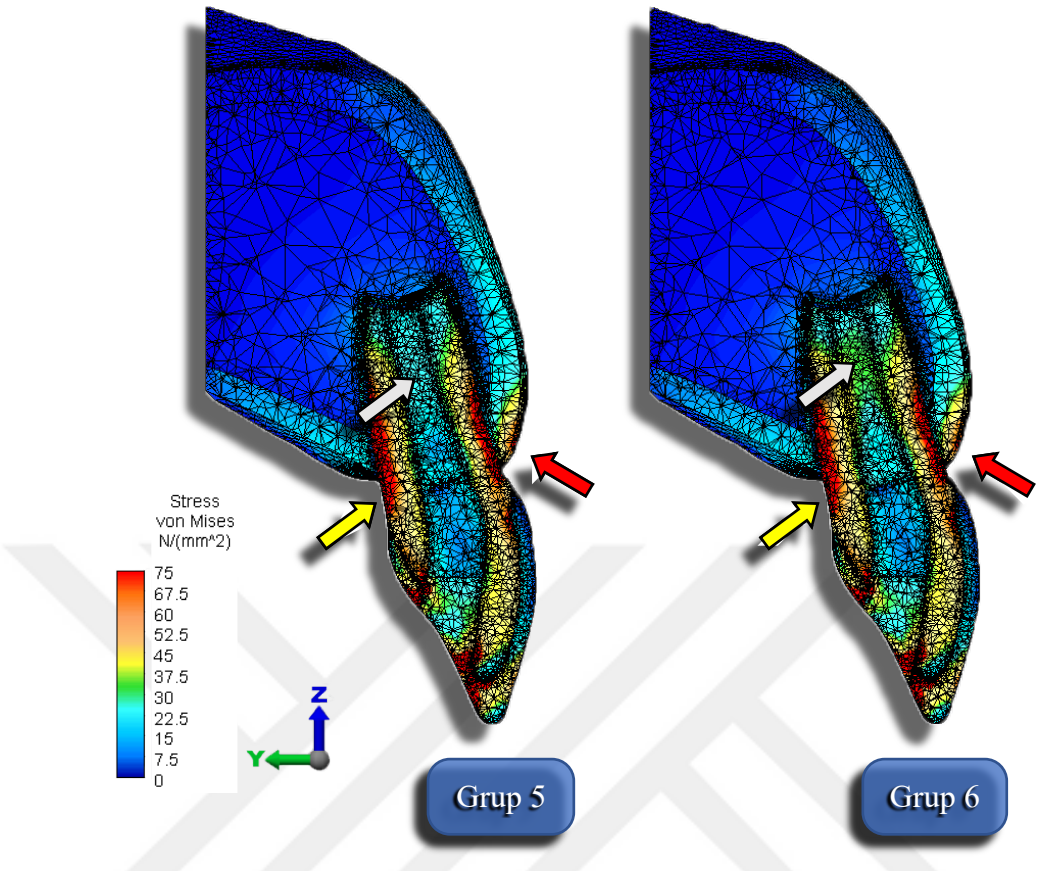
Kök kanalının tamamının MTA ile doldurularak apeksifikasyon yapıldığı modellenen bu grupta kök dentinin üç bölgesinde oluşan stres değerleri apikalden kronale sırasıyla 66,531 MPa, 104,040 MPa ve 110,158 MPa'dır. Dentinde en yüksek stres bölgesi servikal bölgededir.

4.1.6. Grup 6



Şekil 4.9. Grup 6 tedavi modelinde, dişte ve kök dentininin üç bölümünde oluşan stres bölgeleri

Kök kanalının tamamının Biodentin ile doldurularak apeksifikasyon yapıldığı düşünülerek modellenen bu grupta, kök dentinin üç bölgesinde oluşan stres değerleri apikalden kronale sırasıyla 60,524 MPa, 93,037 MPa ve 121,564 MPa'dır. Dentinde en yüksek stres bölgesi servikal bölgededir.



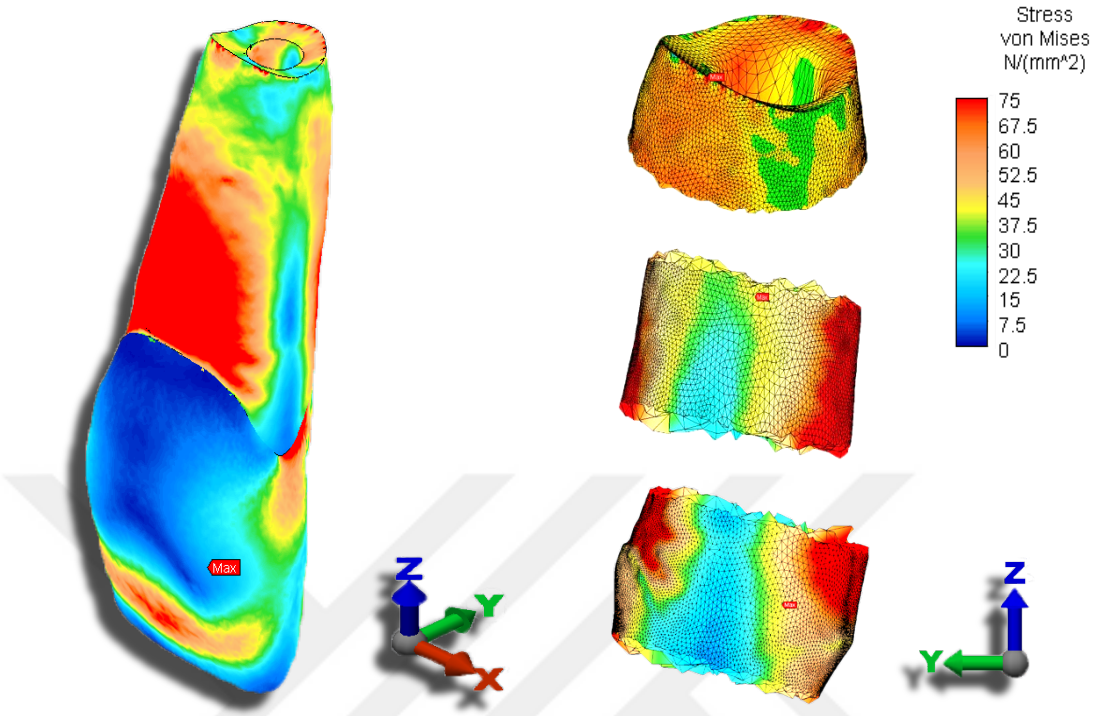
Şekil 4.10. Apeksifikasyon tedavi gruplarının kesitsel görüntüleri üzerinde stres bölgelerinin karşılaştırılması

- **Beyaz ok:** Kök dentininde Biodentin kullanılan Grup 6'da MTA kullanılan Grup 5'e göre daha fazla stres oluştuğu görülmektedir.
- **Sarı ok:** Servikal bölgede Grup 6'de Grup 5'den daha fazla stres oluştuğu kırmızı alanların yoğunluğundan belli olmaktadır.
- **Kırmızı ok:** Kemik üzerinde her iki grupta da servikal bölgede benzer etkide stres yoğunluğu görülmektedir.

Tablo 4.2. Apeksifikasyon tedavi gruplarında, kök dentinin üç bölgesinde oluşan stres değerlerinin MPa cinsinden değer tablosu

	Grup 5	**Grup 6**
Apikal	66,531	60,524
Orta	104,040	93,037
Koronal	110,158	121,564

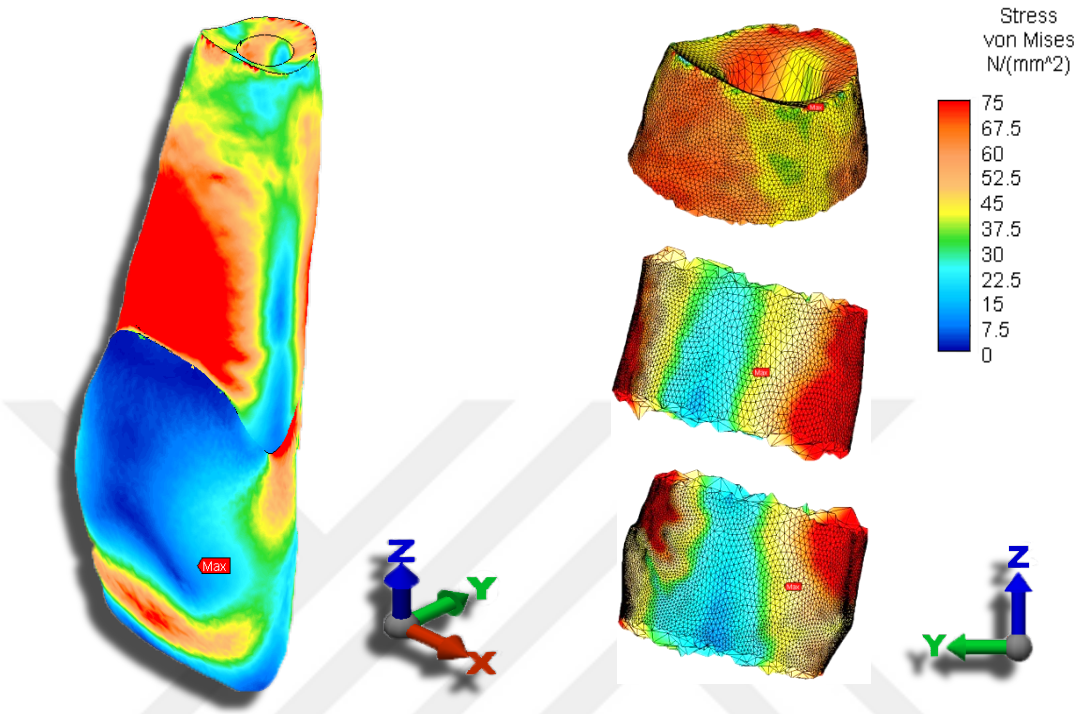
4.1.7. Grup 7



Şekil 4.11. Grup 7 tedavi modelinde, dişte ve kök dentininin üç bölümünde oluşan stres bölgeleri

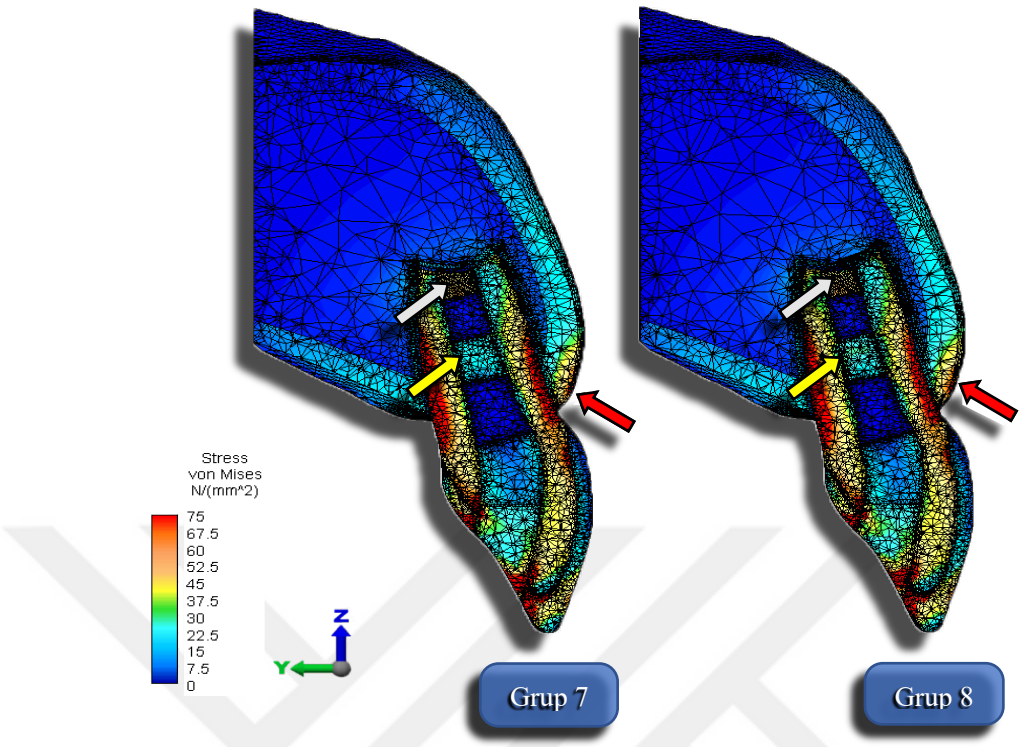
Modifiye apeksifikasyon tedavisinde MTA'nın kullanıldığı düşünülerek modellenen bu grupta kök dentinin apikalden koronale doğru 3 bölgesinden alınan stres değerleri sırasıyla 103,272 MPa, 106,799 MPa ve 86,602 MPa'dır. Dentinde oluşan en yüksek stres bölgesi, orta kök bölümündedir.

4.1.8. Grup 8



Şekil 4.12. Grup 8 tedavi modelinde, dişte ve kök dentininin üç bölümünde oluşan stres bölgeleri

Modifiye apeksifikasyon tedavisinde Biodentin'in kullanıldığı düşünülerek modellenen bu grupta kök dentinin apikalden koronale doğru 3 bölgesinden alınan stres değerleri sırasıyla 95,020 MPa, 119,954 MPa ve 84,716 MPa'dır. Dentinde oluşan en yüksek stres bölgesi orta kök bölümündedir.



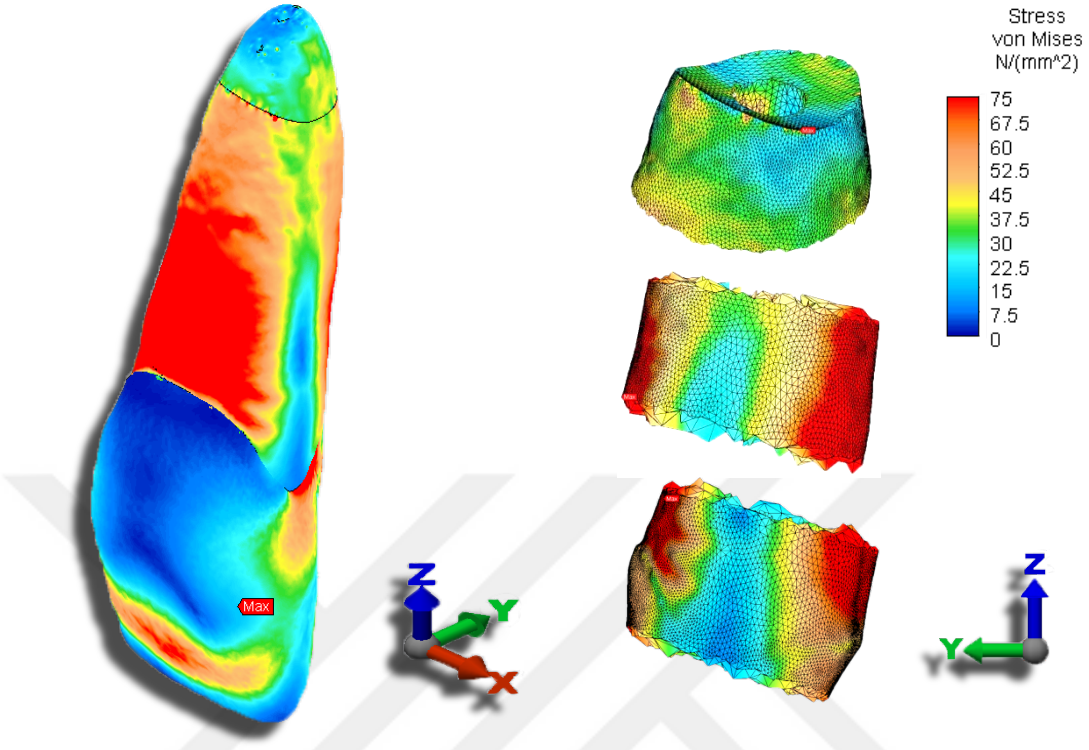
Şekil 4.13. Modifiye apeksifikasyon tedavisinde, gruplarının kesitsel görüntüleri üzerinde stres bölgelerinin karşılaştırılması

- **Beyaz ok:** Kök dentininin apikal bölümünde oluşan stresi göstermektedir. Grup 7 ve Grup 8'de bu bölümde oluşan stres, orta ve koronal dentin bölümüne göre daha yüksek izlenmektedir.
- **Sarı ok:** Kök ucundan 5mm geride konumlandırılan Grup 7 de MTA ve Grup 8'de Biodentinin bulunduğu kök bölümünü ifade etmektedir. Grup 8'de stres miktarı Grup 7'den daha fazladır.
- **Kırmızı ok:** Kemik üzerinde her iki grupta da servikal bölgede benzer etkide stres yoğunluğu görülmektedir.

Tablo 4.3. Modifiye apeksifikasyon tedavi gruplarında, kök dentinin üç bölgesinde oluşan stres değerlerinin MPa cinsinden değer tablosu

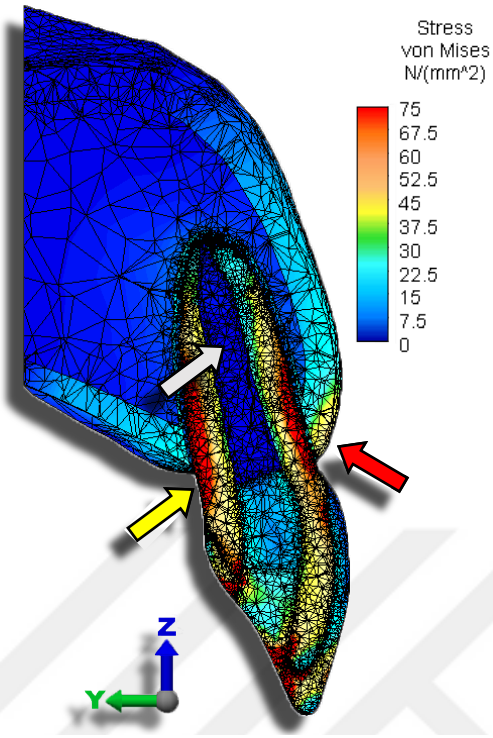
	Grup 7	**Grup 8**
Apikal	103,272	95,020
Orta	106,799	119,954
Koronal	86,602	84,716

4.1.9. Grup 9



Şekil 4.14. Grup 9 tedavi modelinde, dişte ve kök dentininin üç bölümünde oluşan stres bölgeleri

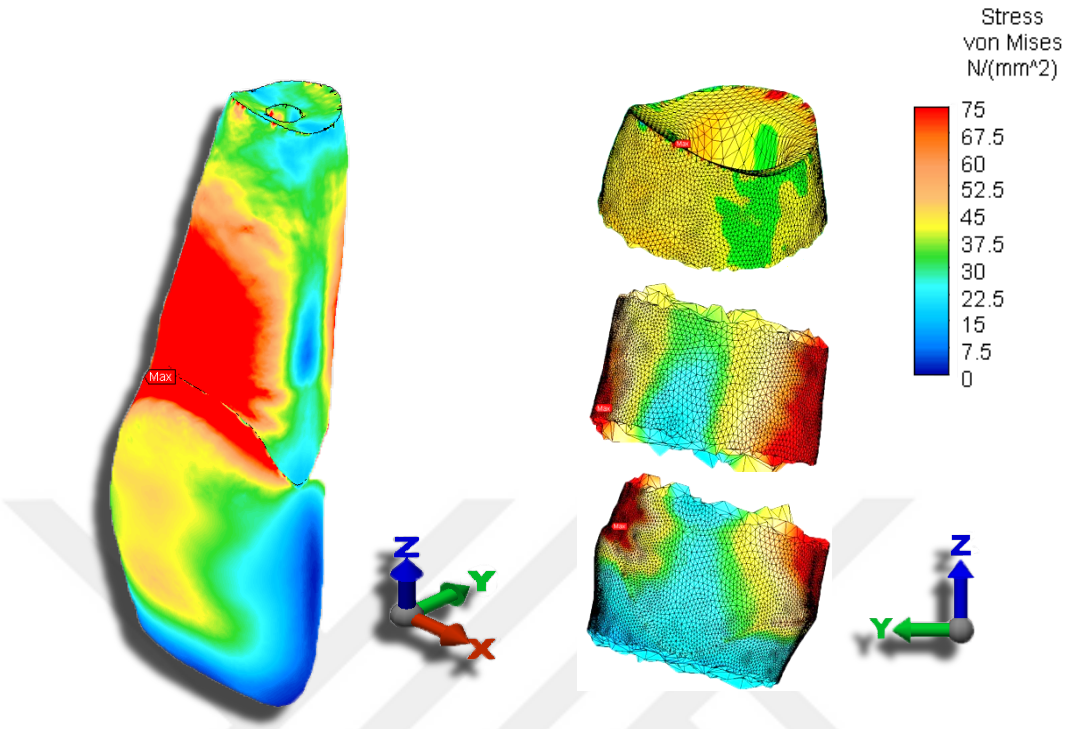
Kök ucu gelişiminin rejeneratif tedaviler sonucu sement dokusu ile oluşturulduktan sonra geleneksel kök kanal tedavisinin yapıldığı bu grupta kök ucunda ki sement dokusu çıkarılarak dentinin apikal bölümünden stres değeri alınmıştır. Apikalden koronale doğru dentinde oluşan von Mises stres değerleri sırasıyla 71,636 MPa, 119,475 MPa ve 137,641 MPa'dır.



Şekil 4.15. Geleneksel kanal tedavisinin yapıldığı tedavi modelinin kesitsel görüntüsü üzerinde stres bölgelerinin değerlendirilmesi

- **Beyaz ok:** Kök kanalında ki guta perkanın elastomerik yapısından dolayı üzerinde stres belirtisinin izlenemediği görülmektedir.
- **Sarı ok:** Servikal dentin bölümünde izlenen stresin diğer bölümlere göre yüksek olduğunu belirtmektedir.
- **Kırmızı ok:** Kemik üzerinde dişin servikal bölgesine denk gelen bölümünde stres yoğunluğu görülmektedir.

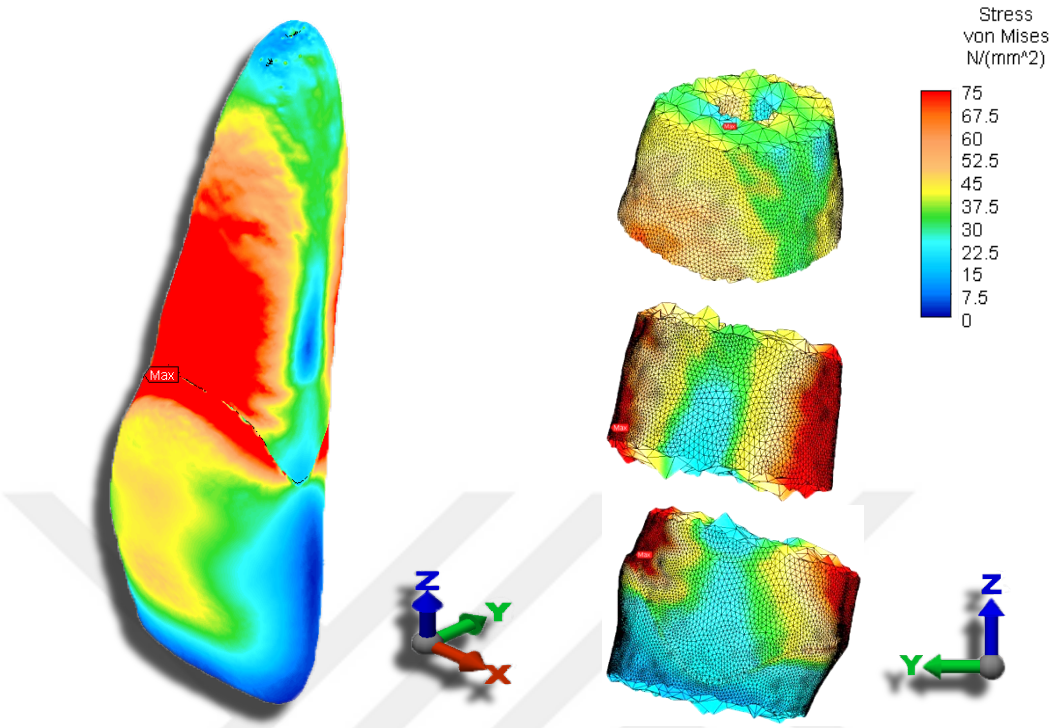
4.1.10. Grup 10



Şekil 4.16. Grup 10 kontrol grubu modelinde, dişte ve kök dentininin üç bölümünde oluşan stres bölgeleri

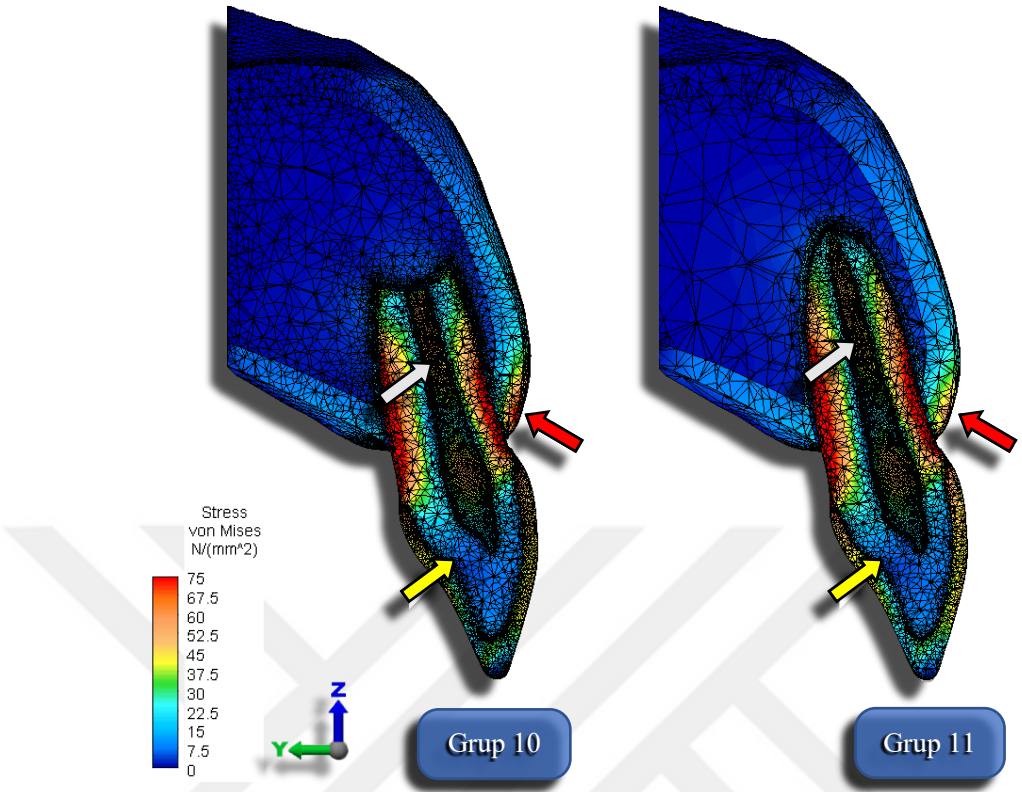
Kök ucu gelişiminin tamamlanmadığı canlı dişi temsil eden bu grupta herhangi bir giriş kavitesi ve restorasyon bulunmamaktadır. Kök dentininden alınan stres değerleri apikalden koronale doğru 62,693 MPa, 71,160 MPa ve 79,589 MPa'dır. En yüksek stres bölgesi servikal bölgede izlenmektedir.

