



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ENDODONTİ ANABİLİM DALI

**ÇEŞİTLİ BOYUTLARDAKİ İÇ KÖK
REZORPSİYON KAVİTELERİNE
UYGULANAN FARKLI DOLUM
MATERYALLERİN STRES DAĞILIMINA
ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ
İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Tunahan AKTAŞ

UZMANLIK TEZİ

Dr. Öğr. Üyesi Tuğba KOŞAR

TRABZON-2024



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ENDODONTİ ANABİLİM DALI

**ÇEŞİTLİ BOYUTLARDAKİ İÇ KÖK
REZORPSİYON KAVİTELERİNE
UYGULANAN FARKLI DOLUM
MATERYALLERİN STRES DAĞILIMINA
ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ
İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Tunahan AKTAŞ
ORCID: 0000-0002-9894-774X

UZMANLIK TEZİ

Dr. Öğr. Üyesi Tuğba KOŞAR
ORCID: 0000-0001-5764-5510

TRABZON-2024

BEYAN

Bu tez çalışmasının Karadeniz Teknik Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Hazırlama ve Yazım Kılavuzu standartlarına uygun olarak yapıldığını ve yazıldığını, tezin akademik ve etik kurallara bağlı kalınarak gerçekleştirilmiş özgün bir bilimsel araştırma eserim olduğunu, tezde yer alan ve bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen tüm bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve kullanılan kaynakların kaynaklar listesinde yer aldığını, tezin çalışılması ve yazımı aşamalarda patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını, tezimin Karadeniz Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri koordinasyon birimi tarafından TDH-2023-10894 proje kodu ile desteklendiğini beyan ederim.

2024

Tunahan AKTAŞ

(İmza)

İthaf

Bu uzmanlık tezimi, bu günlere gelmem için hiçbir fedakârlıktan kaçınmayan ve her zaman yanımda olan sevgili aileme ithaf ediyorum.



TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan, bilgi ve birikimlerini sabır ve hoşgörü ile bana aktarmasından mutluluk duyduğum danışman hocam Dr. Öğr. Üyesi Tuğba Koşar'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca üzerimde emeği geçen, mesleki bilgi ve tecrübeleriyle bana yardımcı olan değerli hocalarım Prof. Dr. Tamer Taşdemir'e, Doç. Dr. Davut Çelik'e, Dr. Öğr. Üyesi Nihan Çelik Uzun'a,

Lisans eğitimim boyunca bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, Endodonti'yi sevmeme vesile olan ve tez jürimde de bulunan değerli hocam Dr. Öğr. Üyesi Ahter Şanal Çıkman'a,

Tez çalışmamıza bulundukları katkıdan dolayı Doç. Dr. Mustafa Aslan'a, Öğr. Gör. Altuğ Uşun'a ve Öğr. Gör. Kutay Çava'ya,

Uzmanlık eğitimim boyunca birlikte çalışmaktan büyük mutluluk duyduğum eş kıdemlilerim Ece Ezgi Erdiñ'e, Murat Taşdemir'e, Sevil Zırlı'ya, İzel Topal'a ve değerli çalışma arkadaşlarım Abdulrahman Neccaroğlu'na, Münevver Kaya'ya, Damla Akkaya'ya, Şeyma Kandemir Genç'e ve diğer bölüm arkadaşlarıma,

Üniversitede başlayan dostluğumuzla kendimi asla yalnız hissetmediğim ailem gibi olan canım arkadaşlarım Ayşenur Sakal'a ve Reyhan Şenkal'a, Trabzon'da beni asla yalnız bırakmayan her zaman yanımda olan canım arkadaşlarım Helin Merve Özalp'e ve Furkan Aydın'a, sevgisiyle bana huzur veren sevgili kedim Paşa'ya,

Hayatım boyunca her başarımda emekleri olan, maddi manevi hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan, sevgi ve ilgileriyle bana hep destek olan annem Şadiye Aktaş'a, babam Latif Aktaş'a, abim Ahmet Aktaş'a ve her daim yanımda olan, zorlu tez çalışmam süresince beni destekleyen, yüreklendiren, sevgisi ve desteğiyle hayatımı daha güzel kılan Hatice Töp'e