4.1.11. Grup 11



Şekil 4.17. Grup 11 kontrol grubu modelinde, dişte ve kök dentininin üç bölümünde oluşan stres bölgeleri

Kök ucu gelişimini tamamlamış ve sağlıklı bir dişi temsil eden bu model de kök ucunun sement dokusu ile tamamlandığı varsayılan gruplarla benzer bir şekilde sement dokusu boyutunda dentin çıkarılmış ve daha sonra apikal dentin bölgesinden stres değerleri alınmıştır. Kök dentininden alınan stres değerleri apikalden koronale doğru 50,343 MPa, 57,690 MPa ve 66,179 MPa'dır. En yüksek stres bölgesi servikal bölgede izlenmektedir.

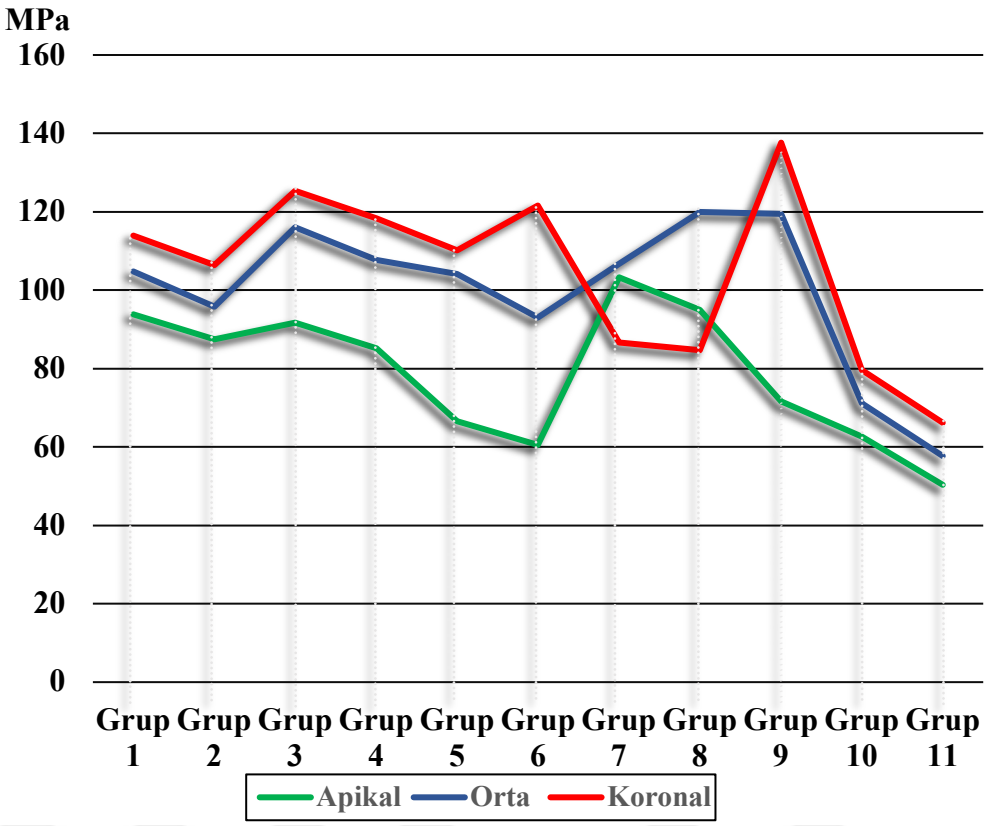


Şekil 4.18. Kontrol grubu modellerinin kesitsel görüntüsü üzerinde stres bölgelerinin değerlendirilmesi

- **Beyaz ok:** Kök kanalında oluşan stresi göstermektedir. Kök kanalı ve dentin üzerinde daha homojen bir şekilde stres dağılımı izlenmektedir.
- **Sarı ok:** Kompozit restorasyon veya giriş kavitesi olmadığından dentin ve mine üzerinde daha az stres oluştuğu gözlemlenmektedir.
- **Kırmızı ok:** Kemik üzerinde her iki grupta da servikal bölgede stres yoğunluğu görülmektedir. Kök ucunun oluşmadığı Grup 10'da Grup 11'e göre kemik üzerinde daha fazla stres yoğunluğu izlenmektedir.

Tablo 4.4. Kontrol gruplarında, kök dentinin üç bölgesinde oluşan stres değerlerinin MPa cinsinden değer tablosu

	Grup 10	**Grup 11**
Apikal	62,693	50,343
Orta	71,160	57,690
Koronal	79,589	66,179

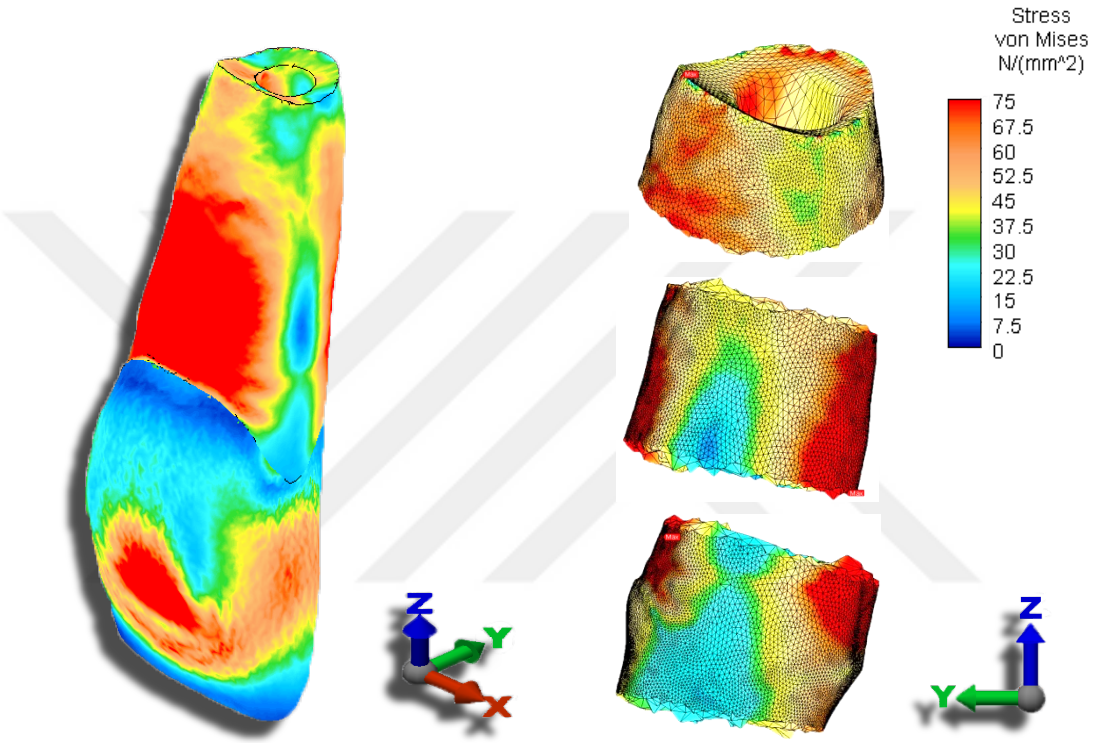


Şekil 4.19. Oklüzal kapanış kuvveti sırasında oluşan streslerin gruplara göre grafiği

4.2. Travma Kuvveti Karşısında Oluşan Stresler

Dişin uzun aksına göre 90º açıyla labial yüzeyden uygulanan 300N'luk travma kuvveti karşısında oluşan en yüksek stres, tüm gruplarda mine üzerinde kesici kenara yakın bölgede labial yüzeyde oluşmuştur.

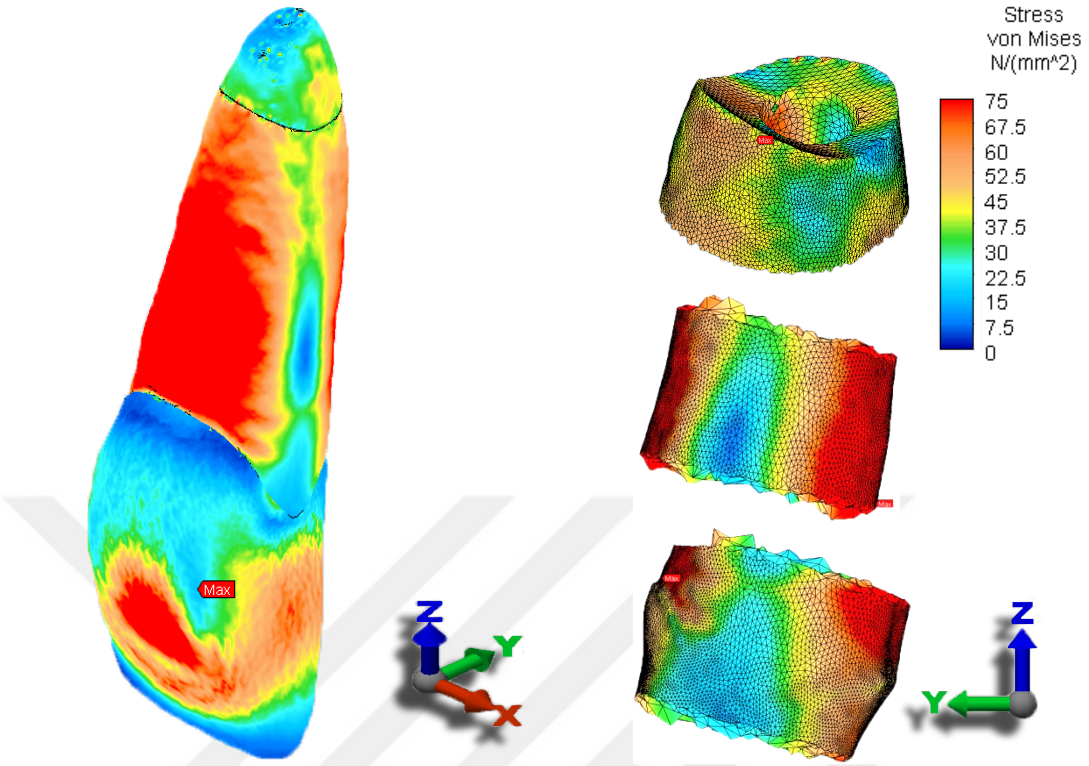
4.2.1. Grup 1



Şekil 4.20. Grup 1 tedavi modelinde, dişte ve kök dentinin üç bölümünde oluşan stres bölgeleri

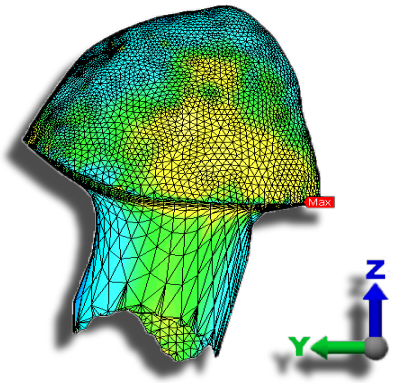
Apikalden koronale doğru dentinde oluşan von Mises stres değerleri sırasıyla 116,865 MPa, 120,079 MPa ve 129,814 MPa'dır. Dentinde en yüksek stres bölgesi servikal bölgenin bukkal yüzeyindedir.

4.2.2. Grup 2



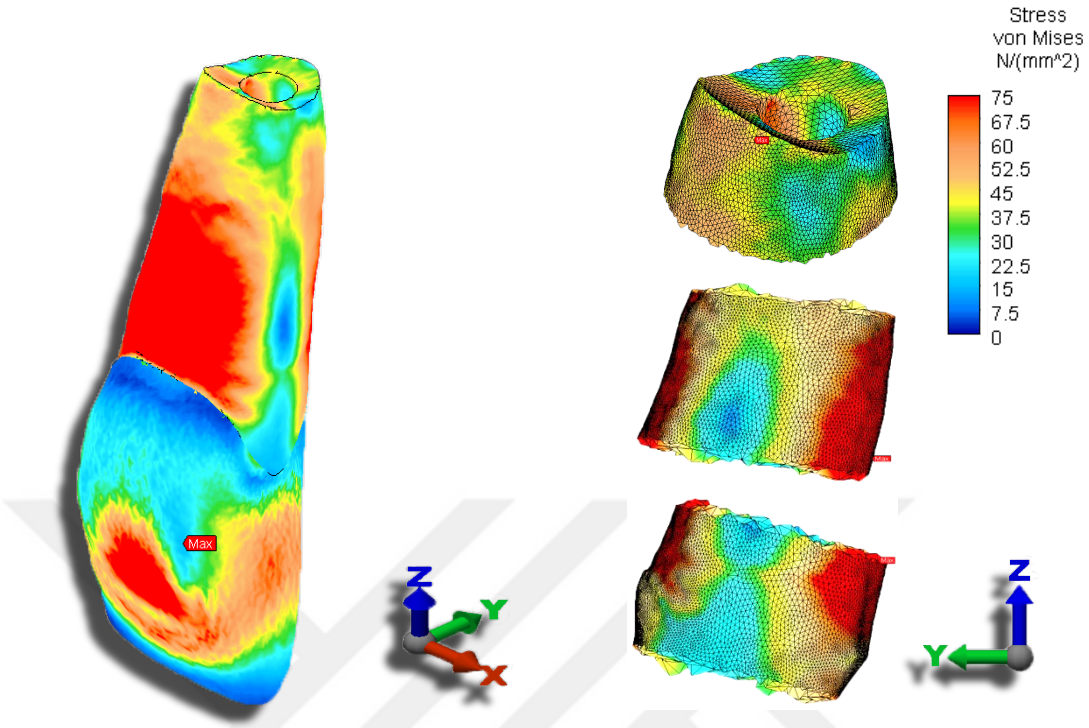
Şekil 4.21. Grup 2 tedavi modelinde, dişte ve kök dentininin üç bölümünde oluşan stres bölgeleri

Apikalden koronale doğru dentinde oluşan von Mises stres değerleri sırasıyla 98,478 MPa, 113,744 MPa ve 123,282 MPa'dır. Dentinde en yüksek stres bölgesi servikal bölgenin bukkal yüzeyindedir. Apikal dentin bölgesinde ki stres değeri kök ucu kapalı olmayan Grup 1'deki pozisyonuna göre sement bölgesi çıkarılarak stres değeri alındı. Sement üzerinde oluşan stres bölgeleri aşağıdaki görselde gösterilmiştir.



Şekil 4.22. Sement üzerinde oluşan stres bölgeleri

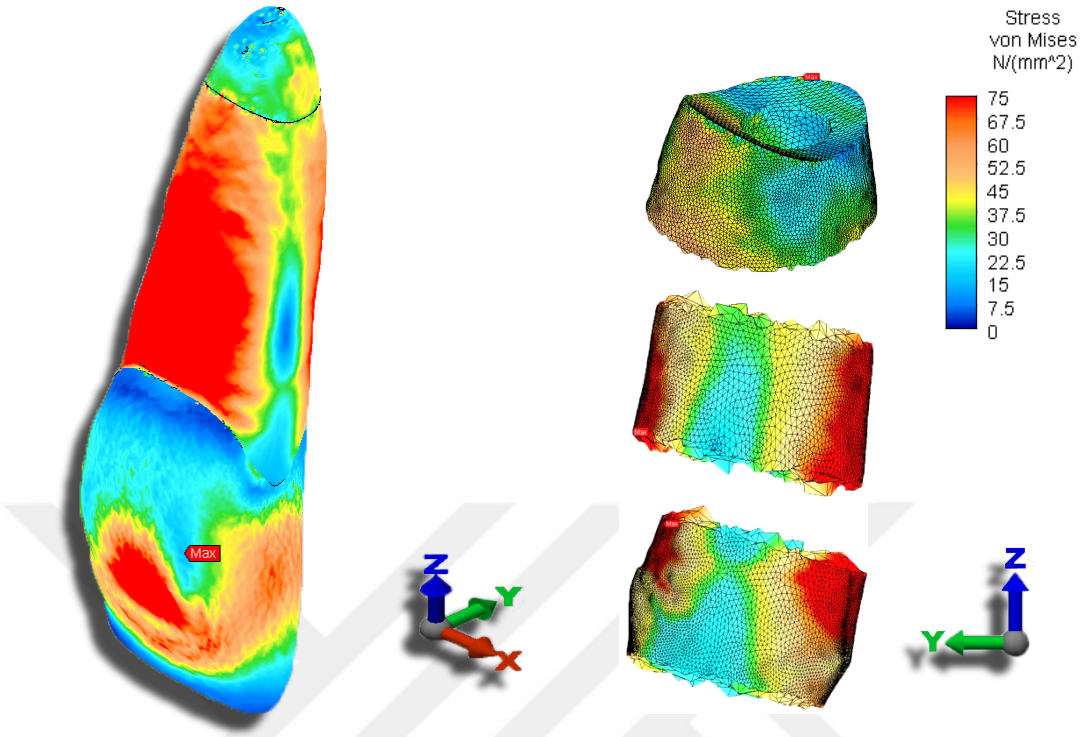
4.2.3. Grup 3



Şekil 4.23. Grup 3 tedavi modelinde, dişte ve kök dentininin üç bölümünde oluşan stres bölgeleri

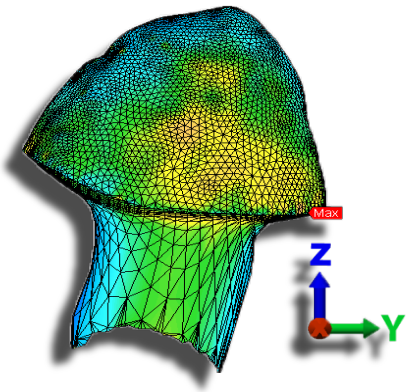
Apikalden koronale doğru dentinde oluşan von Mises stres değerleri sırasıyla 119,833 MPa, 125,026 MPa ve 138,565 MPa'dır. Dentinde en yüksek stres bölgesi servikal bölgenin palatinal yüzeyindedir.

4.2.4. Grup 4

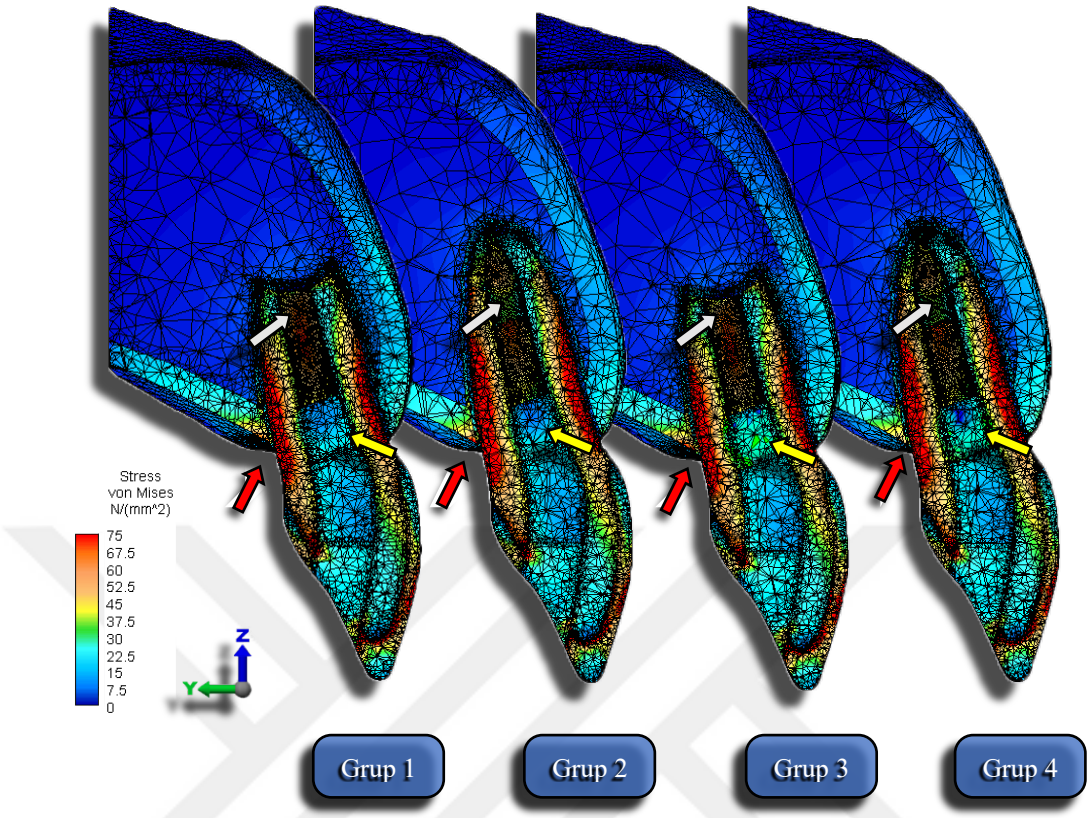


Şekil 4.24. Grup 4 tedavi modelinde, dişte ve kök dentininin üç bölümünde oluşan stres bölgeleri

Apikalden koronale doğru dentinde oluşan von Mises stres değerleri sırasıyla 118,560 MPa, 123,998 MPa ve 129,515 MPa'dır. Dentinde en yüksek stres bölgesi servikal bölgenin bukkal yüzeyindedir. Apikal bölgedeki dentin üzerindeki oluşan stres değeri, kök ucu kapalı olmayan Grup 3'deki pozisyonuna göre sement bölgenin tamamı çıkarılarak alındı. Sement üzerinde oluşan stres bölgeleri aşağıdaki görselde gösterilmiştir.



Şekil 4.25. Sement üzerinde oluşan stres bölgeleri



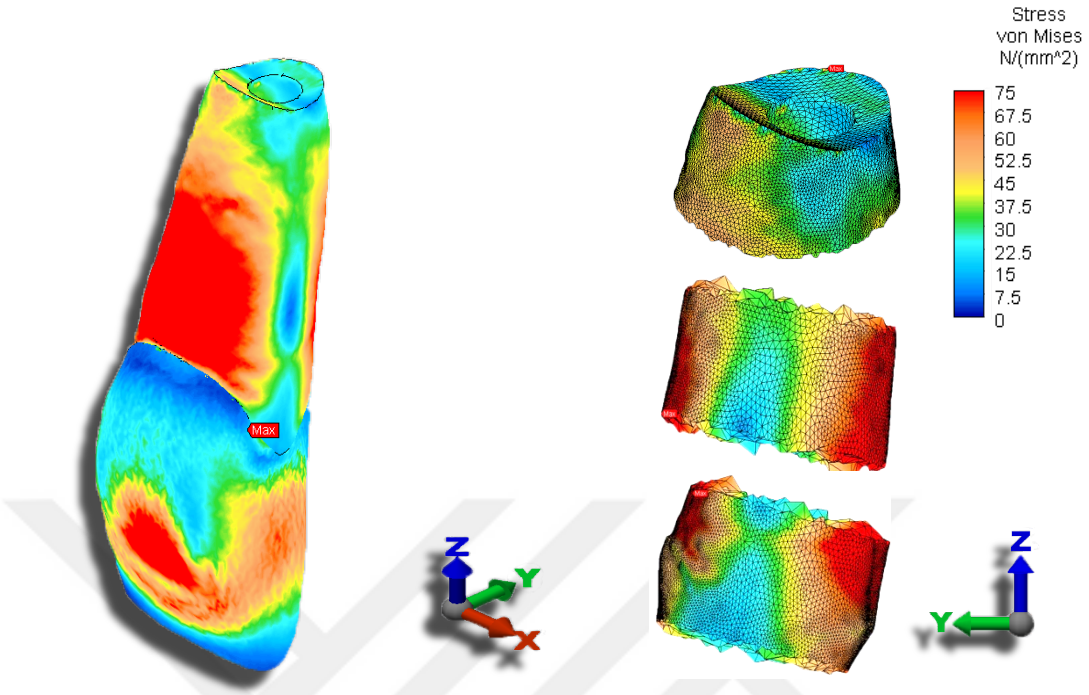
Şekil 4.26. Revaskülarizasyon tedavi gruplarının kesitsel görüntüleri üzerinde stres bölgelerinin karşılaştırılması

- **Beyaz ok:** Kök ucu oluştuktan sonra apikal dentin bölgesinde azalan stresi göstermektedir.
- **Sarı ok:** Biodentin kullanılan gruplarda MTA kullanılan gruplara göre servikal bölgede daha fazla stres oluştuğunu göstermektedir.
- **Kırmızı ok:** Kök ucu oluşmamış gruplarda dişin servikal bölgesine denk gelen kemik bölgesinde kök ucu oluşan gruplara göre daha fazla stres oluştuğunu göstermektedir.

Tablo 4.5. Revaskülarizasyon tedavi gruplarında, kök dentinin üç bölgesinde oluşan stres değerlerinin MPa cinsinden değer tablosu

	Grup 1	**Grup 2**	**Grup 3**	**Grup 4**
Apikal	116,868	98,478	119,833	118,560
Orta	120,079	113,744	125,026	123,998
Koronal	129,814	123,282	135,565	129,515

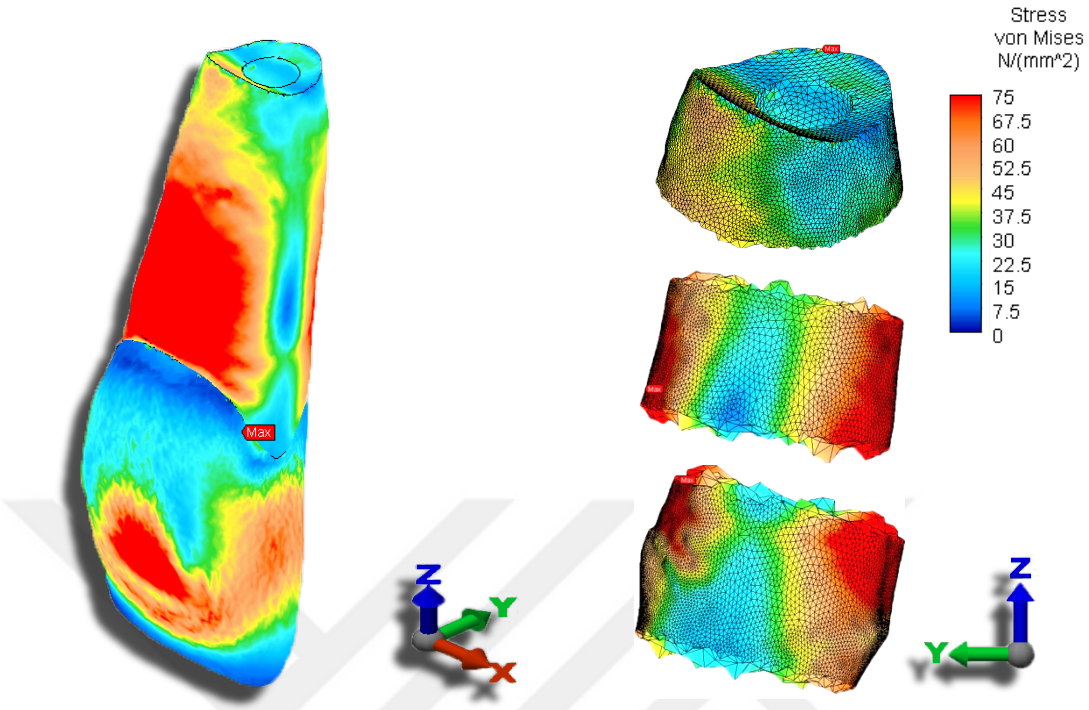
4.2.5. Grup 5



Şekil 4.27. Grup 5 tedavi modelinde, dişte ve kök dentininin üç bölümünde oluşan stres bölgeleri

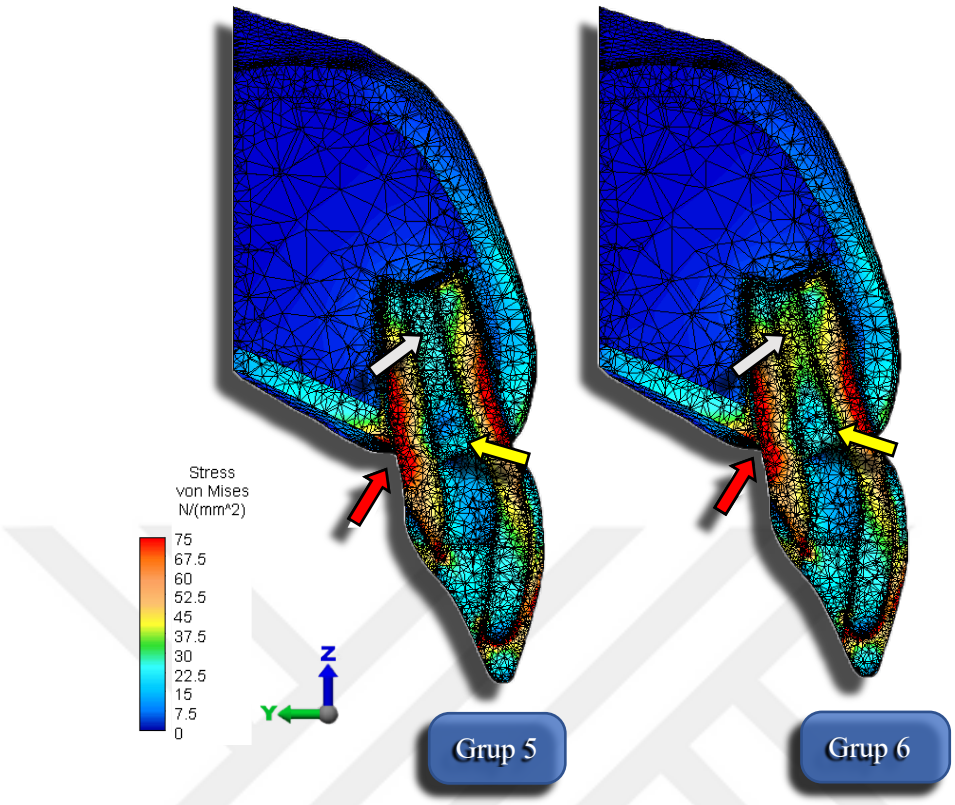
Kök kanalının tamamının MTA ile dolumu yapılarak apeksifikasyon yapıldığı modellenen bu grupta kök dentinin üç bölgesinde oluşan von Mises stres değerleri apikalden kronale sırasıyla 80.554 MPa, 118.532 MPa ve 125.465 MPa'dır. Dentinde en yüksek stres bölgesi servikal bölgenin bukkal yüzeyindedir.

4.2.6. Grup 6



Şekil 4.28. Grup 6 tedavi modelinde, dişte ve kök dentininin üç bölümünde oluşan stres bölgeleri

Kök kanalının tamamının Biodentin ile doldurularak apeksifikasyon yapıldığı modellenen bu grupta ise kök dentinin üç bölgesinde oluşan von Mises stres değerleri apikalden kronale sırasıyla 65,384 MPa, 115,925 MPa ve 134,185 MPa'dır. Dentinde en yüksek stres bölgesi servikal bölgenin bukkal yüzeyindedir.



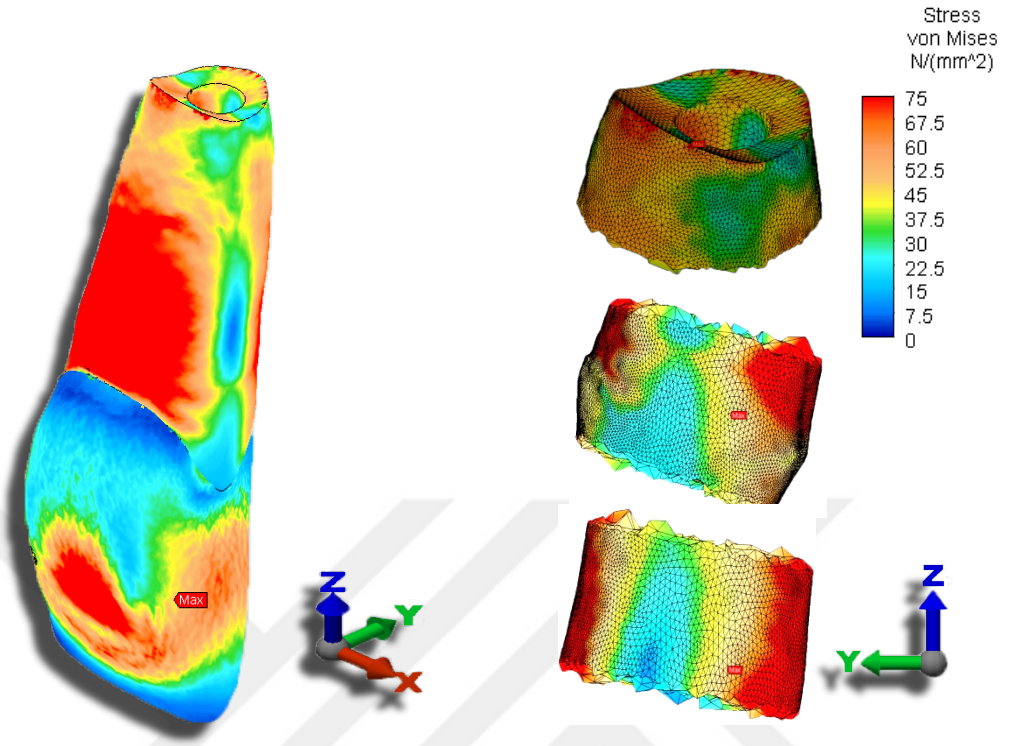
Şekil 4.29. Apeksifikasyon tedavi gruplarının kesitsel görüntüleri üzerinde stres bölgelerinin karşılaştırılması

- **Beyaz ok:** Kök dentininde Biodentin kullanılan Grup 6'da MTA kullanılan Grup 5'e göre daha fazla stres oluştuğu görülmektedir.
- **Sarı ok:** Servikal bölgede Grup 6'da Grup 5'den daha fazla stres oluştuğu görülmektedir.
- **Kırmızı ok:** Kemik üzerinde her iki grupta da servikal bölgede benzer etkide stres yoğunluğu görülmektedir.

Tablo 4.6. Apeksifikasyon tedavi gruplarında, kök dentinin üç bölgesinde oluşan stres değerlerinin MPa cinsinden değer tablosu

	Grup 5	**Grup 6**
Apikal	80,554	65,384
Orta	118,532	115,925
Servikal	125,465	134,185

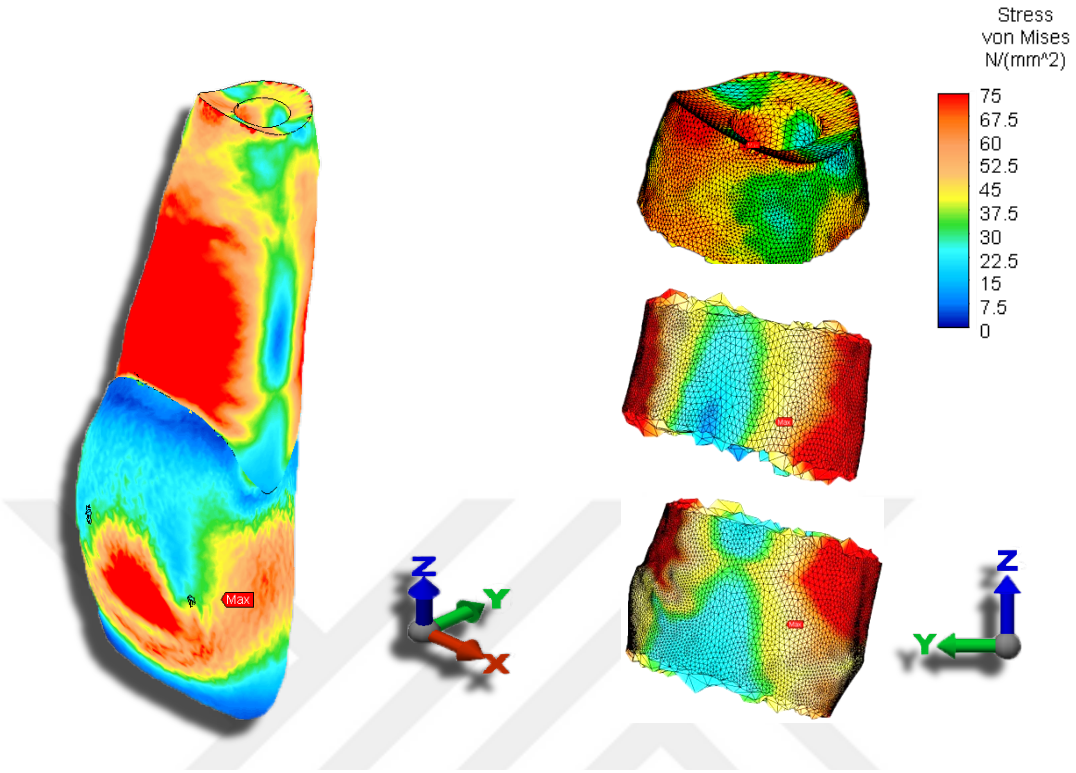
4.2.7. Grup 7



Şekil 4.30. Grup 7 tedavi modelinde, dişte ve kök dentininin üç bölümünde oluşan stres bölgeleri

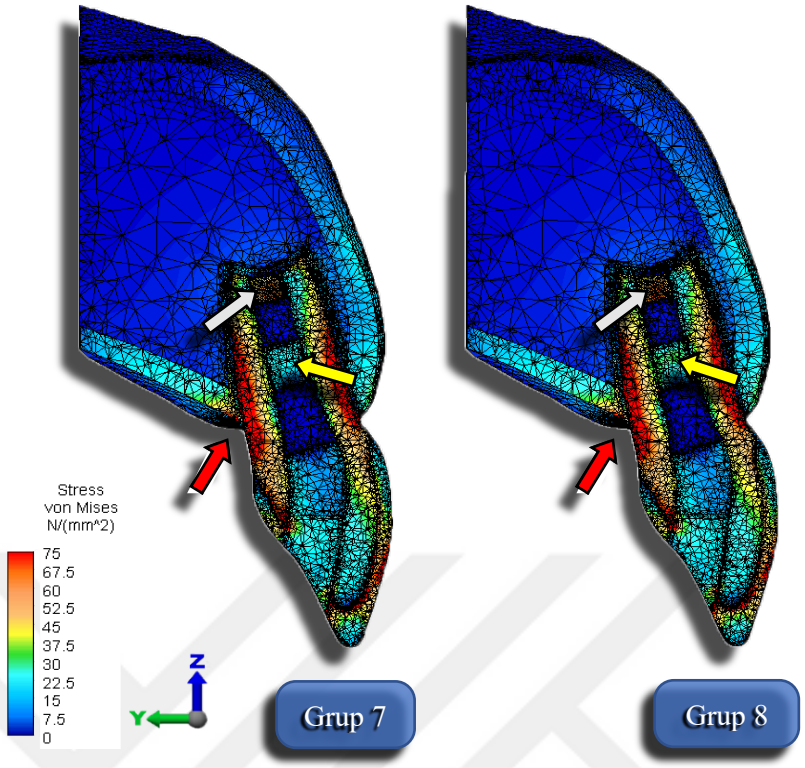
Modifiye apeksifikasyon tedavisinde MTA'nın kullanıldığı düşünülerek modellenen bu grupta kök dentinin apikalden koronale doğru 3 bölgesinden alınan von Mises stres değerleri sırasıyla 128,843 MPa, 133,325 MPa ve 116,225 MPa'dır. Dentinde oluşan en yüksek stres bölgesi kökün orta bölümündedir.

4.2.8. Grup 8



Şekil 4.31. Grup 8 tedavi modelinde, dişte ve kök dentininin üç bölümünde oluşan stres bölgeleri

Modifiye apeksifikasyon tedavisinde biodentinin kullanıldığı düşünülerek modellenen bu grupta kök dentinin apikalden koronale doğru 3 bölgesinden alınan von Mises stres değerleri sırasıyla 131,670 MPa, 152,304 MPa ve 111,915 MPa'dır. Dentinde oluşan en yüksek stres bölgesi kökün orta bölümündedir.



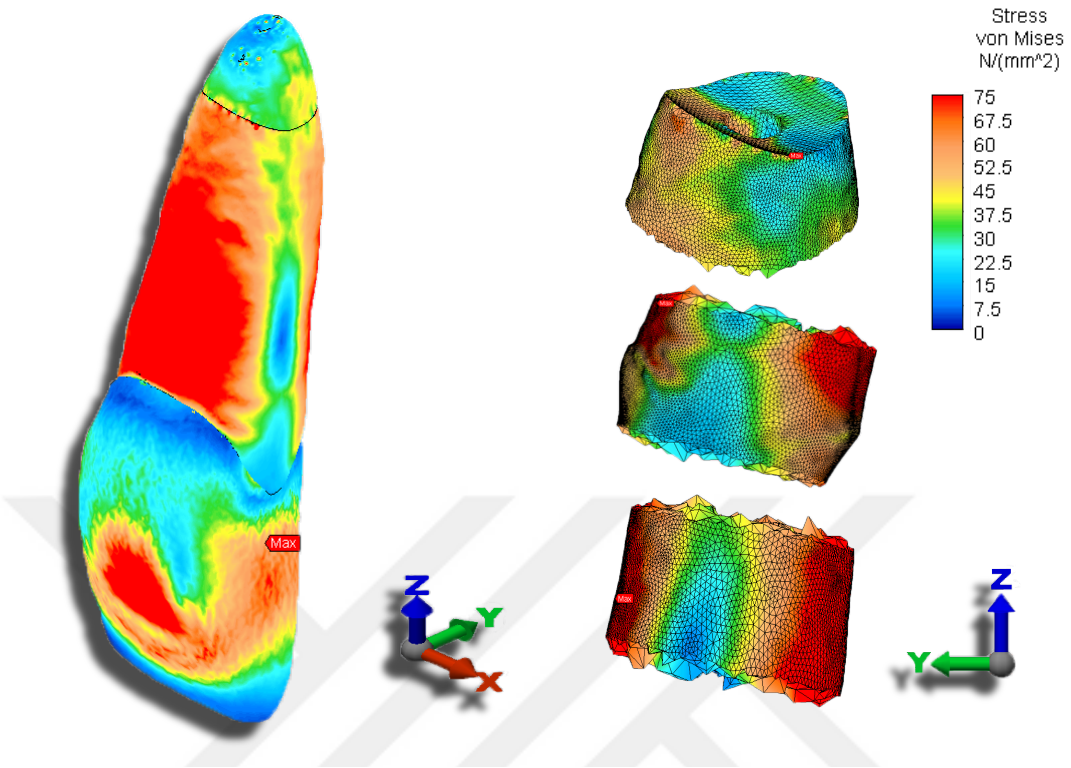
Şekil 4.32. Modifiye apeksifikasyon tedavisinde, gruplarının kesitsel görüntüleri üzerinde stres bölgelerinin karşılaştırılması

- **Beyaz ok:** Kök dentininin apikal bölümünde oluşan stresi göstermektedir. Grup 7 ve Grup 8'de bu bölümde oluşan stres, orta ve koronal dentin bölümüne göre daha yüksek izlenmektedir.
- **Sarı ok:** Kök ucundan 5mm geride konumlandırılan Grup 7 de MTA, Grup 8'de Biodentinin bulunduğu kök bölümünü göstermektedir. Grup 8'de stres miktarı Grup 7'den daha fazladır.
- **Kırmızı ok:** Kemik üzerinde her iki grupta da servikal bölgede benzer etkide stres yoğunluğu görülmektedir.

Tablo 4.7. Modifiye apeksifikasyon tedavi gruplarında, kök dentinin üç bölgesinde oluşan stres değerlerinin MPa cinsinden değer tablosu

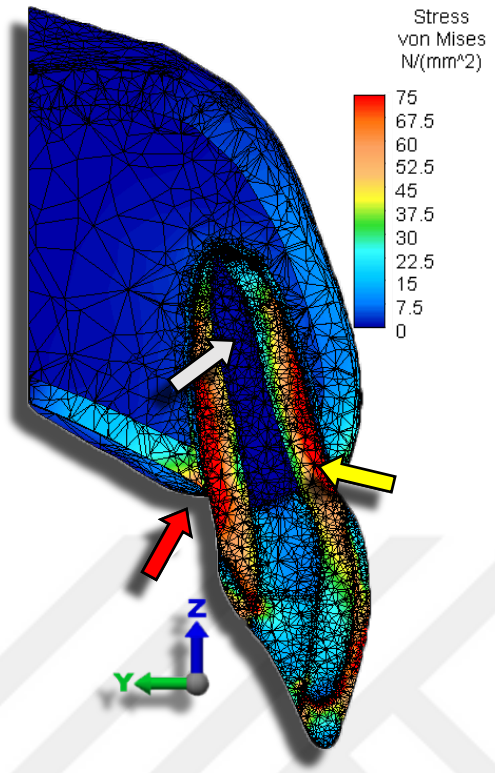
	Grup 7	**Grup 8**
Apikal	128,843	131,670
Orta	133,325	152,304
Koronal	116,225	111,915

4.2.9. Grup 9



Şekil 4.33. Grup 9 tedavi modelinde, dişte ve kök dentininin üç bölümünde oluşan stres bölgeleri

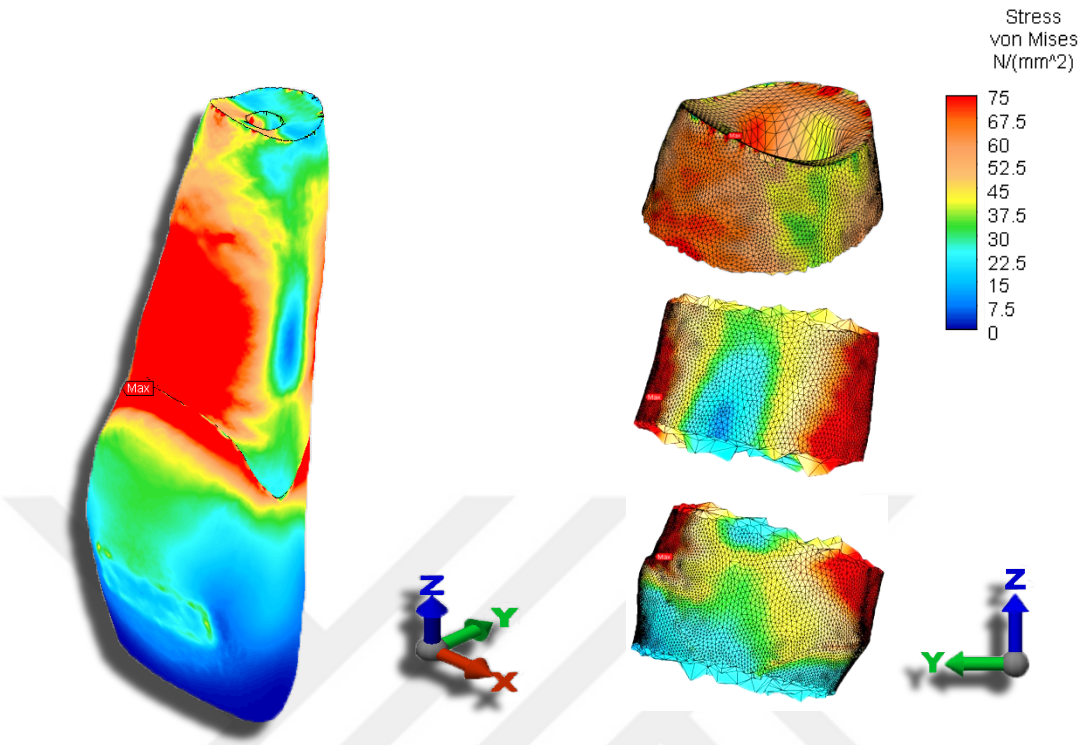
Kök ucu gelişimi, rejeneratif tedaviler sonucu sement dokusu ile tamamlandıktan sonra geleneksel kök kanal tedavisinin yapıldığı bu grupta, kök ucunda ki sement dokusu çıkarılarak dentinin apikal bölümünden stres değeri alınmıştır. Apikalden koronale doğru dentinde oluşan von Mises stres değerleri sırasıyla 91,552 MPa, 146,871 MPa ve 185,289 MPa'dır.



Şekil 4.34. Geleneksel kanal tedavisinin yapıldığı tedavi modelinin kesitsel görüntüsü üzerinde stres bölgelerinin değerlendirilmesi

- **Beyaz ok:** Kök kanalında ki guta perkanın elastomerik yapısından dolayı üzerinde stres görülmektedir.
- **Sarı ok:** Servikal dentin bölümünde izlenen stresin diğer bölümlere göre yüksek olduğunu belirtmektedir.
- **Kırmızı ok:** Kemik üzerinde dişin servikal bölgesine denk gelen bölümünde stres yoğunluğu görülmektedir.