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Tunahan Aktaş

İÇİNDEKİLER

BEYAN

İthaf

TEŞEKKÜR

İÇİNDEKİLER

TABLolar DİZİNİ

ŞEKİLLER DİZİNİ

KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ

ÖZET

ABSTRACT

1.GİRİŞ VE AMAÇ	1
2.GENEL BİLGİLER	3
2.1. Kök Rezorpsiyonları	3
2.2. Kök Rezorpsiyonunun Etiyolojisi	3
2.3. Kök Rezorpsiyonunun Patolojisi	5
2.4. Kök Rezorpsiyonunun Sınıflandırılması	8
2.5. Dış (Eksternal) Kök Rezorpsiyonu	9
2.5.1. Dış Kök Rezorpsiyon Sınıflandırması	10
2.5.2. Yüzeyel Rezorpsiyon	11
2.5.3. Servikal Rezorpsiyon	11
2.5.4. Enflamatuvar Kök Rezorpsiyonu	14
2.5.5. Replasman Kök Rezorpsiyonu	16
2.5.6 Geçici Apikal Yıkım	17
2.6. İç (İnternal) Kök Rezorpsiyonu	18
2.6.1. Enflamatuvar İç Kök Rezorpsiyonu	19
2.6.2. Yer Değiştirme (Replasman) İç Kök Rezorpsiyonu	20
2.6.3. Klinik ve Radyolojik Özellikler	21
2.6.4. İç Kök Rezorpsiyonu Tedavisi	23
2.7. Dış Hekimliği ve Biyomekanik	31

2.8. Diş Hekimliğinde Stres Analiz Yöntemleri	33
2.8.1. Fotoelastik stres analizi yöntemi	33
2.8.2. Kırılğan vernik kaplama yöntemi ile stres analizi	34
2.8.3. Gerinim ölçer stres analizi yöntemi	34
2.8.4. Holografik İnterferometri (Lazer Işını) ile stres analizi	34
2.8.5. Termografik kuvvet analiz yöntemi	34
2.8.6. Radyotelemetri ile stres analiz yöntemi	34
2.8.7. Sonlu Elemanlar Analizi (SEA) Yöntemi	35
3.GEREÇ VE YÖNTEM	40
3.1. Kortikal ve Trabeküler Kemiğin Modellenmesi	40
3.2. Mine, Dentin, Periodontal Ligament, Pulpa, Gütta-Perka, MTA, Biodentine ve Kompozitin Modellenmesi ve Çalışma Modellerinin Oluşturulması	42
3.3. Dental Modellerin Oluşturulması	44
3.4. Materyallerin Yapısal Özelliklerinin Tanıtılması	54
3.5. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi	55
3.6. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları	56
3.7. Kuantitatif Model Bilgileri	57
3.8. Sistemlerin Birleştirilmesi ve Bağlantı Durumu	58
4.BULGULAR	59
4.1. Dentindeki Gerilmeler	59
4.1.1. Dentindeki Von Mises Gerilmeler	60
4.1.2. Dentindeki Maksimum Asal Gerilmeler	63
4.1.3. Dentindeki Minimum Asal Gerilmeler	65
4.2. Kortikal Kemik Üzerindeki Maksimum ve Minimum Asal Gerilmeler	67
4.2.1. Kortikal Kemik Üzerindeki Maksimum Asal Gerilme Değerleri	68
4.2.2. Kortikal Kemik Üzerindeki Minimum Asal Gerilme Değerleri	70
4.3. Trabeküler Kemik Üzerindeki Maksimum ve Minimum Asal Gerilmeler	72
4.3.1. Trabeküler Kemik Üzerindeki Maksimum Asal Gerilme Değerleri	73
4.3.2. Trabeküler Kemik Üzerindeki Minimum Asal Gerilme Değerleri	75
4.4. Periodontal Ligament Üzerindeki Von Mises Gerilmeler	77
4.5. Dolum Materyalleri Üzerinde Oluşan Von Mises Gerilmeler	80
4.6. Rezorpsiyon Kavimleri Çevresindeki Maksimum Yer Değiştirme	83
5.TARTIŞMA	85
6.SONUÇ VE ÖNERİLER	99



TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo No	Sayfa
Tablo 1. İç kök ve dış kök rezorpsiyonların etiyolojik nedenleri	4
Tablo 2. İç ve dış kök rezorpsiyonlarının sınıflandırılması	8
Tablo 3. Çalışmada oluşturulan modeller ve özellikleri	45
Tablo 4. Diş ve destek dokularının ve kullanılan restoratif materyallerin elastik modülleri ve poisson oranları	55
Tablo 5. Düğüm ve eleman sayıları	58
Tablo 6. Dentinde oluşan von Mises, maksimum ve minimum asal gerilme değerleri	60
Tablo 7. Kortikal kemik üzerinde meydana gelen maksimum ve minimum asal gerilme değerleri	68
Tablo 8. Trabeküler kemik üzerinde meydana gelen maksimum ve minimum asal gerilme değerleri	73
Tablo 9. Periodontal ligament üzerinde meydana gelen von Mises gerilme değerleri	78
Tablo 10. Dolum materyalleri üzerinde oluşan von Mises gerilme değerleri	81
Tablo 11. Rezorpsiyon kaviteleri çevresindeki maksimum yer değiştirme büyüklükleri	83

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No	Sayfa
Şekil 1. Maksiller kortikal kemik modeli	41
Şekil 2. Maksiller trabeküler kemik modeli	41
Şekil 3. Maksiller kesici dişin sonlu elemanlar modellenmesi	42
Şekil 4. Maksiller kesici dişin mine tabakasının modellenmesi	43
Şekil 5. Maksiller kesici dişin dentin tabakasının modellenmesi	43
Şekil 6. Maksiller kesici dişin pulpasının modellenmesi	43
Şekil 7. Maksiller kesici dişin periodontal ligamentinin modellenmesi	44
Şekil 8. Destek dokuları ile birlikte maksiller kesici diş modeli	44
Şekil 9. a. İç kök rezorpsiyonu olmayan sağlıklı maksiller santral dişin bukkal yüz görünümü b. İç kök rezorpsiyonu olmayan sağlıklı maksiller santral dişin proksimal yüz görünümü	46
Şekil 10. a. İç kök rezorpsiyon çapı 1,5 mm olan tedavi edilmemiş maksiller santral dişin bukkal yüz görünümü b. İç kök rezorpsiyon çapı 1,5 mm olan tedavi edilmemiş maksiller santral dişin proksimal yüz görünümü	46
Şekil 11. a. İç kök rezorpsiyon çapı 2,5 mm olan tedavi edilmemiş maksiller santral dişin bukkal yüz görünümü b. İç kök rezorpsiyon çapı 2,5 mm olan tedavi edilmemiş maksiller santral dişin proksimal yüz görünümü	47
Şekil 12. a. İç kök rezorpsiyon çapı 3,5 mm olan tedavi edilmemiş maksiller santral dişin bukkal yüz görünümü b. İç kök rezorpsiyon çapı 3,5 mm olan tedavi edilmemiş maksiller santral dişin proksimal yüz görünümü	47
Şekil 13. a. İç kök rezorpsiyon çapı 4,5 mm olan tedavi edilmemiş maksiller santral dişin bukkal yüz görünümü b. İç kök rezorpsiyon çapı 4,5 mm olan tedavi edilmemiş maksiller santral dişin proksimal yüz görünümü	48
Şekil 14. a. İç kök rezorpsiyon çapı 1,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi ve rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı gütta-perka ile doldurulan maksiller santral dişin bukkal yüz görünümü b. İç kök rezorpsiyon çapı 1,5 mm olan	

rezorpsiyon kavitesi ve rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı güta-perka ile doldurulan maksiller santral dişin proksimal yüz görünümü 48