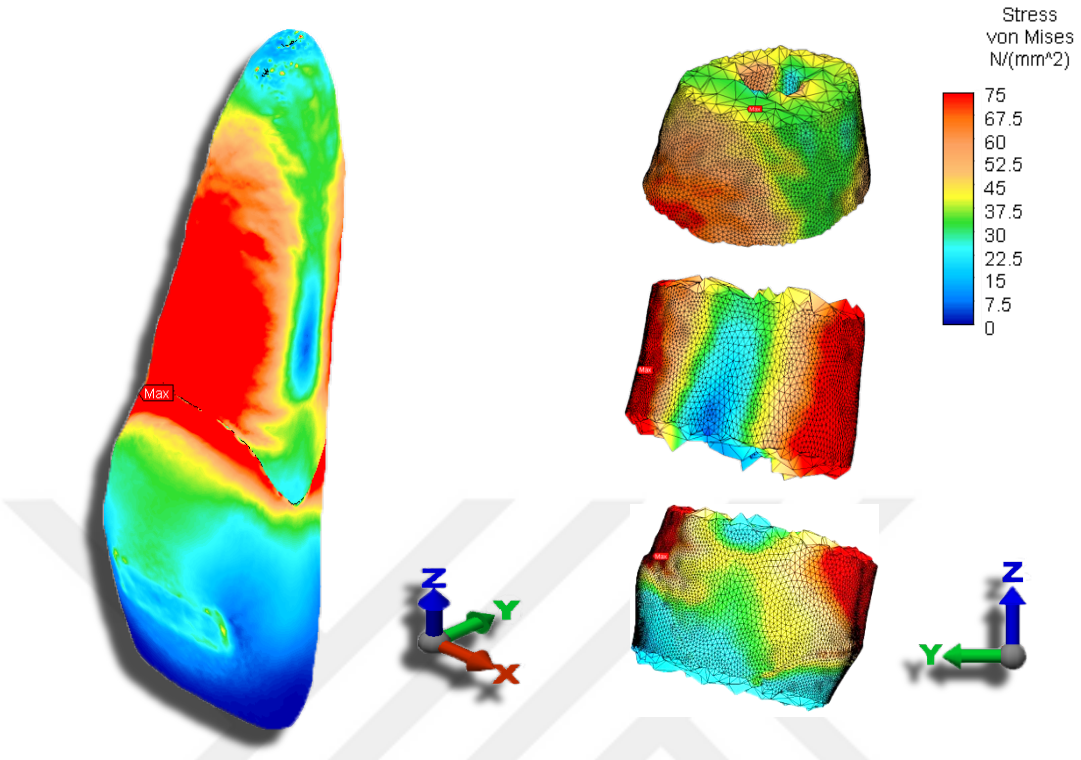
4.2.10. Grup 10



Şekil 4.35. Grup 10 kontrol grubu modelinde, dişte ve kök dentininin üç bölümünde oluşan stres bölgeleri

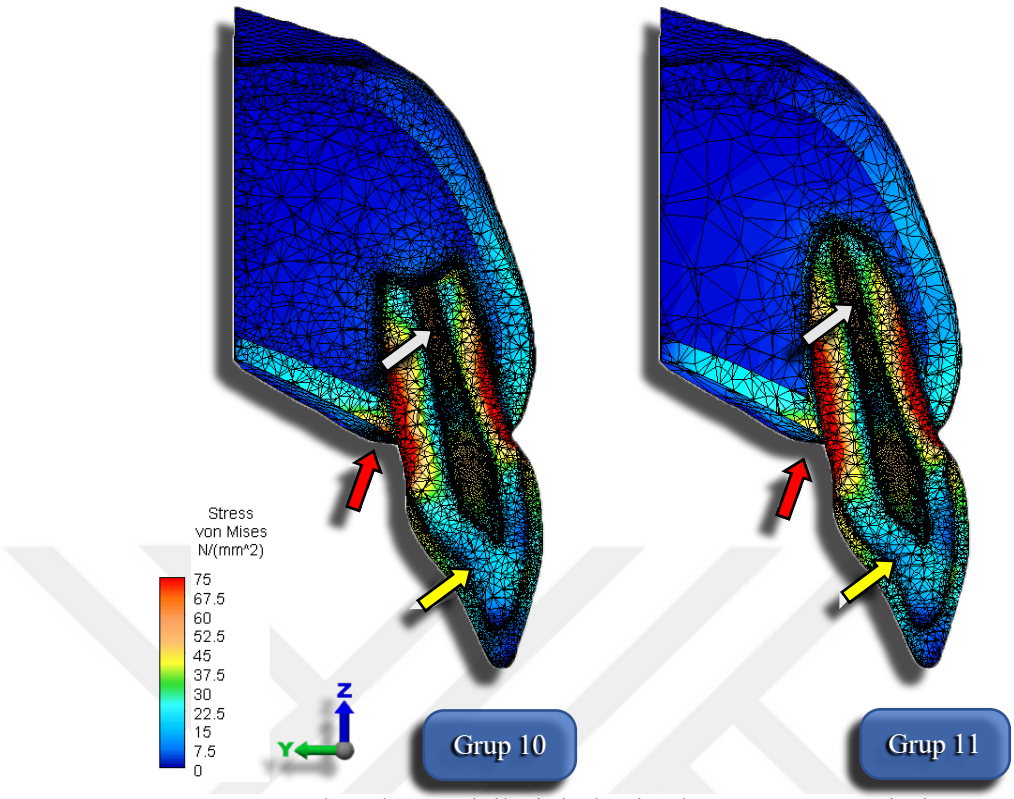
Kök ucu gelişiminin tamamlanmadığı canlı dişi temsil eden bu grupta herhangi bir giriş kavitesi ve restorasyon bulunmamaktadır. Kök dentininden alınan von Mises stres değerleri apikalden koronale doğru 74,065 MPa, 108,509 MPa ve 110,114 MPa'dır. En yüksek stres servikal bölgenin bukkal yüzeyinde izlenmektedir.

4.2.11. Grup 11



Şekil 4.36. Grup 11 kontrol grubu modelinde, dişte ve kök dentininin üç bölümünde oluşan stres bölgeleri

Kök ucu gelişimini tamamlamış ve sağlıklı bir dişi temsil eden bu modelde, kök ucunun sement dokusu ile tamamlandığı varsayılan gruplarla benzer bir şekilde sement dokusu boyutunda dentin çıkarılmış ve sonrasında stres değerleri alınmıştır. Kök dentininden alınan von Mises stres değerleri apikalden koronale doğru 58,039 MPa, 92,217 MPa ve 95,334 MPa'dır. En yüksek stres bölgesi servikal bölgede izlenmektedir.

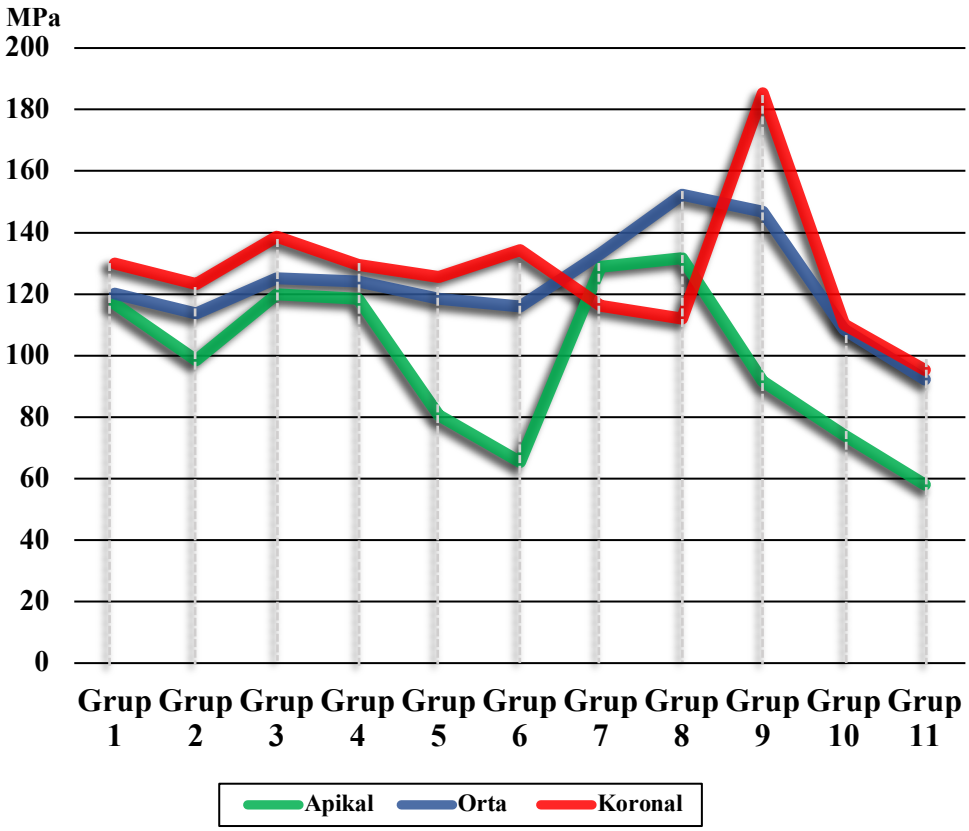


Şekil 4.37. Kontrol grubu modellerinin kesitsel görüntüsü üzerinde stres bölgelerinin değerlendirilmesi

- **Beyaz ok:** Kök kanalında oluşan stresi göstermektedir. Kök kanalı üzerinde homojen bir şekilde stres dağılımı izlenmektedir.
- **Sarı ok:** Kompozit restorasyon veya giriş kavitesi olmadığından dentin ve mine üzerinde diğer tüm gruplara göre daha az stres oluştuğu gözlemlenmektedir.
- **Kırmızı ok:** Kemik üzerinde her iki grupta da servikal bölgede stres yoğunluğu görülmektedir. Kök ucunun oluşmadığı Grup 10'da, Grup 11'e göre kemik üzerinde daha fazla stres yoğunluğu izlenmektedir.

Tablo 4.8. Kontrol gruplarında, kök dentinin üç bölgesinde oluşan stres değerlerinin MPa cinsinden değer tablosu

	Grup 10	**Grup 11**
Apikal	74,065	58,039
Orta	108,509	92,217
Koronal	110,114	95,334



Şekil 4.38. Travma Kuvveti Karşısında Oluşan Stresin Gruplara Göre Dağılımı

5. TARTIŞMA

Kök ve kök ucu gelişimini tamamlamamış dişlerde, çürük ve travma gibi olumsuz etkiler nedeniyle diş canlılığını kaybedebilir ve bunun sonucunda kök gelişiminin durmasına neden olabilir. Daimi dentisyonda travma oluşma oranının %2.6-35 arasında değiştiği ve en çok 8-12 yaş aralığında okul çağındaki çocuklarda meydana geldiği bildirilmiştir. Travma geçirmiş bu genç daimi dişlerde yaklaşık %50 oranında pulpa nekrozu gelişmektedir (Alaçam, 2012; Diogenes ve ark., 2013). Kök gelişimini tamamlanmamış dişlerde, kısa kök boyu ve zayıf dentin duvarları nedeniyle fonksiyonel ve fonksiyonel olmayan kuvvetler karşısında kırılma direnci azalmıştır. Canlılığını kaybetmiş bu dişlerde, ince dentin duvarları ve geniş kök ucu nedeniyle yapılacak endodontik tedavi hem zor hem de azalmış olan kırılma direncini daha fazla azaltacaktır (Andreasen ve ark., 2002). Endodontik tedavilerin pulpa ve periapikal bölgede var olan enfeksiyonu gidermesinin yanında kırılma direncini de artırması dişin uzun dönem prognozu açısından oldukça önemlidir. Kullanılan materyallerin özellikleri ve farklı tedavi yöntemlerinin, dişin üzerinde oluşabilecek stresler karşısında etkisini incelemek son yıllarda oldukça önem kazanmıştır (Powers ve ark., 2006). Travma gibi olumsuz bir durumu tecrübe edebilmek amacıyla araştırmalarda invivo hayvan örnekleri kullanılmış olsa da çalışmaların etik olmayışı nedeniyle günümüzde terk edilmiştir (Andreasen, 1976). Stres değerlendirmesi, kırılma direnci gibi araştırmalarda canlılar üzerinde çalışmak neredeyse imkansızdır. Prospektif ve retrospektif insan çalışmaları uzun dönem takip gerektirmesi, standardize edilememesi nedeniyle oldukça zordur. Endodontik olarak tedavi edilen dişlerin kırılma direnci üzerine birçok in vitro çalışma yapılmıştır (Andreasen ve ark., 2006; Bortoluzzi ve ark., 2007; Hatibović-Kofman ve ark., 2008). İn vitro modeller, ağız içi dokuları tam olarak taklit edemeyeceği ve standardize bir sonuç ortaya koyamayacağı için oldukça tartışmalıdır. Özellikle periodontal ligament gibi kuvvetlerin dişler üzerindeki etkisini önemli ölçüde değiştirebilen dokuları taklit etmek neredeyse imkansızdır (Olsen, 2013). In vitro çalışmalarda ki temel amaç; dişte kırık oluşana kadar dişe uygun açılarda kuvvet uygulamak ve kırılmanın oluştuğu anda ki kuvvet miktarını belirlemektir. Mevcut değişkenlerin birçoğu kontrol edilemediğinden yapılan çalışmalarda sonuçlar birbirinden farklılıklar gösterebilmektedir. Tüm bu dezavantajlar nedeniyle tez çalışmamızda sonlu elemanlar stres analiz yöntemi

kullanılmıştır. Sonlu elemanlar analizi, biyolojik bilimlerde dokuların fiziksel davranışlarını incelemeye izin veren yararlı bir modelleme tekniğidir (Kupczik, 2008). Canlı dokuların gerçeğe yakın modellemesi yapılabilir, uygulanacak etkilerin değişkenleri kolaylıkla ayarlanabilir ve ileri düzeyde standardizasyon sağlanabilir. Farklı koşullar altında biyomekanik süreçlerin invaziv olmayan, kontrollü ve tekrarlanabilir simülasyonunu sağlar. Görsel renklendirme skalası sayesinde stres ve yer değiştirme noktalarının analizi yapılabilir (Srirekha ve ark., 2010).

Kök ucu gelişiminin durmasının en önemli nedenlerinden biri dental travmalardır ve birçok araştırmacı tarafından en çok etkilenen dişlerin maksiller santral diş olduğu bildirilmiştir (Ravn, 1974; Andreasen ve ark., 2007). Bu nedenle tez çalışmamızda, çeşitli nedenlerle canlılığını yitirmesi sonucu en fazla oranda immatur halde kalan diş olması ve tedavi sonrasında bile en çok travmaya uğrayabilen diş olması nedeniyle maksiller santral diş seçilmiştir. Çalışmamızda uygun kron-kök oranına sahip kök gelişimini tamamlamamış bir dişin bulunmasının zor olması nedeniyle matür bir dişin tomografik görüntüsünden yararlanılmıştır. Matür diş seçiminin bir diğer nedeni ise rejeneratif tedaviler sonucu oluşan kök yapısının, kök ucu gelişimini fizyolojik olarak tamamlamış bir kök ile standart bir şekilde karşılaştırabilir olmasıdır. Kök gelişimi ve bu gelişimin olgunluğa erişim derecesi bakımından birçok sınıflandırma sistemi tanımlanmıştır (Nolla, 1952; Patterson, 1958; Fanning ve ark., 1963). Cvek kök gelişim sınıflandırılması (Cvek, 1992) klinik uygulamalarda sıkça kullanılması ve radyografik olarak tanımlanmasından dolayı sıkça kullanılmaktadır (Plascencia ve ark., 2017). Bu sınıflandırmada kök gelişimi 5 evreden oluşur;

1. Evre: Kök uzunluğu nihai boyutunun yarısından daha azdır.

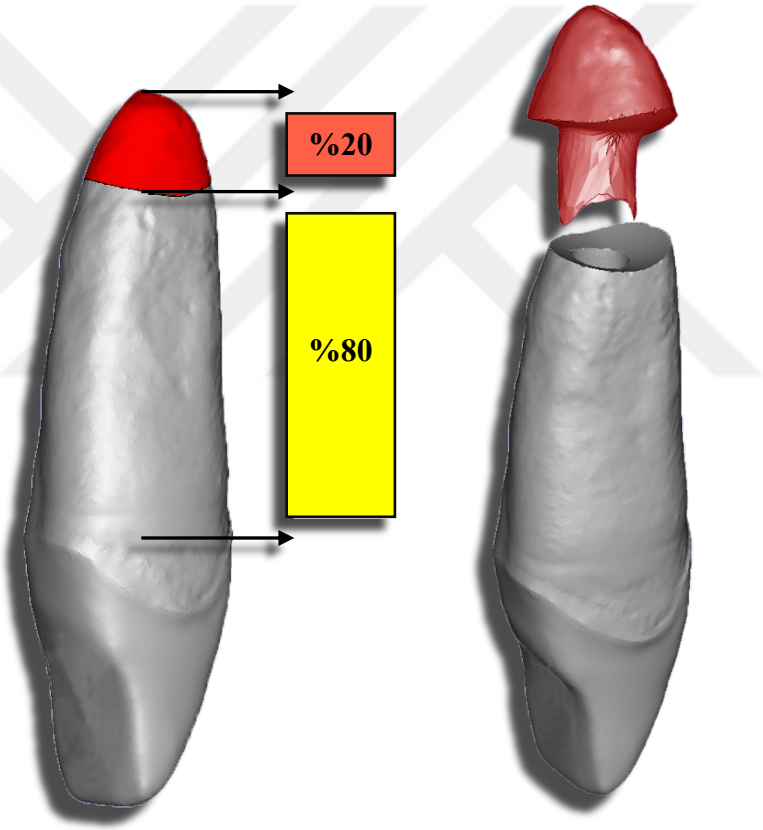
2. Evre: Kök uzunluğu yarı boyutundadır.

3. Evre: Kök uzunluğu 2/3 boyutundadır.

4. Evre: Geniş apikal açıklığa sahip, kök gelişimi tamamlanmaya yakındır.

5. Evre: Kök gelişimi tamamlanmış ve kök ucu kapanmıştır (Cvek, 1992; Plascencia ve ark., 2017).

Çalışmamızda klinik ortamında en çok karşılaşılan durum olan Cvek'in kök gelişim evrelerinden 4. evre seçilmiştir (Plascencia ve ark., 2017). Bu durumu simüle edebilmek için daha önceden bilgisayarlı tomografik görüntüsü alınmış bir hastanın, sağ maksiller santral dişi üzerinde çalışılmıştır. Bu tomografik görüntü üç boyutlu modelleme yöntemi ile modellenmiştir. Cvek'in 4. evre olarak tanımladığı ve kök ucu gelişimini tamamlamamış bir dişi simüle edebilmek amacıyla kök uzunluğunun %20'lik bir kısmı çıkarılmıştır (Bucchi ve ark., 2019). Geniş kök ucunu temsil etmesi amacıyla kök ucunun çıkarılmasının ardından kalan kök uzunluğunun %20'si boyutundaki bölüm kök kanalı içerisinden çıkarılmıştır.



Şekil 5.1. A. Kök ucunun çıkarılma oranı

B. Kök ucunun çıkarılmış görüntüsü

Çalışmamızda modeli yapılan mine, dentin, sement ve alveolar kemik gibi sert dokular, ve tedavide kullanılan materyallerin tamamı lineer, izotropik ve homojen kabul edilmiştir. Periodontal ligamentin kuvvetler karşısında doğrusal olmayan

davranışları ve dişe geniş bir hareket imkanı veren yapısı nedeniyle stres ve deformasyonu sağlıklı bir şekilde periodonsiyuma ve destek kemik dokulara iletir. Qian ve ark. periodontal ligamentin doğrusal olmayan, viskoelastik davranış gösteren bir doku olduğunu ifade etmiştir (Qian ve ark., 2009). Nonlineer sonlu elamanlar analizi, geleneksel lineer statik modellerle çözülemeyen veya doğruluğu tartışılır sonuçlar alınan analizlere göre yapılar içindeki stres ve gerilmeyi daha gerçekçi bir şekilde tahmin eder. Bu analiz günümüzde karmaşık yapıları incelemek amacıyla giderek daha güçlü bir yaklaşım haline gelmiştir. Bu nedenle, gerinim ve gerilim ile ilişkili davranışında hiperelastik davranış gösteren periodontal ligament, çalışmamızda nonlineer olarak kabul edilmiştir. Nonlineer davranış gösteren doku ve materyallerin viskoelastik özelliklerini belirlemek için birçok karmaşık formül kullanılmıştır. Bunlar arasından en çok kullanılanı Mooney-Rivlin nonlineer hesaplama yöntemidir. Bu yöntem adını fizikçi olan Melvin Mooney ve Ronald Samuel Rivlin'in soyadlarından almıştır. 1940'lı yıllarda yayınladıkları birbirinden bağımsız iki farklı makale temel alınarak oluşturulan Mooney-Rivlin hesaplama modeli günümüze kadar hiperelastik materyallerin tanımlanmasında ve modellenmesinde kullanılmaktadır. Aynı zamanda, gerinim değişmezlerine dayanan birçok modeller için de temel oluşturur. Çalışmamızda, bir çok hesaplama modeli bulunan Mooney-Rivlin hesaplama modelinden 3. derece deformasyon formülü kullanılmıştır (Qian ve ark., 2009; Bucchi ve ark., 2019).

$$W = C_{10}(I_1-3) + C_{01}(I_2-3) + C_{11}(I_1-3)(I_2-3) + C_{20}(I_1-3)^2 + C_{30}(I_1-3)^3$$

Şekil 5.2. Mooney-Rivlin 3.derece deformasyon formülü

Formüldeki "C" değerleri incelenen dokunun farklı zamanda farklı elastik modülüne sahip olduğunu ifade eder. Bu davranışından dolayı hiperelastik olarak tanımlanır. Sonlu elemanlar analiz yöntemi nesnelerin matematiksel olarak formüle edilerek modellendiği bir yöntemdir. Sonlu sayıda elemanlardan oluşan modelin maruz kalabileceği kuvvetler karşısında tanımlanan fiziksel özellikleri ile birlikte sayısal bir denklemin çözümlemesi ile analiz yapılır. Denklemin çözülebilmesi güçlü donanıma sahip bilgisayarlar ve ileri seviyedeki yazılımlar ile mümkün olabilmektedir. Bu nedenle, sonlu elemanlar stres analizinin sonuçları, modelde

kullanılan eleman ve düğüm sayısı ve bilgisayarın işlem kapasitesi ile sınırlıdır. Elemanların ve düğümlerin sayısı arttıkça yapılan işlemin hassasiyeti artmaktadır ve gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilebilmektedir. Çalışmamızda eleman sayısı 453068 ile 816993, düğüm sayısı ise 96559 ile 158021 arasında değişmektedir. Periodontal ligamentin nonlineer hesaplanması, lineer hesaplamaya göre işlem yükünü 5 ila 10 kat arasında artırdığından mümkün olabilecek en yüksek sayıda eleman ve düğüm sayısı kullanılmaya çalışılmıştır (Tablo 3.3). Çalışmamızda modeli oluşturulan tüm dokuların ve tedavide kullanılan tüm materyallerin fiziksel özellikleri (elastik modülü ve poisson oranları) literatürden ve üretici firmalardan alınmıştır(Tablo 3.1).

Kök etrafında ki sement dokusunun ince yapısından dolayı dentin ile arasında elastisite modülü bakımından anlamlı farklılık oluşmamaktadır. Bu nedenle, sonlu elemanlar stres analiz yöntemlerinde genellikle ihmal edilir (Yang ve ark., 2007; Poiate, Vasconcellos, A., ve ark., 2009; Olsen, 2013; Belli ve ark., 2017; Bucchi ve ark., 2019). Çalışmamızda kökün etrafındaki sement dokusu, dentinin devamı olarak kabul edilerek işlem yapılmıştır. Periodontal ligametin kalınlığı; viskoelastik yapısından dolayı, dişin konumuna ve yaş faktörüne bağlı olarak 0,12-0,27 mm arasındaki kalınlıkta olabilir (Çağlayan, 2010). Çeşitli sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında birbirinden farklı periodontal ligament kalınlıkları kullanılmıştır (Shetty ve ark., 2013; Gomes ve ark., 2015). Çalışmamızda, genç yaştaki bir bireyin üst kesici dişini temsil etmesi nedeniyle periodontal ligament kalınlığı 0,25mm olarak kabul edilmiştir.

Fonksiyonel ve fonksiyonel olmayan kuvvetlere en fazla maruz kalan dişlerin üst kesici dişler olmasından dolayı yapılan birçok çalışmada, bu çalışmada da olduğu gibi üst santral kesici diş seçilmiştir (Andreasen, 1970; Huang, G. T.-J. ve ark., 2006; Andreasen ve ark., 2007; Olsen, 2013; Bucchi ve ark., 2019). Bu dişlere gelen kuvvetin büyüklüğü, yönü ve konumu diş üzerindeki etkilerini incelemede önemli faktörlerdir. Yapılan çalışmalarda travmatik kuvvetlerin en sık geldiği bölgenin ön dişlerin frontal ve insizal yüzeyleri olduğu vurgulanmıştır (Nyashin ve ark., 2000). Bu bölgelere vertikal, oblik ve horizontal yönde fonksiyonel ve parafonksiyonel travma kuvvetleri gelebilmektedir. Bu tez çalışmasında en çok karşılaşılan durum olan oklüzal kapanış kuvvetleri ve travma kuvvetleri karşısında ki stres durumu incelenmiştir. Sınıf 1 oklüzal kapanışta maksiller ve mandibular kesici dişlerin ortalama temas açısını taklit

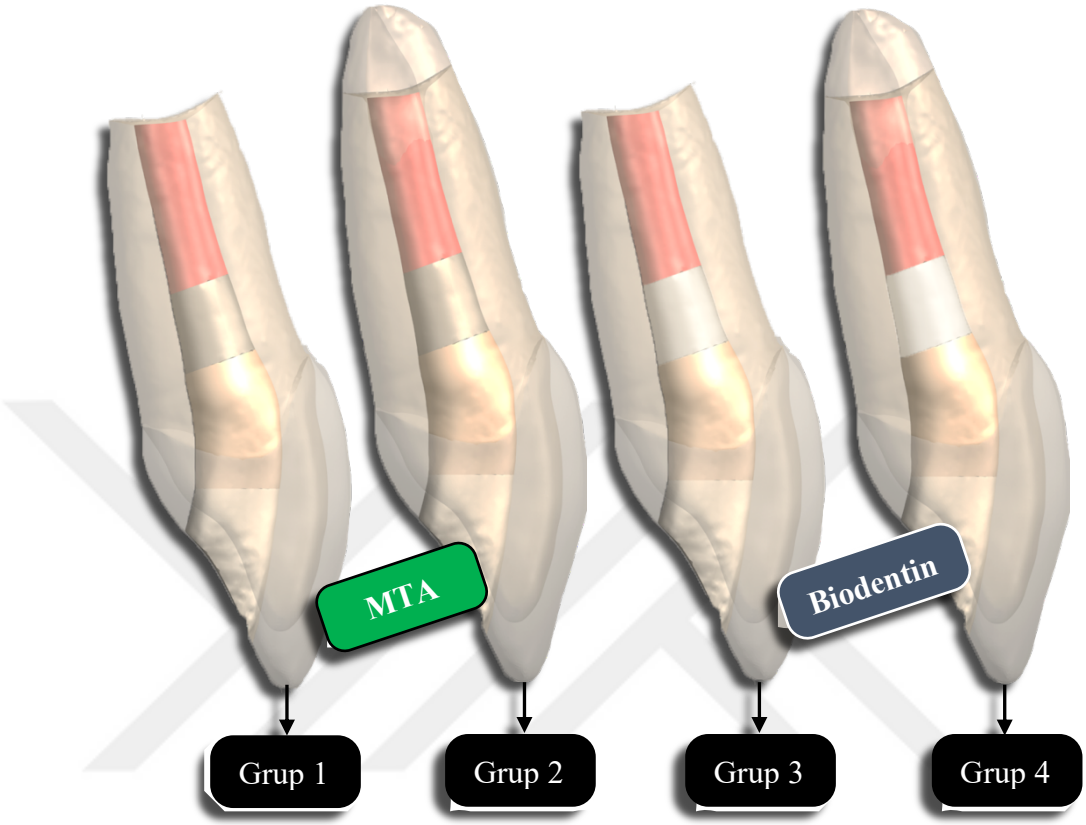
etmek amacıyla üst kesici dişe labiolingual yönde 130^{O} açıyla 240 N kapanış kuvveti uygulanmıştır (Milani ve ark., 2012; Brito-Júnior ve ark., 2014; Belli ve ark., 2017). Bu kuvvet kesici dişler için maksimum kapanış kuvvetidir (Poiate, Vasconcellos, A. B. de, ve ark., 2009; Poiate, Vasconcellos, A., ve ark., 2009). Çalışmamızda uygulanan ikinci kuvvet ise dental travma kuvvetidir. Dental travmalar farklı yönlerde ve kuvvetlerde meydana gelebilmektedir. Yapılan çalışmalarda parafonksiyonel kuvvetleri 500N, hafif travmatik kuvvet miktarını 800N ve ağır travmatik kuvvet miktarını ise 2000N olarak belirtmişlerdir (Huang ve ark., 2005; Huang, H.-M. ve ark., 2006; Poiate, Vasconcellos, A., ve ark., 2009; da Silva ve ark., 2013). Tez çalışmamızda diş modellerine, genç daimi dişlerde en çok karşılaşılan travmatik durum olan labial yüzeye dik yönde ve 300N şiddetinde travma kuvveti uygulanmıştır. (da Silva ve ark., 2013; Lam, 2016; Bucchi ve ark., 2019).

Kök ucu gelişimini tamamlamadan pulpal canlılığını yitirmiş dişlerde, yakın zamana kadar en çok kullanılan tedavi protokolü kalsiyum hidroksit apeksifikasyonudur. Tedavi süresinin uzun sürmesi, kök gelişimini tamamlamasından ziyade kök ucunda kalsifiye bariyer oluşumu sağlanması ve dişin uzun dönem prognozu bakımından kırılma direncini düşürmesi nedeniyle günümüzde bu tedavi protokolünün uygulanması tartışmalıdır (Andreasen ve ark., 2002; Belli ve ark., 2017). Klinisyenler bu dezavantajlar nedeniyle kök ucu açık dişlerde farklı tedavi yöntemleri geliştirmişlerdir. Bunlardan en çok kullanılanları; tek seans apeksifikasyon, revaskülarizasyon ve modifiye apeksifikasyon yöntemleridir. Bu tedavi yöntemlerinin uzun dönem başarısı hakkında yeterli takip ve değerlendirme imkânı olmadığından, in vitro çalışmalar ve sonlu elemanlar analiz yöntemleri ile kırılma direnci ve stres analizleri yapılmaktadır. Bu tez çalışmasında, kök ucu gelişimini tamamlamamış dişlerde en çok uygulanan tedavi yöntemlerinin fonksiyonel oklüzal kapanış kuvveti ve travma kuvveti karşısında kök üzerindeki oluşan streslere etkisi bakımından farklılıkları değerlendirilmiştir.

Bu tez çalışması, ikisi kontrol grubu olmak üzere toplam on bir grup ve üzerinde uygulanan iki farklı kuvvet ile toplam 22 senaryodan oluşmaktadır.

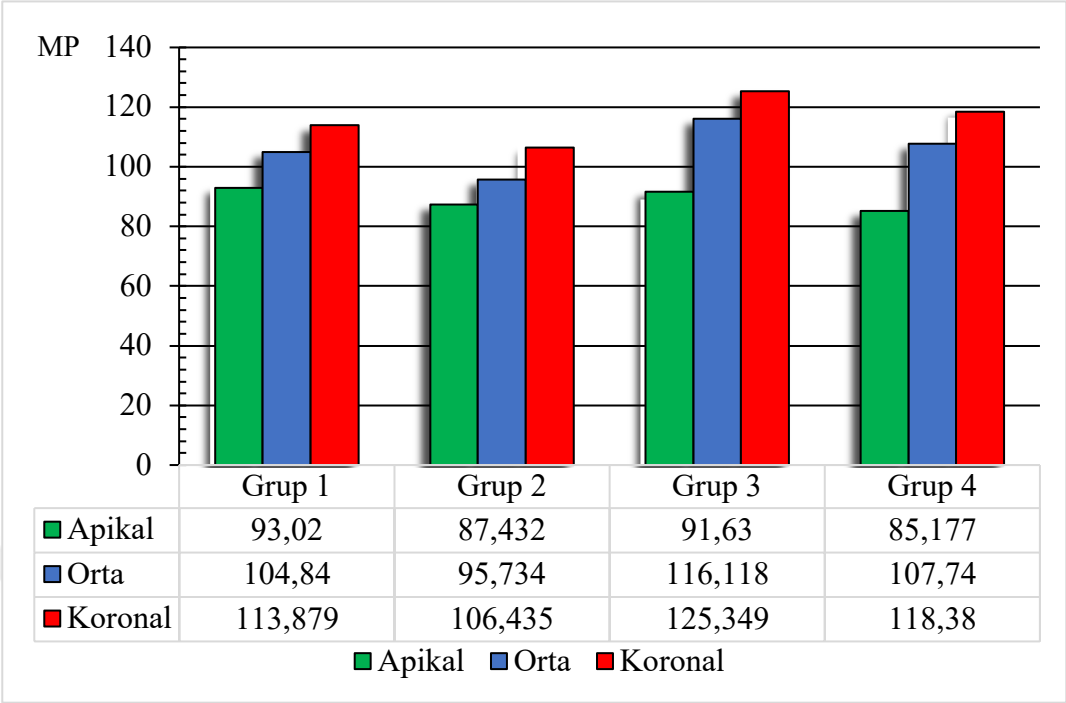
5.1. Senaryoların Değerlendirilmesi

5.1.1. Revaskülarizasyon Tedavileri

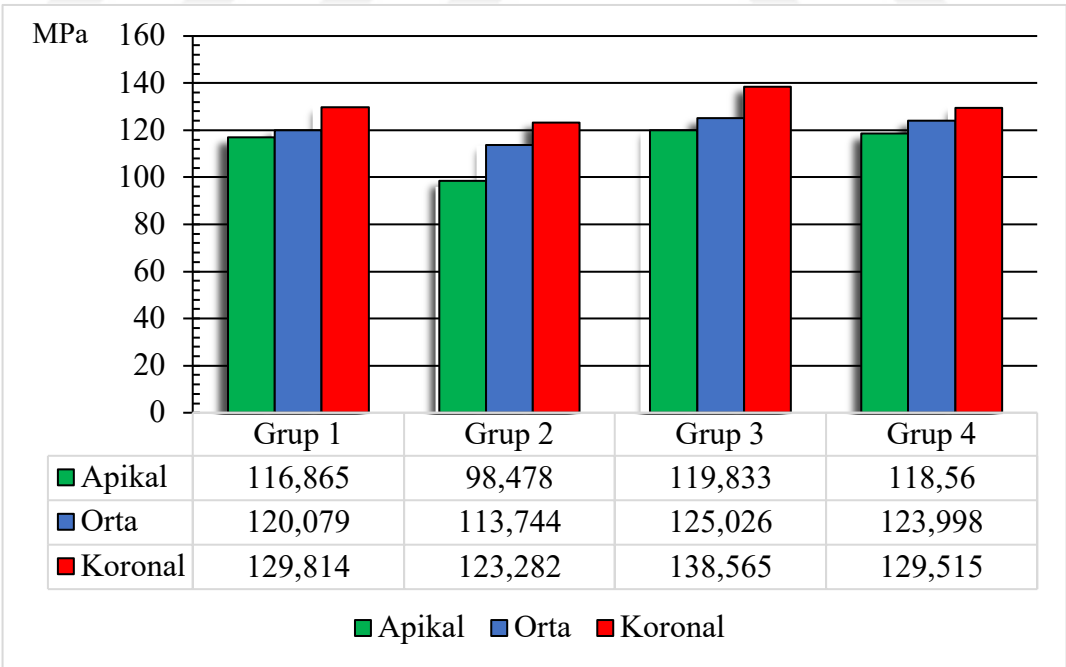


Şekil 5.3. Revaskülarizasyon tedavi grupları

Bu tedavi grupları, mine-sement sınırına kadar olan bölümde 3mm kalınlığında MTA ve biodentin olduğu varsayılarak modellenmiştir. Kök kanalının geri kalan kısmında, kanama ve kan pıhtısının elastik özelliklerinin tam yansıtılamaması nedeniyle pulpa dokusu olduğu kabul edilmiştir. Rejeneratif tedavilerde kök ucu oluşumunun başarılı bir şekilde gerçekleştiği ve kök uzunluğunda artış olduğu bildirilmiştir. Kök ucunda oluşan sert dokunun hem hayvan çalışmalarında hem de çeşitli nedenlerle çekilmiş insan dişi üzerinde yapılan histolojik çalışmalarda sement benzeri bir doku olduğu belirtilmiştir (Wang ve ark., 2010; Yang ve ark., 2012). Bu nedenle çalışmamızda kök ucunda oluşan sert dokunun sement olduğu varsayılmıştır.



Şekil 5.4. Revaskülarizasyon tedavilerinde oklüzal kapanış kuvveti karşısında oluşan stres değerleri



Şekil 5.5. Revaskülarizasyon tedavilerinde travma kuvveti karşısında oluşan stres değerleri

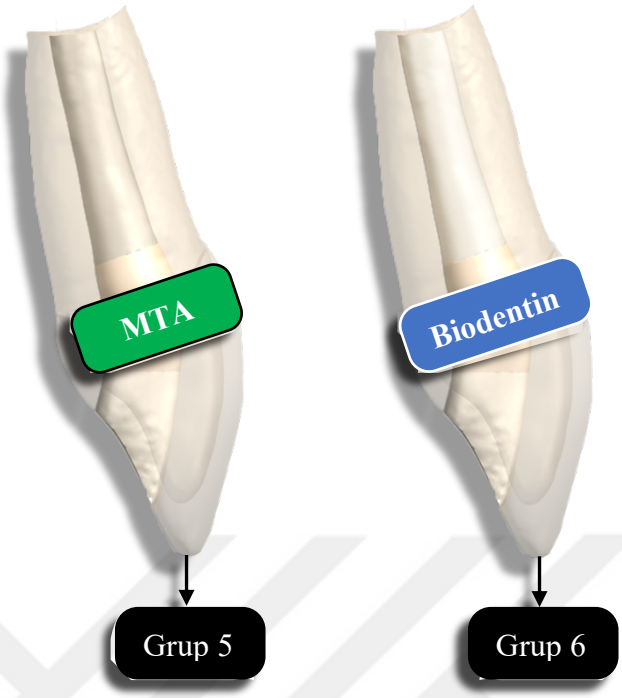
Tüm tedavi gruplarına uygulanan her iki kuvvette de en yüksek stres servikal bölgede meydana gelmiştir. Grup 2 ve Grup 4'de kök ucunda oluşan sement dokusu ile kök uzunluğu artmış ve strese maruz kalan alan miktarı arttığından Grup 1 ve Grup 3'e göre tüm bölgelerde daha az stres oluştuğu görülmektedir. Kök uzunluğunu artıran rejeneratif tedavi yöntemleri kök ucu oluşmamış dişlerde daha uygun stres dağılımı ve dişin uzun dönem başarısı için başarılı bir tedavi olduğu düşünülmektedir. Biodentinin kullanıldığı grupta MTA'nın kullanıldığı gruba göre daha fazla stres oluştuğu görülmektedir. Özellikle bu durum Grup 3'de servikal dentin bölgesinde çok daha belirgindir. Bu durum, Belli ve ark. yaptığı sonlu elemanlar çalışmasında da benzerdir (Belli ve ark., 2017). Rejeneratif tedavilerde kök ucunda oluşan doku, kökün apikal ve orta kısımda sınırlı olduğu bildirilmiştir ve çalışmamızda sement doku simüle edilmiştir (Bose ve ark., 2009; Estefan ve ark., 2016). Koronal kök bölgesinde sert doku oluşumu olmadığından, bu bölgede biriken streslerin kırılma direncini göstermede referans olabileceği düşünülebilir. Fakat, rejeneratif endodontide medikaman olarak kullanılan kalsiyum hidroksit veya antibiyotik patlarının kırılma direncine olan etkisini simüle edemez. Rejeneratif uygulamalarda biodentin kullanımının koronal kök bölgesinde, özellikle travmatik kuvvetler karşısında stres oluşumunu artırdığı görülmektedir.

5.1.2. Apeksifikasyon Tedavileri

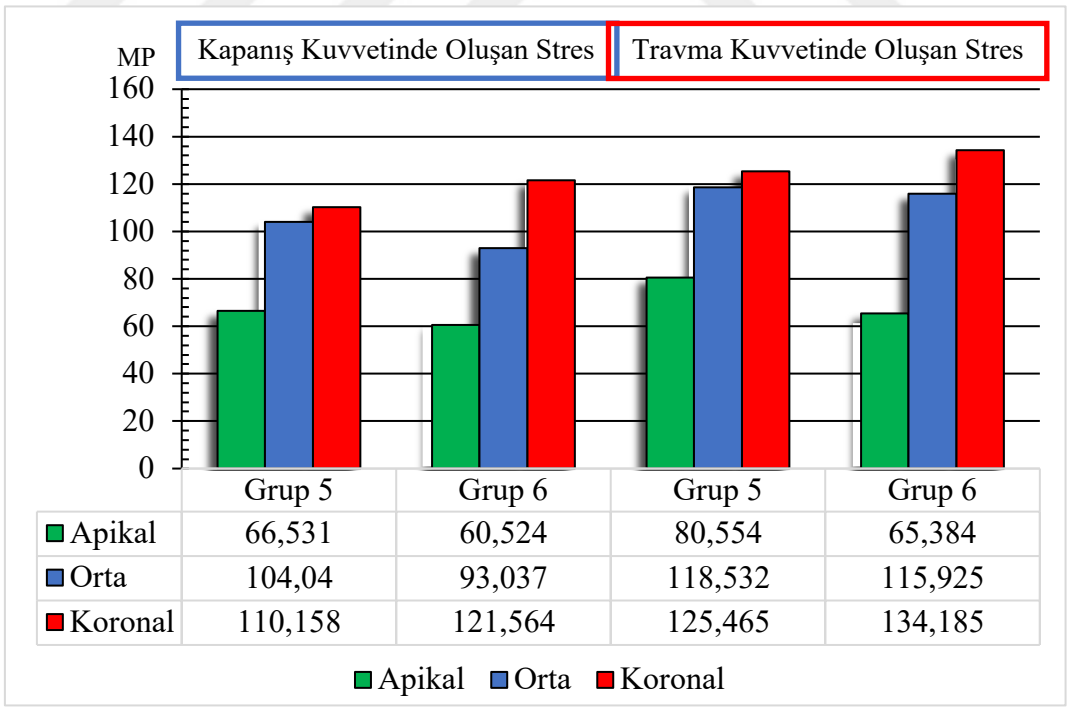
Kalsiyum hidroksit ile yapılan apeksifikasyon tedavilerinde, uzun tedavi süresi ve takip gerekliliği, dişin kırılma direncini düşürmesi ve servikal kök kırıklarına neden olması nedeniyle klinisyenler tek seans apeksifikasyon tekniğini benimsemişlerdir. Birçok araştırmacı tarafından bu tedavi için MTA'nın iyi bir seçenek olduğu bildirilmiştir ve günümüzde sıkça kullanılmaktadır. MTA klinik kullanım için uygun bir materyal olmasına rağmen yaklaşık 12 saat süren sertleşme süresi, dişte renklenmeye neden olması ve basma direncinin düşük olması bu materyalin dezavantajlarıdır (Parirokh ve ark., 2010). Alternatif olarak kalsiyum silikat esaslı materyal olan biodentin tanıtılmıştır. MTA'ya kıyasla daha az sürede sertleşme reaksiyonunu tamamlaması ve dentine yakın fiziksel özelliklere sahip olması bu materyalin avantajlarıdır (Biodentine Scientific, 2010; Bachoo ve ark., 2013; Camilleri, 2013).

MTA’nın kırılma direncini artırma konusunda tartışmalı sonuçlar vardır. White ve ark. MTA’nın kısa dönemde, yüksek pH derecesine bağlı olarak dentininin yapısal protenlerini etkilemesi sonucunda kırılma direncini düşürdüğü fakat uzun dönemde bu etkisinin azaldığını bildirmişlerdir (White ve ark., 2002). Andreasen ve ark. MTA’nın servikal kök kırıklarını önemli oranda azalttığını ve kırılma direncini artırdığını ifade etmişlerdir (Andreasen ve ark., 2006). İdeal bir kanal dolum materyalinin özelliği dentine benzer fiziksel özelliklere sahip olmasıdır (Cheung, 2005). Biodentinin dentine benzeyen fiziksel özellikleri sayesinde, kök dentininde stres dağılımına izin vererek kırılma direncini artırabilmektedir (Jefferies, 2014). Li ve ark. yaptığı bir sonlu elemanlar analizi çalışmasında, dentine benzer elastisite modülü olan materyallerin gelişimini tamamlamamış kökleri güçlendirebileceğini belirtmişlerdir (LI ve ark., 2006). Biodentinin MTA’ya kıyasla daha yeni bir materyal olmasından dolayı literatürde kırılma direnci ve diş üzerindeki stres dağılımına etkisi bakımından daha sınırlı bilgi vardır. Literatürden ve üreticiden alınan bilgilere göre, MTA’ya kıyasla biodentinin elastisite modülü daha yüksektir.

Bu tez çalışmasında; bu iki materyalin aynı şartlarda birbiri ile değerlendirilmesinin yanında, rejeneratif tedavilerde sadece koronal kök bölümde bulunması durumunun oluşan stres miktarları bakımından farklılıkları karşılaştırılmıştır. Tay ve Pashley'e göre, kök kanalı tamamen MTA ile doldurulursa, materyal ve kök kanal duvarı arasında çevresel olarak uzanan bir ara yüze sahip birincil monoblok oluşturulabilir (Tay ve ark., 2006, 2007). Kök ucu açık dişlerde primer monoblok kök yapısının oluşturulması, biyomekanik açıdan avantajlı olabileceği düşünülerek çalışmamızda tamamen MTA ve biodentin ile dolum yapıldığı bu iki tedavi grubu modellenmiştir.



Şekil 5.6. Apeksifikasyon tedavi grupları

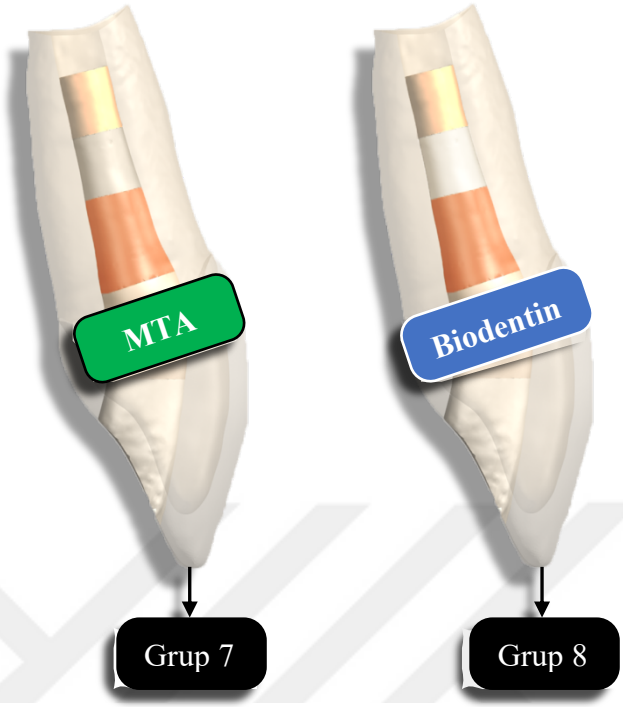


Şekil 5.7. Apeksifikasyon tedavilerinde oklüzal kapanış kuvveti ve travma kuvveti karşısında oluşan stres değerleri

Elde edilen sonuçlara göre hem kapanış sırasına oluşan kuvvetlerde hem de travma kuvvetinde en yüksek stres koronal bölümdedir. Apikal dentindeki stres değerlerinin düşük olması, streslerin orta ve koronal bölümde daha fazla birikmesi nedeniyle oluşmuş olabilir. Rejeneratif tedavilerde kök ucunun oluşmadığı Grup 1 ve Grup 3 ile karşılaştırıldığında her iki kuvvet tipinde de koronal bölgedeki stresin azaldığı görülmektedir. Apikal ve koronal dentindeki stresin azalması, monoblok kanal yapısının kökte oluşan stresi daha fazla yüzey alanına dağıtmasından kaynaklı olabilir. Belli ve ark. yaptığı çalışmada kök kanallarının tamamen MTA ile doldurulması, stresi kökün orta bölümüne ileterek servikal bölgedeki gerilmeleri azalttığı bildirilmiştir (Belli ve ark., 2011).

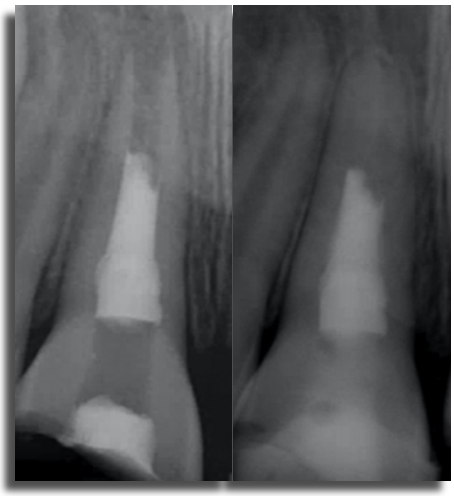
Biodentin ile MTA karşılaştırıldığında her iki kuvvet tipinde de biodentinin kullanıldığı grupta, tüm bölgelerde daha fazla stres oluştuğu görülmektedir. Özellikle travma kuvvetinde, koronal dentin bölgesinde meydana gelen stres miktarı belirgin seviyededir. Çalışmamızda biodentinin elastisite modülünün dentinden yüksek olması bu durumu açıklayabilir. MTA ve biodentinin benzer şekilde kıyaslandığı sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında bulgularımızı destekler nitelikte, MTA kullanımın dentinde daha az stres oluşturduğu belirtilmiştir (Belli ve ark., 2017; Eram ve ark., 2020). Bu durumun aksine, çekilmiş dişler üzerinde yapılan invitro kırılma direnci çalışmalarında MTA ve biodentin karşılaştırılmış fakat aralarında anlamlı fark bulunamamıştır (Bayram ve ark., 2016; Evren ve ark., 2016). Nagas ve ark. yaptıkları çalışmada ise, biodentinin MTA'ya göre dişin kırılma direncini daha fazla artırdığını belirtmişlerdir (Nagas ve ark., 2016). Sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında, elde edilen sonuçlar modeli yapılan nesnenin o anki yapısı üzerinde uygulanan kuvvetler ile elde edilir. Dentin gibi kompleks ve dinamik dokularda, kanal dolum materyalleri dentin mikrosertliğini etkiler ve yapısında zamana bağlı değişiklikler gerçekleşebilir (White ve ark., 2002). Ayrıca uzun sertleşme süresine sahip olan MTA'nın sertleşme reaksiyonu boyunca ve reaksiyon sonrasında farklı elastisite modülüne sahip olduğu bilinmektedir (Milani ve ark., 2012). Bu durum çalışmamızı sınırlandıran faktörlerdendir ve invitro çalışmalar arasındaki farkı açıklayabilir.

5.1.3. Modifiye Apeksifikasyon Tedavileri



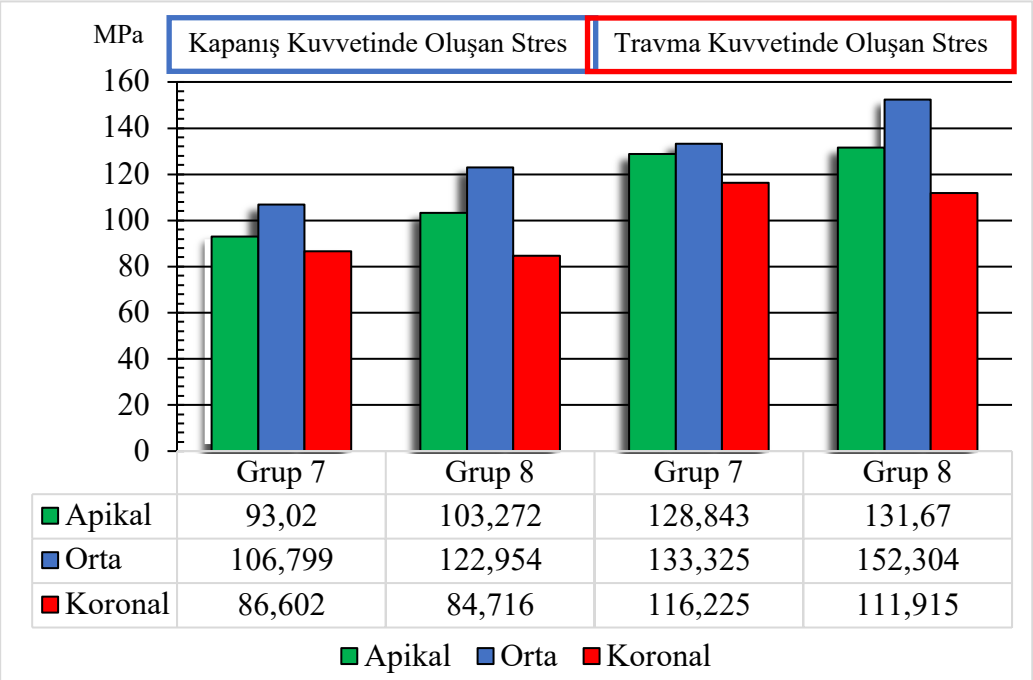
Şekil 5.8. Modifiye apeksifikasyon tedavisi grupları

Songtragul ve ark. rejeneratif endodontik tedavilere ve apeksifikasyona alternatif olarak modifiye apeksifikasyon tedavisini önermişlerdir. Bu tedavi yönteminde, MTA veya biodentin ile yapılan apikal tıkaç yerine, kök ucundan yaklaşık 5mm kadar koronale doğru yerleştirilir ve kanalın geri kalan kısmı guta perka ile doldurulur. Rejeneratif tedavilerde olduğu gibi kök gelişiminin devamı sağlanabilmektedir (Songtrakul ve ark., 2020).



Şekil 5.9. Modifiye apeksifikasyon tedavisinde kök ucu gelişiminin radyografik görüntüsü

Bu tedavinin amacı; özellikle kron harabiyeti olan kök ucu gelişimini tamamlamış dişlerde post restorasyonuna izin verebilmesidir. Kırılma direnci zayıf olan dişlerde özellikle servikal bölgeyi güçlendirebileceği iddia edilmektedir. Çalışmamızda bu tedavi yöntemi, diğer tedavi gruplarında olduğu gibi iki farklı materyal ile değerlendirilmiştir.



	Grup 7	Grup 8	Grup 7	Grup 8
Apikal	93,02	103,272	128,843	131,67
Orta	106,799	122,954	133,325	152,304
Koronal	86,602	84,716	116,225	111,915

Apikal Orta Koronal

Şekil 5.10. Modifiye apeksifikasyon tedavilerinde oklüzal kapanış kuvveti ve travma kuvveti karşısında oluşan stres değerleri

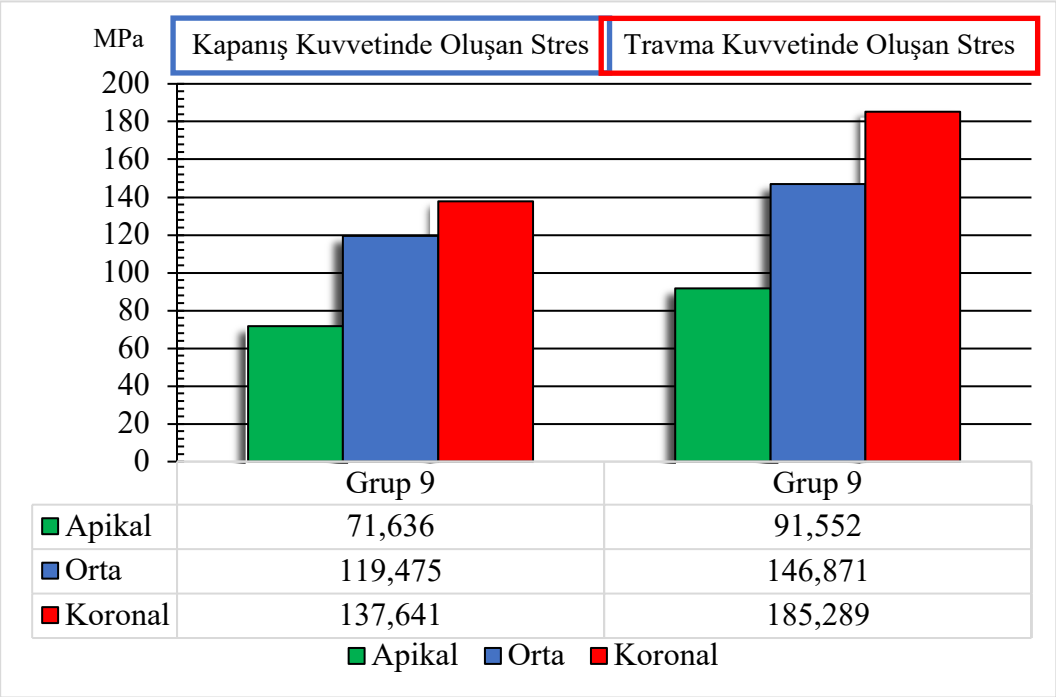
Her iki kuvvet uygulandığında da Grup 7 ve Grup 8'de dentinde ki en yüksek stres yoğunluğu kökün orta bölümde ortaya çıkmıştır. Diğer tüm tedavi gruplarında olduğu gibi bu tedavide de biodentinin olduğu Grup 8'de, MTA'nın olduğu Grup 7'ye göre stres değerleri daha yüksektir. Koronal bölümde stres yoğunluğu azalırken, orta ve apikal bölümde stres yoğunluğu artmıştır. Rejeneratif tedaviler ve apeksifikasyon tedavileri ile karşılaştırıldığında, uygulanan her iki kuvvette stres yoğunluğu orta ve apikal bölgede daha fazladır. Kök kanalında dentine yakın büyüklükte elastisite modülüne sahip materyallerin kök ucuna daha yakın bölgede bulunması nedeniyle, uygulanan kuvvet vektörü karşısında dişin direnç merkezinin orta bölüme doğru yer değiştirmesi bu durumu açıklayabilir. Schmoldt ve ark. göre zayıf köklere sahip dişlerde, kök kanalında guta perka ve kanal patının bulunması kırılmaya karşı direnci etkilememektedir (Schmoldt ve ark., 2011). Johnson ve ark. bu durumu, guta perka ve

kanal patının kök dentine bağlanma eksikliğinden değil materyalin zayıf fiziksel özelliklerinden kaynaklandığını ifade etmişlerdir (Johnson ve ark., 2000). Koronal kök bölümünde guta perka gibi düşük elastisite modülüne sahip elastomerik bir materyal olmasına karşın, çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlara göre servikal bölgedeki stres yoğunluğu apeksifikasyon ve rejeneratif tedavi gruplarına göre daha az bulunmuştur. Bu tedavi seçeneği kök ucu gelişimini tamamlamamış dişlerde, servikal kök kırıklarına karşı umut verici olabilir. Ayrıca, rejeneratif tedavilerle karşılaştırıldığında, modifiye apeksifikasyon tedavisinde EDTA'nın kullanılmaması (Songtrakul ve ark., 2020) kırılma direnci bakımından bu tedaviyi daha da avantajlı hale getirmektedir.

5.1.4. Geleneksel Kanal Tedavisi

Şekil 5.11. Geleneksel kanal tedavisi grubu

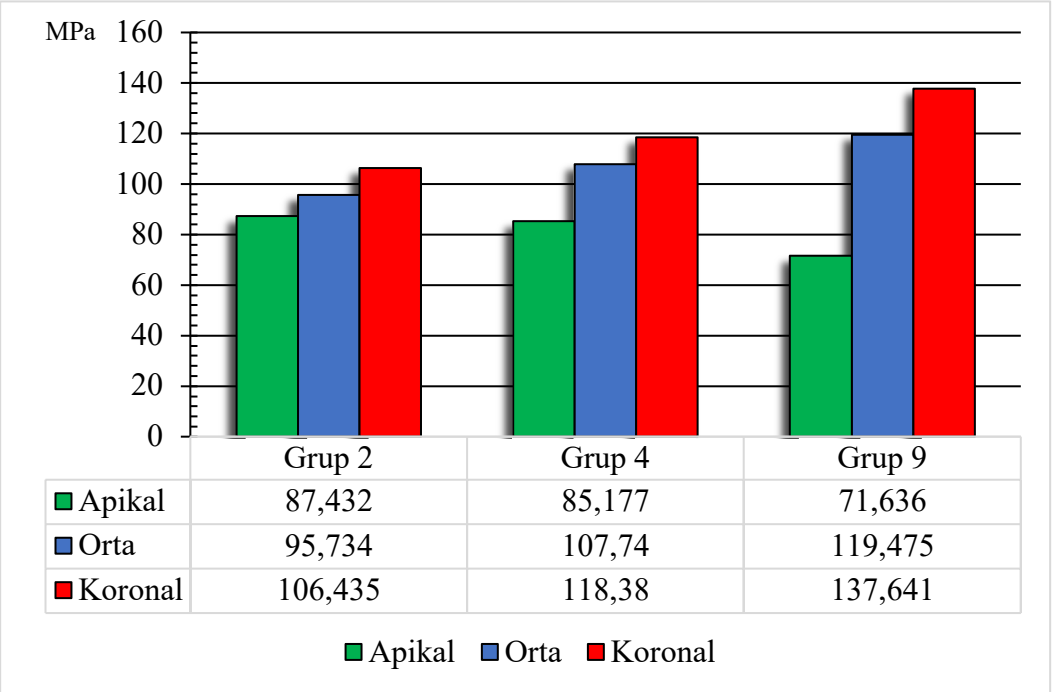
Rejeneratif tedavilerden sonra kök ucunun geliştiği, fakat çeşitli nedenlerle tekrar endodontik tedaviye ihtiyacın olduğu durumu temsil etmesi amacıyla bu senaryo oluşturulmuştur. Ayrıca bu tedavi grubunu rejeneratif tedavilerle karşılaştırılmıştır.



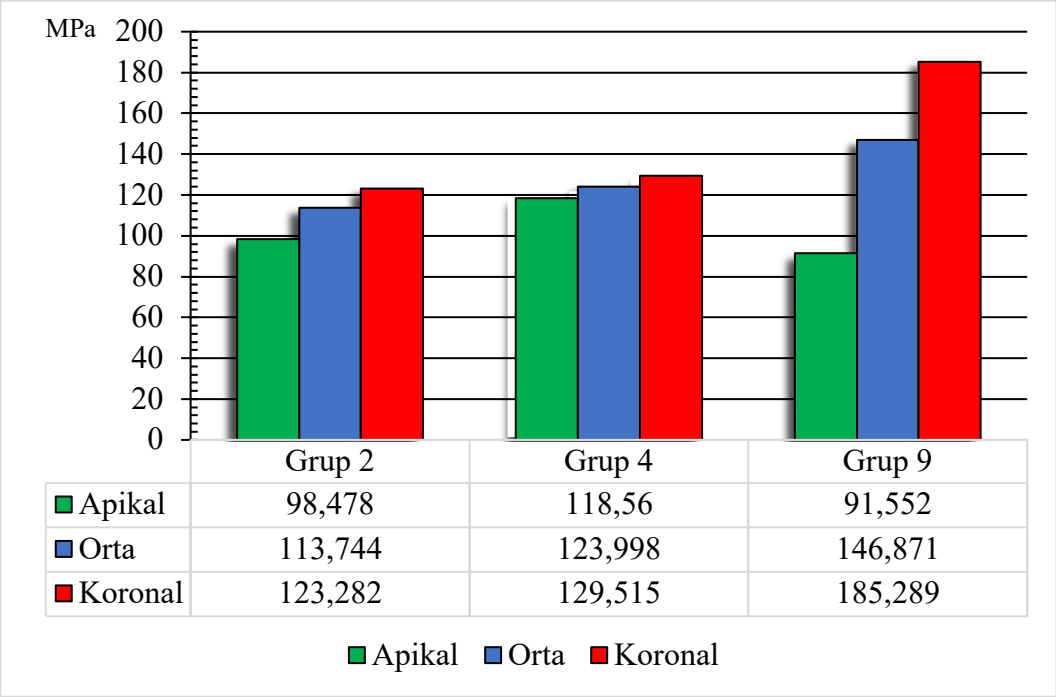
Şekil 5.12. Geleneksel kanal tedavisinde oklüzal kapanış kuvveti ve travma kuvveti karşısında oluşan stres değerleri

Her iki kuvvet tipinde de en yüksek stres koronal bölgesinde ortaya çıkmaktadır. Özellikle travma kuvvetinde bu stres yoğunluğu belirgin seviyededir. Guta perkanın elastisite modülü dentine göre oldukça düşüktür. Elastomerik bir materyal olasından dolayı stresleri sönümleme noktasında etkisizdir ve bu nedenle dentin üzerinde özellikle servikal bölgede daha fazla stres birikmesine neden olmaktadır (Belli ve ark., 2017).

Bu stres yoğunluğu, MTA ve biodentinin olduğu kök ucu kapalı tedavi gruplarıyla karşılaştırıldığında her iki kuvvet tipinde de servikal ve orta bölümde belirgindir. Yapılan invitro çalışmalarda da gütaperka ile dolum yapılan dişlerde fraktür direncinin düük olması çalışmamızdaki sonuçları destekler niteliktedir (Wilkinson ve ark., 2007; Cauwels ve ark., 2010).



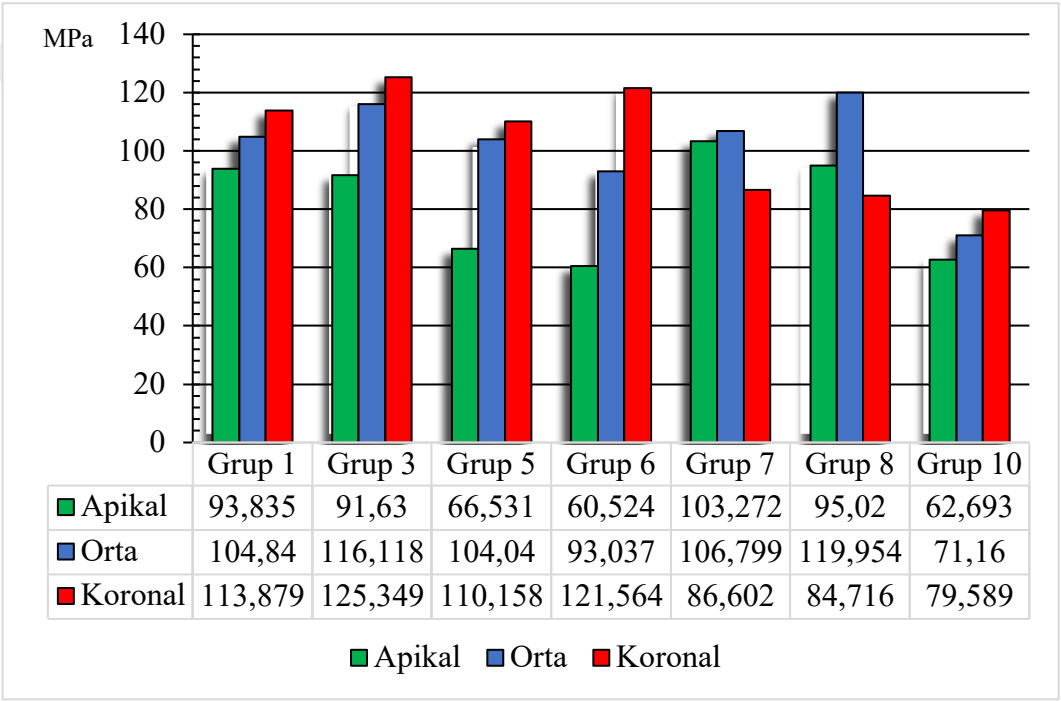
Şekil 5.13. Geleneksel kanal tedavisi grubuna ve kök ucunun kapalı olduğu diğer tedavi gruplarına oklüzal kapanış kuvveti uygulandığında oluşan stres değerlerinin karşılaştırılması



Şekil 5.14. Geleneksel kanal tedavisi grubuna ve kök ucunun kapalı olduğu diğer tedavi gruplarına travma kuvveti uygulandığında oluşan stres değerlerinin karşılaştırılması

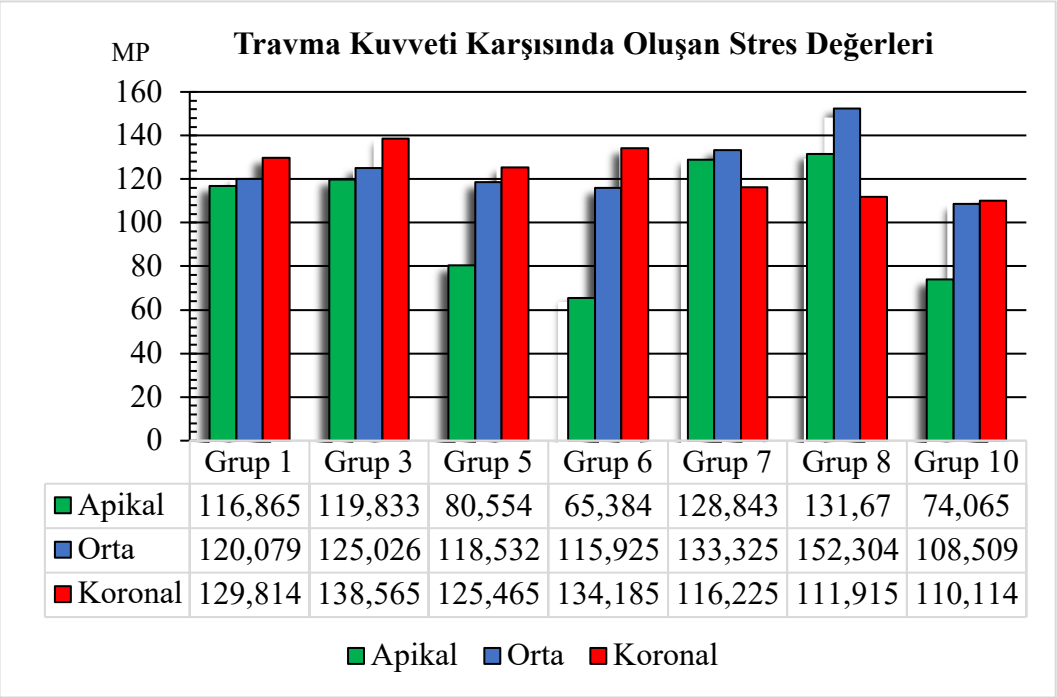
5.1.5. Kontrol Gruplarının Değerlendirilmesi

Çalışmamızda kök ucu gelişiminin tamamlandığı ve tamamlanmadığı canlı dişi temsilen iki farklı kontrol grubu oluşturulmuştur. Bu gruplarda kavite preperasyonu ve kron restorasyonu bulunmamaktadır. Kök ucu gelişimini tamamlamamış gruplar arasındaki karşılaştırmada, en düşük stres değerlerinin kontrol grubunda olduğu sonucuna varılmıştır. Kronda kavite preperasyonu ve kompozit restorasyonun yerine mine ve dentin dokusunun bulunması, kök dentinindeki stres yoğunluğunun azalmasını açıklayabilir.



	Grup 1	Grup 3	Grup 5	Grup 6	Grup 7	Grup 8	Grup 10
Apikal	93,835	91,63	66,531	60,524	103,272	95,02	62,693
Orta	104,84	116,118	104,04	93,037	106,799	119,954	71,16
Koronal	113,879	125,349	110,158	121,564	86,602	84,716	79,589

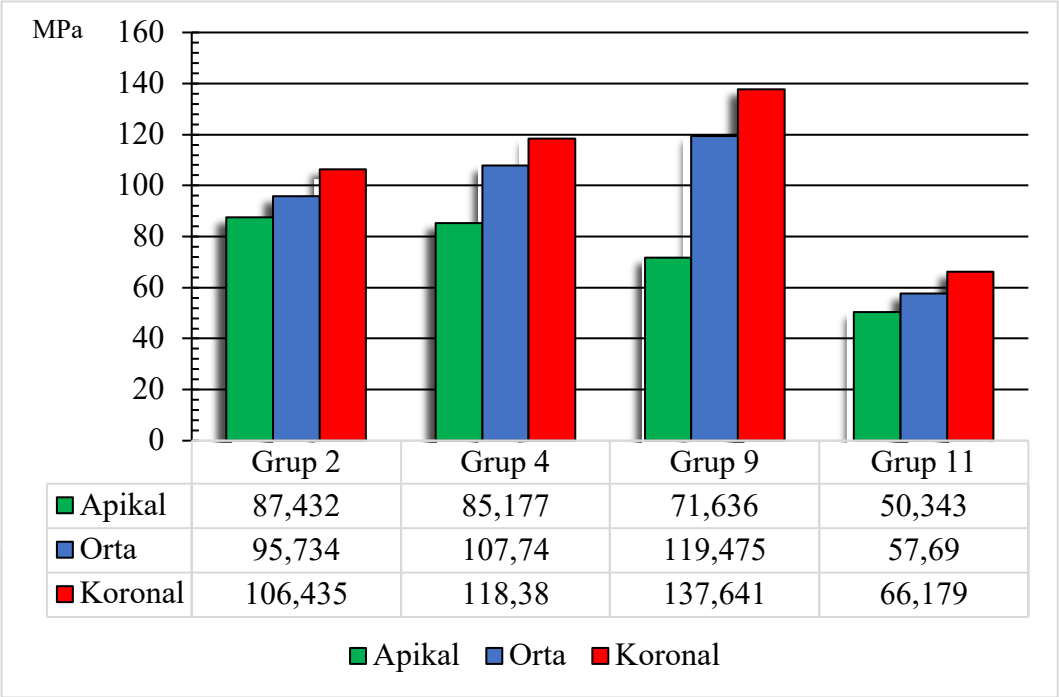
Şekil 5.15. Kök ucu gelişimini tamamlamamış tüm tedavi gruplarına ve kontrol grubuna oklüzal kapanış kuvveti uygulandığında oluşan stres değerlerinin karşılaştırılması



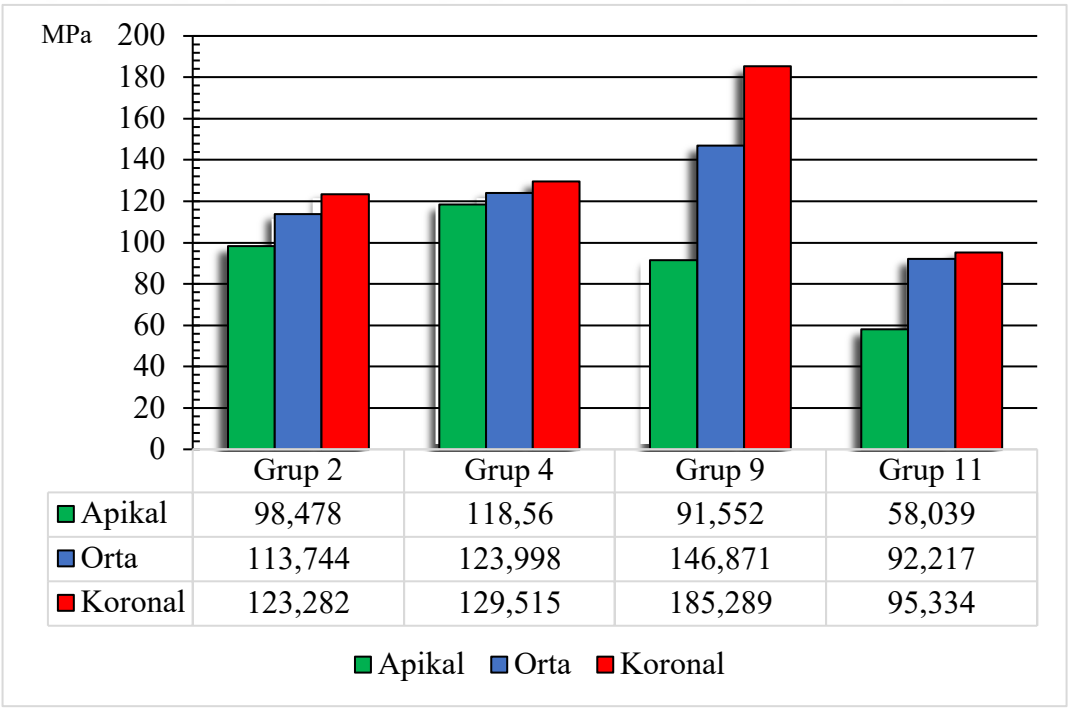
	Grup 1	Grup 3	Grup 5	Grup 6	Grup 7	Grup 8	Grup 10
Apikal	116,865	119,833	80,554	65,384	128,843	131,67	74,065
Orta	120,079	125,026	118,532	115,925	133,325	152,304	108,509
Koronal	129,814	138,565	125,465	134,185	116,225	111,915	110,114

Şekil 5.16. Kök ucu gelişimini tamamlamamış tüm tedavi gruplarına ve kontrol grubuna travma kuvveti uygulandığında oluşan stres değerlerinin karşılaştırılması

Kök ve kök ucu gelişimini tamamlamış kontrol grubu ile kök gelişimini sement dokusu ile tamamlandığı gruplar arasında ki karşılaştırmada da en düşük stres kontrol grubunda bulunmuştur. Kök ucu gelişiminin dentin ile tamamlandığı kontrol grubunda, dentinin semente göre daha yüksek elastisite modülüne sahip olması nedeniyle koronal, orta ve apikal bölümde ki stres değerlerinin daha homojen dağıldığı düşünülmektedir. Bucci ve ark. yaptığı çalışmada çalışmamızla benzer olarak, kök ucunun dentin dokusu ile kapandığı dişte sement dokusu ile kapanan dişe kıyasla kuvvetler karşısında oluşan streslerin daha az olduğu bulunmuştur (Bucchi ve ark., 2019).



Şekil 5.17. Kök ucu gelişimini tamamlamış tüm tedavi gruplarına ve kontrol grubuna oklüzal kapanış kuvveti uygulandığında oluşan stres değerlerinin karşılaştırılması



Şekil 5.18. Kök ucu gelişimini tamamlamış tüm tedavi gruplarına ve kontrol grubuna travma kuvveti uygulandığında oluşan stres değerlerinin karşılaştırılması

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu sonlu elemanlar stres analizi tez çalışmasının sınırlarını da göz önünde bulundurarak elde edilen sonuçlar;

1) Kök ve kök ucu gelişimini tamamlamamış dişlerde, yapılan tüm tedavilerde kök ucunun oluşturulması kron-kök oranını kök lehine değiştireceğinden dişi kırılmaya karşı dirençli hale getirecektir.
2) Kök gelişimini tamamlamamış dişlerde, kök kanalının monoblok bir şekilde doldurulması, streslerin tüm kök yüzeyine daha homojen dağılmasını sağlamaktadır.
3) Modifiye apeksifikasyon tedavi yönteminde, koronal kök bölgesindeki stresler azalmaktadır. Bu tedavi yöntemi, servikal kök kırıklarına karşı umut verici olsada daha fazla çalışma ile desteklenmelidir.
4) Gutaperka, dişe gelen kuvvetler karşısında oluşan stresleri karşılamada oldukça başarısızdır.
5) Kök ve kök ucu gelişimini tamamlamamış dişlerde revaskülarizasyon, apeksifikasyon ve modifiye apeksifikasyon tedavilerinde kullanılan MTA Biodentine kıyasla dişi kırılmaya karşı daha fazla güçlendirmektedir.
6) Kavite preperasyonu ve restorasyonda kullanılan materyaller, dişin kırılma direncini doğal diş kronuna kıyasla düşürmektedir.

Günümüzde, kök gelişimini tamamlamamış dişlere birçok tedavi yöntemi uygulanmaktadır. MTA ile apikal tıkaç yöntemi, kalsiyum hidroksit apeksifikasyonu gibi tedaviler ile birlikte, daha fazla kanal dolum materyalleri ile bu tez çalışması desteklenmelidir. Ayrıca farklı yönlerde ve şiddette travma kuvvetleri ile oluşabilecek stresler için ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

KAYNAKLAR

AAPD. (2011). Reference Manual 2011-2012, Guideline on Pulp Therapy for Primary and Immature Permanent Teeth. *Volume*, *33*, 212–219.

Abbott. (1998). Apexification with calcium hydroxide-when should the dressing be changed? The case for regular dressing changes. *Australian Endodontic Journal*, *24*(1), 27–32.

Akpinar, Anil ve Parnas. (2000). A natural tooth's stress distribution in occlusion with a dental implant. *Journal of Oral Rehabilitation*, *27*(6), 538–545. doi:10.1046/j.1365-2842.2000.00511.x

Alaçam. (2012). Travma Nedeniyle Oluşan Diş Yaralanmaları Ve Tedavileri. *Endodonti, Ed; Alaçam T, Özyurt Matbaacılık, Ankara*, 985–1058.

Alliot-Licht, Bluteau, Magne, Lopez-Cazaux, Lieubeau, Daculsi ve Guicheux. (2005). Dexamethasone stimulates differentiation of odontoblast-like cells in human dental pulp cultures. *Cell and tissue research*, *321*(3), 391–400.

Altay ve Güngör. (2001). A retrospective study of dento-alveolar injuries of children in Ankara, Turkey. *Dental Traumatology*, *17*(5), 197–200.

Amable, Carias, Teixeira, Da Cruz Pacheco, Corrêa Do Amaral, Granjeiro ve Borojevic. (2013). Platelet-rich plasma preparation for regenerative medicine: Optimization and quantification of cytokines and growth factors. *Stem Cell Research and Therapy*, *4*(3). doi:10.1186/scrt218

Amit, Jain, Nayak ve Bhat. (2014). Maturogenesis by revascularization in an infected immature permanent tooth. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*, *32*(2), 172.

Andreasen. (1970). Etiology and pathogenesis of traumatic dental injuries A clinical study of 1,298 cases. *European journal of oral sciences*, *78*(1-4), 329–342.

Andreasen. (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), 207–219.

Andreasen, Andreasen ve Andersson. (2007). *Traumatic Dental Injuries: A Manual*

(4. bs.). Oxford: Blackwell Munksgaard.

Andreasen, Andreasen, Bakland ve Flores. (2003). Emergency record for acute dental trauma, and clinical examination form for the time of injury and follow-up examination. *Traumatic Dental Injuries: A Manual, 2nd edn. Oxford: Blackwell Munksgaard*, 72–75.

Andreasen, Farik ve Munksgaard. (2002). Long-term calcium hydroxide as a root canal dressing may increase risk of root fracture. *Dental Traumatology*, *18*(3), 134–137.

Andreasen, Munksgaard ve Bakland. (2006). Comparison of fracture resistance in root canals of immature sheep teeth after filling with calcium hydroxide or MTA. *Dental Traumatology*, *22*(3), 154–156.

Anthony, Gordon ve Carlos. (1982). The effect of three vehicles on the pH of calcium hydroxide. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, *54*(5), 560–565.

Ausiello, Apicella ve Davidson. (2002). Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations—a 3D finite element analysis. *Dental Materials*, *18*(4), 295–303.

Bachoo, Seymour ve Brunton. (2013). Clinical case reports using a novel calcium-based cement. *British dental journal*, *214*(2), 61–64.

Bakland ve Andreasen. (2012). Will mineral trioxide aggregate replace calcium hydroxide in treating pulpal and periodontal healing complications subsequent to dental trauma? A review. *Dental Traumatology*, *28*(1), 25–32.

Baldassari-Cruz, Walton ve Johnson. (1998). Scanning electron microscopy and histologic analysis of an apexification “cap”: A case report. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, *86*(4), 465–468.

Banchs ve Trope. (2004). Revascularization of immature permanent teeth with apical periodontitis: new treatment protocol? *Journal of endodontics*, *30*(4), 196–200.

Bayram ve Bayram. (2016). Fracture resistance of immature teeth filled with mineral trioxide aggregate, bioaggregate, and biodentine. *European journal of dentistry*, *10*(02), 220–224.

Belli, Eraslan, Eskitascioglu ve Karbhari. (2011). Monoblocks in root canals: a finite elemental stress analysis study. *International endodontic journal*, *44*(9), 817–826.

Belli, Eraslan ve Eskitaşcıoğlu. (2017). Effect of Different Treatment Options on Biomechanics of Immature Teeth: A Finite Element Stress Analysis Study. *Journal of Endodontics*, *44*(3), 475–479. doi:10.1016/j.joen.2017.08.037 PMID - 29254818

Berkovitz, Holland ve Moxham. (2002). Oral anatomy, embryology and histology. Mosby Incorporated.

Bezgin, Yilmaz, Celik, Kolsuz ve Sonmez. (2015). Efficacy of platelet-rich plasma as a scaffold in regenerative endodontic treatment. *Journal of endodontics*, *41*(1), 36–44.

Biodentine Scientific. (2010). Active biosilicate technology, septodont. *Saint-Maur-des-Fossés Cedex: R&D Department*.

Bird, Komabayashi, Guo, Opperman ve Spears. (2012). In vitro evaluation of dentinal tubule penetration and biomineralization ability of a new root-end filling material. *Journal of endodontics*, *38*(8), 1093–1096.

Black. (1955). *Operative dentistry* (Sayı 2). Medico-Dental Publishing Company.

Bortoluzzi, Souza, Reis, Esberard ve Tanomaru-Filho. (2007). Fracture strength of bovine incisors after intra-radicular treatment with MTA in an experimental immature tooth model. *International endodontic journal*, *40*(9), 684–691.

Borum ve Andreasen. (2001). Therapeutic and economic implications of traumatic dental injuries in Denmark: an estimate based on 7549 patients treated at a major trauma centre. *International journal of paediatric dentistry*, *11*(4), 249–258.

Bose, Nummikoski ve Hargreaves. (2009). A retrospective evaluation of radiographic outcomes in immature teeth with necrotic root canal systems treated with regenerative endodontic procedures. *Journal of endodontics*, *35*(10), 1343–1349.

Brito-Júnior, Pereira, Veríssimo, Soares, Faria-e-Silva, Camilo ve Sousa-Neto. (2014). Fracture resistance and stress distribution of simulated immature teeth after

apexification with mineral trioxide aggregate. *International endodontic journal*, *47*(10), 958–966.

Bucchi, Marcé-Nogué, Galler ve Widbiller. (2019). Biomechanical performance of an immature maxillary central incisor after revitalization: a finite element analysis. *International Endodontic Journal*, *52*(10), 1508–1518. doi:10.1111/iej.13159

Byström, Claesson ve Sundqvist. (1985). The antibacterial effect of camphorated paramonochlorophenol, camphorated phenol and calcium hydroxide in the treatment of infected root canals. *Dental Traumatology*, *1*(5), 170–175.

Çağlayan. (2010). *Periodontal Dokuların Morfolojisi* (1. bs.). Ankara: Hacettepe Üniversitesi Yayınları.

Caliskan, Türkün ve Oeztop. (1997). Histological evaluation of a tooth with hyperplastic pulpitis and periapical osteosclerosis. *International endodontic journal*, *30*(5), 347–351.

Çalıkkocaoğlu. (1996). *Bölümlü Protezler*. İstanbul Üniversitesi Basımevi.

Çalt ve Serper. (2002). Time-Dependent Effects of EDTA on Dentin Structures. *Journal of Endodontics*, *28*(1), 17–19. doi:https://doi.org/10.1097/00004770-200201000-00004

Camilleri. (2013). Investigation of Biodentine as dentine replacement material. *journal of dentistry*, *41*(7), 600–610.

Camp. (2006). Pediatric endodontics, endodontic treatment for the primary and young permanent dentition. *Pathways of the pulp*.

Camp. (2008). Diagnosis dilemmas in vital pulp therapy: treatment for the toothache is changing, especially in young, immature teeth. *Pediatric dentistry*, *30*(3), 197–205.

Caputo ve Standlee. (1987). *Biomechanics in clinical dentistry*. Quintessence Publishing (IL).

Carvalho, Valera, Oliveira ve Camargo. (2005). Structural resistance in immature teeth using root reinforcements in vitro. *Dental Traumatology*, *21*(3), 155–159.

Cauwels, Lassila, Martens, Vallittu ve Verbeeck. (2014). Fracture resistance of

endodontically restored, weakened incisors. *Dental Traumatology*, *30*(5), 348–355.

Cauwels, Pieters, Martens ve Verbeeck. (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*, *26*(2), 137–142.

Cehreli, Sara, Uysal ve Turgut. (2011). MTA apical plugs in the treatment of traumatized immature teeth with large periapical lesions. *Dental Traumatology*, *27*(1), 59–62.

Chabrier, Lloyd ve Scrimgeour. (1999). Measurement at low strain rates of the elastic properties of dental polymeric materials. *Dental Materials*, *15*(1), 33–38. doi:10.1016/S0109-5641(99)00011-1

Chawla, Tewari ve Ramakrishnan. (1980). A study of apexification without a catalyst paste. *ASDC journal of dentistry for children*, *47*(6), 431–434.

Chen, Chen, Chen, Tayebaty, Rosenberg ve Lin. (2012). Responses of immature permanent teeth with infected necrotic pulp tissue and apical periodontitis/abscess to revascularization procedures. *International endodontic journal*, *45*(3), 294–305.

Chen, Terada, Hanada ve Saito. (2006). Anchorage effect of palatal implants under various forces: A finite element study. *orthodontic waves*, *65*(1), 1–8.

Cheung. (2005). A review of the management of endodontically treated teeth: Post, core and the final restoration. *The Journal of the American Dental Association*, *136*(5), 611–619.

Chueh, Ho, Kuo, Lai, Chen ve Chiang. (2009). Regenerative endodontic treatment for necrotic immature permanent teeth. *Journal of endodontics*, *35*(2), 160–164.

Cotti, Mereu ve Lusso. (2008). Regenerative treatment of an immature, traumatized tooth with apical periodontitis: report of a case. *Journal of endodontics*, *34*(5), 611–616.

Courant. (1943). Variational methods for the solution of problems of equilibrium and

vibrations. *Bulletin of the American Mathematical Society*. doi:10.1090/S0002-9904-1943-07818-4

Coviello ve Brilliant. (1979). A preliminary clinical study on the use of tricalcium phosphate as an apical barrier. *Journal of endodontics*, *5*(1), 6–13.

Craig ve Peyton. (1958). Elastic and mechanical properties of human dentin. *Journal of dental research*, *37*(4), 710–718.

Cvek. (1992). Prognosis of luxated non-vital maxillary incisors treated with calcium hydroxide and filled with gutta-percha. A retrospective clinical study. *Endod Dent Traumatol*, *8*(2), 45–55. doi:10.1111/j.1600-9657.1992.tb00228.x

da Silva, Moreira Neto, da Silva Jr ve de Aguiar. (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), 158–164.

da Silva, Nelson-Filho, da Silva, Flores, Heilborn, Johnson ve Cohenca. (2010). Revascularization and periapical repair after endodontic treatment using apical negative pressure irrigation versus conventional irrigation plus triantibiotic intracanal dressing in dogs' teeth with apical periodontitis. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, *109*(5), 779–787.

Daas, Dubois, Bonnet, Lipinski ve Rignon-Bret. (2008). A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: Comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Medical Engineering and Physics*, *30*(2), 218–225. doi:10.1016/j.medengphy.2007.02.005

Dali ve Rajbanshi. (2014). Regenerative endodontics: Changes, chances, and challenges of revascularization in pediatric dentistry. *SRM Journal of Research in Dental Sciences*, *5*(3), 186.

Damle, Bhattal ve Loomba. (2012). Apexification of anterior teeth: a comparative evaluation of mineral trioxide aggregate and calcium hydroxide paste. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, *36*(3), 263–268.

Desai ve Chandler. (2009). The restoration of permanent immature anterior teeth, root filled using MTA: a review. *journal of dentistry*, *37*(9), 652–657.

Di Renzo, Ellis, Sacher ve Stangel. (2001). A photoacoustic FTIRS study of the chemical modifications of human dentin surfaces: II. Deproteination. *Biomaterials*, *22*(8), 793–797. doi:10.1016/S0142-9612(00)00239-8

DiAngelis, Andreasen, Ebeleseder, Kenny, Trope, Sigurdsson, … Hicks. (2012). International Association of Dental Traumatology guidelines for the management of traumatic dental injuries: 1. Fractures and luxations of permanent teeth. *Dental Traumatology*, *28*(1), 2–12.

Ding, Cheung, Chen, Yin, Wang ve Zhang. (2009). Pulp revascularization of immature teeth with apical periodontitis: a clinical study. *Journal of endodontics*, *35*(5), 745–749.

Diogenes, Henry, Teixeira ve Hargreaves. (2013). An update on clinical regenerative endodontics. *Endodontic Topics*, *28*(1), 2–23.

Diogenes, Simon ve Law. (2016). Regenerative Endodontics. *Pathways of the pulp* içinde (11. bs., ss. 448–452). St. Louis, Mosby.

Dobie, Smith, Sloan ve Smith. (2002). Effects of alginate hydrogels and TGF-β1 on human dental pulp repair in vitro. *Connective tissue research*, *43*(2–3), 387–390.

Dolci, Portela, de Souza ve Fossati. (2017). Atorvastatin-induced osteoclast inhibition reduces orthodontic relapse. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, *151*(3), 528–538.

Doyon, Dumsha ve von Fraunhofer. (2005). Fracture resistance of human root dentin exposed to intracanal calcium hydroxide. *Journal of endodontics*, *31*(12), 895–897.

Dreger, Felippe, Reyes-Carmona, Felippe, Bortoluzzi ve Felippe. (2012). Mineral trioxide aggregate and Portland cement promote biomineralization in vivo. *Journal of endodontics*, *38*(3), 324–329.

El Nesr ve Avery. (2002). Development of teeth: Root and supporting structures. *Oral development and histology* içinde (Sayı 2, ss. 94–108).

Elnaghy ve Elsaka. (2016). Fracture resistance of simulated immature teeth filled with Biodentine and white mineral trioxide aggregate–an in vitro study. *Dental Traumatology*, *32*(2), 116–120.

Eram, Zuber, Keni, Kalburgi, Naik, Bhandary, … Badruddin. (2020). Finite element analysis of immature teeth filled with MTA, Biodentine and Bioaggregate. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, *190*, 105356. doi:https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2020.105356

Estefan, El Batouty, Nagy ve Diogenes. (2016). Influence of age and apical diameter on the success of endodontic regeneration procedures. *Journal of endodontics*, *42*(11), 1620–1625.

Evren, Altunsoy, Tanriver, Capar, Kalkan ve Gok. (2016). Fracture resistance of simulated immature teeth after apexification with calcium silicate-based materials. *European journal of dentistry*, *10*(2), 188.

Fagan. (1996). Finite element analysis.

Fahmy, Hassanien, Nagy, El Batouty, Mekhemar, Fawzy El Sayed, … Dörfer. (2017). Investigation of the regenerative potential of necrotic mature teeth following different revascularisation protocols. *Australian Endodontic Journal*, *43*(2), 73–82.

Fanning ve Hunt. (1963). Age variation of formation of stages for ten permanent teeth. *Journal of Dental Research*, *42*, 1490.

Farah ve Craig. (1974). Finite Element Stress Analysis of a Restored Axisymmetric First Molar. *Journal of Dental Research*, *53*(4), 859–866. doi:10.1177/00220345740530041701

Fejerskov ve Kidd. (2009). *Dental caries: the disease and its clinical management*. John Wiley & Sons.

Foreman ve Barnes. (1990). A review of calcium hydroxide. *International endodontic journal*, *23*(6), 283–297.

Frank. (1966). Therapy for the divergent pulpless tooth by continued apical formation. *J Am Dent Assoc*, *72*(1), 87–93. doi:10.14219/jada.archive.1966.0017

Franklin. (1998). Stress analysis. Mechanical Engineers' Handbook. Wiley Interscience.

Friend. (1966). The Root Treatment of Teeth with Open Apices [Abridged]. SAGE Publications.

Fuks. (2000). Pulp therapy for the primary and young permanent dentitions. *Dental Clinics of North America*, *44*(3), 571–96, vii.

Galler, D'souza, Hartgerink ve Schmalz. (2011). Scaffolds for dental pulp tissue engineering. *Advances in Dental Research*, *23*(3), 333–339.

Garcia-Godoy ve Murray. (2012). Recommendations for using regenerative endodontic procedures in permanent immature traumatized teeth. *Dental Traumatology*, *28*(1), 33–41.

Gathani ve Raghavendra. (2016). Scaffolds in regenerative endodontics: A review. *Dental research journal*, *13*(5), 379.

Geng, Tan ve Liu. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*. doi:10.1067/mpr.2001.115251

Gialain, Coto, Driemeier, Noritomi ve Dias. (2016). A three-dimensional finite element analysis of the sports mouthguard. *Dental traumatology*, *32*(5), 409–415.

Glendor. (2009). Aetiology and risk factors related to traumatic dental injuries–a review of the literature. *Dental Traumatology*, *25*(1), 19–31.

Goldsmith, Gulabivala ve Knowles. (2002). The effect of sodium hypochlorite irrigant concentration on tooth surface strain. *Journal of Endodontics*, *28*(8), 575–579. doi:10.1097/00004770-200208000-00003

Gomes, Diana, Oliveira, Silva-Sousa, Faria ve Ribeiro. (2015). Reliability of FEA on the results of mechanical properties of materials. *Brazilian dental journal*, *26*(6), 667–670.

Grech, Mallia ve Camilleri. (2013). Characterization of set Intermediate Restorative Material, B iodentine, B ioaggregate and a prototype calcium silicate cement for use as root-end filling materials. *International endodontic journal*, *46*(7), 632–

641.

Grigoratos, Knowles, Ng ve Gulabivala. (2001). Effect of exposing dentine to sodium hypochlorite and calcium hydroxide on its flexural strength and elastic modulus. *International Endodontic Journal*, *34*(2), 113–119. doi:10.1046/j.1365-2591.2001.00356.x

Haecker, Garboczi, Bullard, Bohn, Sun, Shah ve Voigt. (2005). Modeling the linear elastic properties of Portland cement paste. *Cement and Concrete Research*, *35*(10), 1948–1960. doi:https://doi.org/10.1016/j.cemconres.2005.05.001

Harbert. (1996). One-step apexification without calcium hydroxide. *Journal of endodontics*, *22*(12), 690–692.

Hatibović-Kofman, Raimundo, Zheng, Chong, Friedman ve Andreasen. (2008). Fracture resistance and histological findings of immature teeth treated with mineral trioxide aggregate. *Dental Traumatology*, *24*(3), 272–276.

Hawkins, Torabinejad, Li ve Retamozo. (2015). Effect of three calcium hydroxide formulations on fracture resistance of dentin over time. *Dental Traumatology*, *31*(5), 380–384.

Helfer, Melnick ve Schilder. (1972). Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, *34*(4), 661–670.

Hermann. (1952). On the reaction of the dental pulp to vital amputation and calxyl capping. *Deutsche Zahnarztliche Zeitschrift*, *7*(24), 1446–1447.

Holland, de Mello, Nery, Bernabe ve de Souza. (1977). Reaction of human periapical tissue to pulp extirpation and immediate root canal filling with calcium hydroxide. *Journal of endodontics*, *3*(2), 63–67.

Hoshino, Kurihara-Ando, Sato, Uematsu, Sato, Kota ve Iwaku. (1996). In-vitro antibacterial susceptibility of bacteria taken from infected root dentine to a mixture of ciprofloxacin, metronidazole and minocycline. *Int Endod J*, *29*(2), 125–130. doi:10.1111/j.1365-2591.1996.tb01173.x

Hrennikoff. (1941). Solution of problems of elasticity by the framework method. *J.*

appl. Mech.

Huang, Ou, Wang, Chiu, Lin ve Lee. (2005). Dynamic finite element analysis of the human maxillary incisor under impact loading in various directions. *Journal of Endodontics*, *31*(10), 723–727.

Huang, G. T.-J., Sonoyama, Chen ve Park. (2006). In vitro characterization of human dental pulp cells: various isolation methods and culturing environments. *Cell and tissue research*, *324*(2), 225.

Huang, Sonoyama, Liu, Liu, Wang ve Shi. (2008). The hidden treasure in apical papilla: the potential role in pulp/dentin regeneration and bioroot engineering. *Journal of endodontics*, *34*(6), 645–651.

Huang, H.-M., Tsai, Lee, Lin, Yao, Chiu ve Lee. (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), 261–268.

Hubble, Hatton, Nallapareddy, Murray ve Gillespie. (2003). Influence of Enterococcus faecalis proteases and the collagen-binding protein, Ace, on adhesion to dentin. *Oral microbiology and immunology*, *18*(2), 121–126.

İnan. (2001). *Cisimlerin mukavemeti*. İTÜ Vakfı.

Incropera, Dewitt, Bergman ve Lavine. (2002). Fundamentals of heat and mass transfer, John Wiley & Sons. *Inc., Hoboken, NJ., 981p*.

Iwaya, Ikawa ve Kubota. (2001). Revascularization of an immature permanent tooth with apical periodontitis and sinus tract. *Dental Traumatology*, *17*(4), 185–187.

Jain, Rita ve Agarwal. (2014). SingleVisit Apexification Technique for Inducing Root-End Barrier Formation in Apical Closures: Report of Two Cases. *People's Journal of Scientific Research, Bhanpur*, *7*(1), 40–46.

Javelet, Torabinejad ve Bakland. (1985). Comparison of two pH levels for the induction of apical barriers in immature teeth of monkeys. *Journal of endodontics*, *11*(9), 375–378.

Jefferies. (2014). Bioactive and biomimetic restorative materials: a comprehensive review. Part I. *Journal of esthetic and restorative dentistry*, *26*(1), 14–26.

Johnson, Stewart, Nielsen ve Hatton. (2000). Evaluation of root reinforcement of endodontically treated teeth. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, *90*(3), 360–364.

Kahler ve Rossi-Fedele. (2016). A review of tooth discoloration after regenerative endodontic therapy. *Journal of endodontics*, *42*(4), 563–569.

Kaur, Singh, Dhillon, Batra ve Saini. (2017). MTA versus Biodentine: review of literature with a comparative analysis. *Journal of clinical and diagnostic research: JCDR*, *11*(8), ZG01.

Khetarpal, Chaudhary, Talwar, Ravi ve Verma. (2013). Revascularization of Immature Permanent Tooth with Periapical Lesion using a New Biomaterial - A Case Report.

Kidd. (2003). *Pickard's manual of operative dentistry*. Oxford; New York: Oxford University Press.

Kim, Malek, Sigurdsson, Lin ve Kahler. (2018). Regenerative endodontics: a comprehensive review. *International endodontic journal*, *51*(12), 1367–1388.

Kinney, Habelitz, Marshall ve Marshall. (2003). The Importance of Intrafibrillar Mineralization of Collagen on the Mechanical Properties of Dentin. *journals.sagepub.com*, *82*(12), 957–961. doi:10.1177/154405910308201204

Kishen. (2006). Mechanisms and risk factors for fracture predilection in endodontically treated teeth. *Endodontic topics*, *13*(1), 57–83.

Knoell. (1977). A mathematical model of an in vitro human mandible. *Journal of Biomechanics*, *10*(3), 159–166. doi:10.1016/0021-9290(77)90054-9

Koh, McDonald, Ford ve Torabinejad. (1998). Cellular response to mineral trioxide aggregate. *Journal of endodontics*, *24*(8), 543–547.

Koh, Torabinejad, Pitt Ford, Brady ve McDonald. (1997). Mineral trioxide aggregate stimulates a biological response in human osteoblasts. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials and The Japanese Society for Biomaterials*, *37*(3), 432–439.

Kumar, Ravindran ve Balasubramaniam. (2009). Holographic analysis of the initial

canine displacement produced by four different retraction springs. *Angle Orthodontist*, *79*(2), 368–372. doi:10.2319/121407-587.1

Kupczik. (2008). Virtual biomechanics: basic concepts and technical aspects of finite element analysis in vertebrate morphology. *Journal of Anthropological Sciences*, *86*(4), 193–198.

Kusnoto ve Evans. (2002). Reliability of a 3D surface laser scanner for orthodontic applications. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, *122*(4), 342–348.

Lakes. (1998). *Viscoelastic solids* (Sayı 9). CRC press.

Lam. (2016). Epidemiology and outcomes of traumatic dental injuries: a review of the literature. *Australian dental journal*, *61*, 4–20.

Laurent, Camps ve About. (2012). BiodentineTM induces TGF-β1 release from human pulp cells and early dental pulp mineralization. *International endodontic journal*, *45*(5), 439–448.

Ledley ve Huang. (1968). Linear Model of Tooth Displacement by Applied Forces. *Journal of Dental Research*, *47*(3), 427–432. doi:10.1177/00220345680470031401

Lee. (1969). Elastic-plastic deformation at finite strains.

Lee, Monsef ve Torabinejad. (1993). Sealing ability of a mineral trioxide aggregate for repair of lateral root perforations. *Journal of endodontics*, *19*(11), 541–544.

LI, Wang, Bai, Yong, Bo, Xin, … Bing. (2006). Three-dimensional finite element analysis of weakened roots restored with different cements in combination with titanium alloy posts. *Chinese medical journal*, *119*(4), 305–311.

Lin, Lee, Lin, Huang, Yang ve Huang. (2014). Evaluation of mechanical and histological properties of cryopreserved human premolars under short-term preservation: A preliminary study. *Journal of Dental Sciences*, *9*(3), 244–248. doi:https://doi.org/10.1016/j.jds.2013.04.010

Linsuwanont, Kulvitit ve Santiwong. (2018). Reinforcement of simulated immature permanent teeth after mineral trioxide aggregate apexification. *Journal of*

endodontics, *44*(1), 163–167.

Love. (2001). Enterococcus faecalis–a mechanism for its role in endodontic failure. *International endodontic journal*, *34*(5), 399–405.

Lovschall, Fejerskov ve Flyvbjerg. (2001). Pulp-capping with recombinant human insulin-like growth factor I (rhIGF-I) in rat molars. *Advances in Dental Research*, *15*(1), 108–112.

Mackerle. (2004). Finite element modelling and simulations in dentistry: a bibliography 1990–2003. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, *7*(5), 277–303.

Magne. (2007). Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dental Materials*, *23*(5), 539–548. doi:10.1016/j.dental.2006.03.013

Magura, Kafrawy, Brown ve Newton. (1991). Human saliva coronal microleakage in obturated root canals: an in vitro study. *Journal of endodontics*, *17*(7), 324–331.

Malek, Darendeliler, Rex, Kharbanda, Srivicharnkul, Swain ve Petocz. (2003). Physical properties of root cementum: part 2. Effect of different storage methods. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, *124*(5), 561–570.

Manogue, Patel ve Walker. (2005). *The principles of endodontics*. Oxford University Press, USA.

Marghitu. (2001). *Mechanical engineer's handbook*. Elsevier.

Marshall, Balooch, Kinney ve Marshall. (1995). Atomic force microscopy of conditioning agents on dentin. *Journal of Biomedical Materials Research*, *29*(11), 1381–1387. doi:10.1002/jbm.820291109

Mente, Hage, Pfefferle, Koch, Dreyhaupt, Staehle ve Friedman. (2009). Mineral trioxide aggregate apical plugs in teeth with open apical foramina: a retrospective analysis of treatment outcome. *Journal of endodontics*, *35*(10), 1354–1358.

Milani, Rahimi, Borna, Jafarabadi, Bahari ve Deljavan. (2012). Fracture resistance of immature teeth filled with mineral trioxide aggregate or calcium-enriched mixture cement: An ex vivo study. *Dental research journal*, *9*(3), 299.

Moaveni. (2011). *Finite element analysis theory and application with ANSYS, 3/e*. Pearson Education India.

Mohammadi ve Dummer. (2011). Properties and applications of calcium hydroxide in endodontics and dental traumatology. *International endodontic journal*, *44*(8), 697–730.

Morse, O'Larnic ve Yesilsoy. (1990). Apexification: review of the literature. *Quintessence Int*, *21*(7), 589–598.

Murray, Garcia-Godoy ve Hargreaves. (2007). Regenerative endodontics: a review of current status and a call for action. *Journal of endodontics*, *33*(4), 377–390.

Murray, Windsor, Smyth, Hafez ve Cox. (2002). Analysis of pulpal reactions to restorative procedures, materials, pulp capping, and future therapies. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, *13*(6), 509–520.

Nagas, Cehreli, Uyanik, Vallittu ve Lassila. (2016). Reinforcing Effect of Glass Fiber–incorporated ProRoot MTA and Biodentine as Intraorifice Barriers. *Journal of endodontics*, *42*(11), 1673–1676.

Nakashima. (1989). Dentin induction by implants of autolyzed antigen-extracted allogeneic dentin on amputated pulps of dogs. *Dental Traumatology*, *5*(6), 279–286.

Nakashima. (2005). Tissue engineering in endodontics. *Australian Endodontic Journal*, *31*(3), 111–113.

Näsström, Forsberg, Petersson ve Westesson. (1985). Narrowing of the dental pulp chamber in patients with renal diseases. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, *59*(3), 242–246.

Neha, Kansal, Garg, Joshi, Garg ve Grover. (2011). Management of immature teeth by dentin-pulp regeneration: a recent approach. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, *16*(7), e997-1004.

Niu, Yoshioka, Kobayashi ve Suda. (2002). A scanning electron microscopic study of dentinal erosion by final irrigation with EDTA and NaOCl solutions. *International endodontic journal*, *35*(11), 934–939.

Nolla. (1952). The development of permanent teeth. University of Michigan.

Nyashin ve Nyashin. (2000). Biomechanical modelling of periodontal ligament behaviour under various mechanical loads. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, *2*(2), 67–74.

Nygaard-Östby ve Hjortdal. (1971). Tissue formation in the root canal following pulp removal. *European journal of oral sciences*, *79*(3), 333–349.

O'brien. (2002). Polymeric restorative materials. *Dental materials and their selection*.

O'Brien. (1997). Physical properties in dental materials and their selection. Illinois Quintessence Publishing Co.

Okamoto, Sonoyama, Ono, Akiyama, Fujisawa, Oshima, … Shi. (2009). Simvastatin induces the odontogenic differentiation of human dental pulp stem cells in vitro and in vivo. *Journal of endodontics*, *35*(3), 367–372.

Olsen. (2013). Finite Element Analysis of Maxillary Central Incisor Trauma.

Orban. (1957). Oral Histology and Embryology.: 57. *The CV Mosby Company, St. Louis, Mo. Web of Science® Times Cited*, *5*.

Ørstavik, Qvist ve Stoltze. (2004). A multivariate analysis of the outcome of endodontic treatment. *European journal of oral sciences*, *112*(3), 224–230.

Östby. (1961). The role of the blood clot in endodontic therapy an experimental histologic study. *Acta Odontologica Scandinavica*, *19*(3–4), 323–353.

Papa, Cain ve Messer. (1994). Moisture content of vital vs endodontically treated teeth. *Dental Traumatology*, *10*(2), 91–93.

Parirokh ve Torabinejad. (2010). Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review—part I: chemical, physical, and antibacterial properties. *Journal of endodontics*, *36*(1), 16–27.

Pashley, Walton ve Slavkin. (2002). Histology and physiology of the dental pulp. *Endodontics 5th ed. Ingle JI, Bakland LK. BC Decker Inc, Hamilton*, 25–60.

Patterson. (1958). The endodontic management of the young permanent tooth. *J. Dent. Child*, *25*, 215–223.

Perez ve Rouqueyrol-Pourcel. (2005). Effect of a low-concentration EDTA solution on root canal walls: A scanning electron microscopic study. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*, *99*(3), 383–387. doi:10.1016/j.tripleo.2004.07.007

Pesqueira, Goiato, Filho, Monteiro, Dos Santos, Haddad ve Pellizzer. (2014). Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. *Journal of Oral Implantology*. doi:10.1563/AAID-JOI-D-11-00066

Petrino, Boda, Shambarger, Bowles ve McClanahan. (2010). Challenges in regenerative endodontics: a case series. *Journal of endodontics*, *36*(3), 536–541.

Philips ve Skinner. (1991). Skinner's science of dental materials. Philadelphia: Saunders.

Plascencia, Díaz, Gascón, Garduño, Guerrero-Bobadilla, Márquez-De Alba ve González-Barba. (2017). Management of permanent teeth with necrotic pulps and open apices according to the stage of root development. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, *9*(11), e1329.

Poiate, Vasconcellos, A., de Santana ve Poiate Jr. (2009). Three-dimensional stress distribution in the human periodontal ligament in masticatory, parafunctional, and trauma loads: finite element analysis. *Journal of periodontology*, *80*(11), 1859–1867.

Poiate, Vasconcellos, A. B. de, Poiate Junior ve Dias. (2009). Stress distribution in the cervical region of an upper central incisor in a 3D finite element model. *Brazilian oral research*, *23*(2), 161–168.

Powers ve Sakaguchi. (2006). Craig's restorative dental materials, Mosby, St. *Louis, MO, USA*.

Powers, Sakaguchi ve Craig. (2012). *Craig's restorative dental materials/edited by Ronald L. Sakaguchi, John M. Powers*. Philadelphia, PA: Elsevier/Mosby.

Provatidis. (2000). A comparative FEM-study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament. *Medical Engineering and Physics*, *22*(5), 359–370. doi:10.1016/S1350-4533(00)00055-2

Qian, Todo, Morita, Matsushita ve Koyano. (2009). Deformation analysis of the periodontium considering the viscoelasticity of the periodontal ligament. *Dental Materials*, *25*(10), 1285–1292. doi:https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.03.014

Rafter. (2005). Apexification: a review. *Dental Traumatology*, *21*(1), 1–8.

Ramoğlu ve Ozan. (2014). Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, *24*(3).

Rao, Rao ve Shenoy. (2009). Mineral trioxide aggregate—a review. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, *34*(1), 1–8.

Ravn. (1974). Dental injuries in Copenhagen schoolchildren, school years 1967–1972. *Community dentistry and oral epidemiology*, *2*(4), 231–245.

Ray ve Trope. (1995). Periapical status of endodontically treated teeth in relation to the technical quality of the root filling and the coronal restoration. *International endodontic journal*, *28*(1), 12–18.

Reddi. (1998). Role of morphogenetic proteins in skeletal tissue engineering and regeneration. *Nature biotechnology*, *16*(3), 247–252.

Reynolds, Johnson ve Cohenca. (2009). Pulp revascularization of necrotic bilateral bicuspids using a modified novel technique to eliminate potential coronal discolouration: a case report. *International endodontic journal*, *42*(1), 84–92.

Ritchie, Anderson ve Sakumura. (1988). Apical extrusion of thermoplasticized gutta-percha used as a root canal filling. *Journal of endodontics*, *14*(3), 128–132.

Rizk, AL-Deen ve Emam. (2019). Regenerative Endodontic Treatment of Bilateral Necrotic Immature Permanent Maxillary Central Incisors with Platelet-rich Plasma versus Blood Clot: A Split Mouth Double-blinded Randomized Controlled Trial. *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, *12*(4), 332–339. doi:10.5005/jp-journals-10005-1656

Rosenberg, Murray ve Namerow. (2007). The effect of calcium hydroxide root filling on dentin fracture strength. *Dental Traumatology*, *23*(1), 26–29.

Rossmeisl, Reader, Melfi ve Marquard. (1982a). A study of freeze-dried (lyophilized) cortical bone used as an apical barrier in adult monkey teeth. *Journal of*

endodontics, *8*(5), 219–226.

Rossmeisl, Reader, Melfi ve Marquard. (1982b). A study of freeze-dried (lyophilized) dentin used as an apical barrier in adult monkey teeth. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, *53*(3), 303–310.

Ruse. (2008). Propagation of erroneous data for the modulus of elasticity of periodontal ligament and gutta percha in FEM/FEA papers: A story of broken links. *Dental Materials*, *24*(12), 1717–1719. doi:https://doi.org/10.1016/j.dental.2008.04.006

Safavi, Dowden, Introcaso ve Langeland. (1985). A comparison of antimicrobial effects of calcium hydroxide and lodine-potassium iodide. *Journal of endodontics*, *11*(10), 454–456.

Safavi ve Nichols. (1993). Effect of calcium hydroxide on bacterial lipopolysaccharide. *Journal of endodontics*, *19*(2), 76–78.

Safavi, Spngberg ve Langeland. (1990). Root canal dentinal tubule disinfection. *Journal of endodontics*, *16*(5), 207–210.

Saleh ve Ettman. (1999). Effect of endodontic irrigation solutions on microhardness of root canal dentine. *Journal of Dentistry*, *27*(1), 43–46. doi:10.1016/S0300-5712(98)00018-9

Saoud, Mistry, Kahler, Sigurdsson ve Lin. (2016). Regenerative endodontic procedures for traumatized teeth after horizontal root fracture, avulsion, and perforating root resorption. *Journal of endodontics*, *42*(10), 1476–1482.

Sarkar, Caicedo, Ritwik, Moiseyeva ve Kawashima. (2005). Physicochemical basis of the biologic properties of mineral trioxide aggregate. *Journal of endodontics*, *31*(2), 97–100.

Saunders ve Saunders. (1994). Coronal leakage as a cause of failure in root-canal therapy: a review. *Dental Traumatology*, *10*(3), 105–108.

Schmoldt, Kirkpatrick, Rutledge ve Yaccino. (2011). Reinforcement of simulated immature roots restored with composite resin, mineral trioxide aggregate, gutta-percha, or a fiber post after thermocycling. *Journal of endodontics*, *37*(10), 1390–

1393.

Schroder. (1971). Early reaction of intact human teeth to calcium hydroxyide following experimental pulpotomy and its significance to the development of hard tissue barrier. *Odont Revy*, *22*, 379–396.

Schumacher ve Rutledge. (1993). An alternative to apexification. *Journal of endodontics*, *19*(10), 529–531.

Schwartz, Mauger, Clement ve WALKER III. (1999). Mineral trioxide aggregate: a new material for endodontics. *The Journal of the American Dental Association*, *130*(7), 967–975.

Sheehy ve Roberts. (1997). Use of calcium hydroxide for apical barrier formation and healing in non-vital immature permanent teeth: a review. *British dental journal*, *183*(7), 241–246.

Shetty, Meshramkar, Patil ve Nadiger. (2013). A finite element analysis for a comparative evaluation of stress with two commonly used esthetic posts. *European journal of dentistry*, *7*(4), 419.

Shimizu, Ricucci, Albert, Alobaid, Gibbs, Huang ve Lin. (2013). Clinical, radiographic, and histological observation of a human immature permanent tooth with chronic apical abscess after revitalization treatment. *Journal of endodontics*, *39*(8), 1078–1083.

Shin, Albert ve Mortman. (2009). One step pulp revascularization treatment of an immature permanent tooth with chronic apical abscess: a case report. *International endodontic journal*, *42*(12), 1118–1126.

Sicher ve Bhaskar. (1972). Orbans Oral histology and embryology 7th Ed. *Mosby Co, St. Louis*, p258-260.

Siqueira Jr ve Lopes. (1999). Mechanisms of antimicrobial activity of calcium hydroxide: a critical review. *International endodontic journal*, *32*(5), 361–369.

Smith, Duncan, Diogenes, Simon ve Cooper. (2016). Exploiting the bioactive properties of the dentin-pulp complex in regenerative endodontics. *Journal of endodontics*, *42*(1), 47–56.

Smith, Lumley, Tomson ve Cooper. (2008, Haziran). Dental regeneration and materials - A partnership. *Clinical Oral Investigations*. doi:10.1007/s00784-008-0189-5

Songtrakul, Azarpajouh, Malek, Sigurdsson, Kahler ve Lin. (2020). Modified Apexification Procedure for Immature Permanent Teeth with a Necrotic Pulp/Apical Periodontitis: A Case Series. *Journal of endodontics*, *46*(1), 116–123.

Sonoyama, Liu, Fang, Yamaza, Seo, Zhang, … Shi. (2006). Mesenchymal stem cell-mediated functional tooth regeneration in swine. *PloS one*, *1*(1).

Sonugelen ve Artunç. (2002). *Ağız Protezleri Ve Biomekanik*. Ege Üniversitesi.

Srirekha ve Bashetty. (2010). Infinite to finite: An overview of finite element analysis. *Indian Journal of Dental Research*. doi:10.4103/0970-9290.70813

Stewart. (1963). Root canal therapy in incisor teeth with open apices. *Br Dent J*, *114*, 249–254.

Szwedowski, Whyne ve Fialkov. (2010). Toward characterization of craniofacial biomechanics. *Journal of Craniofacial Surgery*, *21*(1), 202–207. doi:10.1097/SCS.0b013e3181c50f64

Tay ve Pashley. (2007). Monoblocks in root canals: a hypothetical or a tangible goal. *Journal of endodontics*, *33*(4), 391–398.

Tay, Pashley, Loushine, Weller, Monticelli ve Osorio. (2006). Self-etching adhesives increase collagenolytic activity in radicular dentin. *Journal of endodontics*, *32*(9), 862–868.

Thäter ve Marechaux. (1988). Induced root apexification following traumatic injuries of the pulp in children: follow-up study. *ASDC journal of dentistry for children*, *55*(3), 190–195.

Thibodeau. (2009). Case report: pulp revascularization of a necrotic, infected, immature, permanent tooth. *Pediatric dentistry*, *31*(2), 145–148.

Thibodeau, Teixeira, Yamauchi, Caplan ve Trope. (2007). Pulp revascularization of immature dog teeth with apical periodontitis. *Journal of endodontics*, *33*(6), 680–

689.

Tomson, Grover, Lumley, Sloan, Smith ve Cooper. (2007). Dissolution of bio-active dentine matrix components by mineral trioxide aggregate. *Journal of Dentistry*, *35*(8), 636–642. doi:10.1016/j.jdent.2007.04.008

Torabinejad ve Ford. (1996). Root end filling materials: a review. *Dental Traumatology*, *12*(4), 161–178.

Torabinejad, Handysides, Khademi ve Bakland. (2002). Clinical implications of the smear layer in endodontics: A review. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontics*, *94*(6), 658–666. doi:10.1067/moe.2002.128962

Torabinejad, Watson ve Ford. (1993). Sealing ability of a mineral trioxide aggregate when used as a root end filling material. *Journal of endodontics*, *19*(12), 591–595.

Trope. (2010). Treatment of the immature tooth with a non–vital pulp and apical periodontitis. *Dental clinics*, *54*(2), 313–324.

Tuna, Dinçol, Gençay ve Aktören. (2011). Fracture resistance of immature teeth filled with BioAggregate, mineral trioxide aggregate and calcium hydroxide. *Dental Traumatology*, *27*(3), 174–178.

Tziafas ve Kolokuris. (1990). Inductive influences of demineralized dentin and bone matrix on pulp cells: an approach of secondary dentinogenesis. *Journal of dental research*, *69*(1), 75–81.

Ulusoy ve Aydın. (2003). Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. *Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları* içinde .

Wakabayashi, Ona, Suzuki ve Igarashi. (2008). Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications. *Journal of Dentistry*. doi:10.1016/j.jdent.2008.03.010

Wang, Thibodeau, Trope, Lin ve Huang. (2010). Histologic characterization of regenerated tissues in canal space after the revitalization/revascularization procedure of immature dog teeth with apical periodontitis. *Journal of*

endodontics, *36*(1), 56–63. doi:10.1016/j.joen.2009.09.039

Webber. (1984). Apexogenesis versus apexification. *Dental Clinics of North America*, *28*(4), 669.

Weinstein, Klawitter ve Cook. (1980). Implant-bone interface characteristics of bioglass dental implants. *Journal of Biomedical Materials Research*, *14*(1), 23–29. doi:10.1002/jbm.820140104

Wenger, Bozec, Horton ve Mesquida. (2007). Mechanical properties of collagen fibrils. *Biophysical journal*, *93*(4), 1255–1263.

White, Lacefield, Chavers ve Eleazer. (2002). The effect of three commonly used endodontic materials on the strength and hardness of root dentin. *Journal of endodontics*, *28*(12), 828–830.

Whittle. (2000). Apexification of an infected untreated immature tooth. *Journal of endodontics*, *26*(4), 245–247.

Wiesmann, Joos ve Meyer. (2004). Biological and biophysical principles in extracorporal bone tissue engineering: Part II. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, *33*(6), 523–530.

Wilkinson, Beeson ve Kirkpatrick. (2007). Fracture resistance of simulated immature teeth filled with resilon, gutta-percha, or composite. *Journal of Endodontics*, *33*(4), 480–483.

Witherspoon ve Ham. (2001). One-visit apexification: technique for inducing root-end barrier formation in apical closures. *Practical procedures & aesthetic dentistry: PPAD*, *13*(6), 455–60; quiz 462.

Witherspoon, Small, Regan ve Nunn. (2008). Retrospective analysis of open apex teeth obturated with mineral trioxide aggregate. *Journal of endodontics*, *34*(10), 1171–1176.

Wu, Dummer ve Wesselink. (2006). Consequences of and strategies to deal with residual post-treatment root canal infection. *International endodontic journal*, *39*(5), 343–356.

Wu, Sadeghipour, Boberick ve Baran. (2002). Predictive modeling of elastic

properties of particulate-reinforced composites. *Materials Science and Engineering A*, *332*(1–2), 362–370. doi:10.1016/S0921-5093(01)01836-6

Wysocki, Daley ve Ulan. (1983). Predentin changes in patients with chronic renal failure. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, *56*(2), 167–173.

Yang, Chen, Li, Zou, Xie, Chen, … Tian. (2012). Tooth root regeneration using dental follicle cell sheets in combination with a dentin matrix - based scaffold. *Biomaterials*, *33*(8), 2449–2461. doi:10.1016/j.biomaterials.2011.11.074

Yang ve Xiang. (2007). A three-dimensional finite element study on the biomechanical behavior of an FGBM dental implant in surrounding bone. *Journal of Biomechanics*, *40*(11), 2377–2385. doi:10.1016/j.jbiomech.2006.11.019

Young, Terada, Vacanti, Honda, Bartlett ve Yelick. (2002). Tissue engineering of complex tooth structures on biodegradable polymer scaffolds. *Journal of dental research*, *81*(10), 695–700.

Youssef ve Abou Nawareg. (2013). Furcal perforation repair in primary molars using four bioactive materials: a dye extraction method. *EDJ*, *59*, 1021–1030.

Zhang, Chen, Bao, Chen, Ding ve Zhong. (2014). Histologic comparison between platelet-rich plasma and blood clot in regenerative endodontic treatment: an animal study. *Journal of endodontics*, *40*(9), 1388–1393.

Zhao, Sloan, Murray, Lumley ve Smith. (2000). Ultrastructural localisation of TGF-β exposure in dentine by chemical treatment. *The Histochemical Journal*, *32*(8), 489–494.

Zurbriggen ve Brady. (1975). Postdebridement retention of endodontic reagents: a quantitative measurement with radioactive isotope. *Journal of endodontics*, *1*(9), 298–299.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Ahmet ÇETİNKAYA

Doğum Yeri : Erzurum

Doğum Tarihi : 06/07/1989

Yabancı Dili : İngilizce

E-posta : ahmetcetinkaya@odu.edu.tr

İletişim Bilgileri : +90 507 223 3988

Derece	Bölüm/ Program	Üniversite	Yıl
Lisans	Diş Hekimliği Fakültesi	Ondokuz Mayıs Üniversitesi Atatürk Üniversitesi	2008-2010 2010-2014
Y. Lisans	Endodonti	Ordu Üniversitesi	2017-2020

İş Deneyimi:

Görev	Görev Yeri	Yıl
Diş Hekimi	Erzurum Halk Sağlığı Köprüköy İlçe Entegre Devlet Hastanesi	2015-2017
Arş. Gör.	Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı	2017-2020

Yayınlar ve Bildiriler:

1. Ayranci, L , Çetinkaya, A , Özkan, S . "The Effect of Calcium Hydroxide and File Sızes on the Accuracy of the Electronic Apex Locator in Simulated Immature Teeth". Middle Black Sea Journal of Health Science 5 (2019): 273-278

2. L. B. Ayrancı & A. Çetinkaya, Simüle Edilmiş İmmatür Dişlerde Kalsiyum Hidroksitin Ve Farklı Eğelerin Elektronik Apeks Bulucunun Doğruluğuna Etkisi, Sözlü Sunum, İzmir Diş Hekimleri Odası 25. Uluslararası Bilimsel Kongre ve Sergisi, 09 Kasım 2018, 11 Kasım 2018.

3. L. B. Ayrancı & A. Çetinkaya, Radiographic Evaluation Of Periapical Status In Failed Endodontic Treated With 3 Different Periapical Index, Sözlü Sunum, 23rd BaSS CONGRESS, 10 Mayıs 2018, 12 Mayıs 2018.