Şekil 15. a. İç kök rezorpsiyon çapı 1,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi MTA, rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı güta-perka ile doldurulan maksiller santral dişin bukkal yüz görünümü **b.** İç kök rezorpsiyon çapı 1,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi MTA, rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı güta-perka ile doldurulan maksiller santral dişin proksimal yüz görünümü 49

Şekil 16. a. İç kök rezorpsiyon çapı 1,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi Biodentine, rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı güta-perka ile doldurulan maksiller santral dişin bukkal yüz görünümü **b.** İç kök rezorpsiyon çapı 1,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi Biodentine, rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı güta-perka ile doldurulan maksiller santral dişin proksimal yüz görünümü 49

Şekil 17. a. İç kök rezorpsiyon çapı 2,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi ve rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı güta-perka ile doldurulan maksiller santral dişin bukkal yüz görünümü **b.** İç kök rezorpsiyon çapı 2,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi ve rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı güta-perka ile doldurulan maksiller santral dişin proksimal yüz görünümü 50

Şekil 18. a. İç kök rezorpsiyon çapı 2,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi MTA, rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı güta-perka ile doldurulan maksiller santral dişin bukkal yüz görünümü **b.** İç kök rezorpsiyon çapı 2,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi MTA, rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı güta-perka ile doldurulan maksiller santral dişin proksimal yüz görünümü 50

Şekil 19. a. İç kök rezorpsiyon çapı 2,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi Biodentine, rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı güta-perka ile doldurulan maksiller santral dişin bukkal yüz görünümü **b.** İç kök rezorpsiyon çapı 2,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi Biodentine, rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı güta-perka ile doldurulan maksiller santral dişin proksimal yüz görünümü 51

Şekil 20. a. İç kök rezorpsiyon çapı 3,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi ve rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı güta-perka ile doldurulan maksiller

santral dişin bukkal yüz görünümü b. İ kök rezorpsiyon çapı 3,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi ve rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök l kısmı güta-perka ile doldurulan maksiller santral dişin proksimal yüz görünümü	51
şekil 21. a. İ kök rezorpsiyon çapı 3,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi MTA, rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök l kısmı güta-perka ile doldurulan maksiller santral dişin bukkal yüz görünümü b. İ kök rezorpsiyon çapı 3,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi MTA, rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök l kısmı güta-perka ile doldurulan maksiller santral dişin proksimal yüz görünümü	52
şekil 22. a. İ kök rezorpsiyon çapı 3,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi Biodentine, rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök l kısmı güta-perka ile doldurulan maksiller santral dişin bukkal yüz görünümü b. İ kök rezorpsiyon çapı 3,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi Biodentine, rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök l kısmı güta-perka ile doldurulan maksiller santral dişin proksimal yüz görünümü	52
şekil 23. a. İ kök rezorpsiyon çapı 4,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi ve rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök l kısmı güta-perka ile doldurulan maksiller santral dişin bukkal yüz görünümü b. İ kök rezorpsiyon çapı 4,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi ve rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök l kısmı güta-perka ile doldurulan maksiller santral dişin proksimal yüz görünümü	53
şekil 24. a. İ kök rezorpsiyon çapı 4,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi MTA, rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök l kısmı güta-perka ile doldurulan maksiller santral dişin bukkal yüz görünümü b. İ kök rezorpsiyon çapı 4,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi MTA, rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök l kısmı güta-perka ile doldurulan maksiller santral dişin proksimal yüz görünümü	53
şekil 25. a. İ kök rezorpsiyon çapı 4,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi Biodentine, rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök l kısmı güta-perka ile doldurulan maksiller santral dişin bukkal yüz görünümü b. İ kök rezorpsiyon çapı 4,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi Biodentine, rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök l kısmı güta-perka ile doldurulan maksiller santral dişin proksimal yüz görünümü	54
şekil 26. Diş modelinin mesh'lenmiş hali	56

Şekil 27. Modellerde uygulanan simüle edilmiş çiğneme kuvveti	57
Şekil 28. Sınır Koşulları	57
Şekil 29. Dentinde meydana gelen von Mises stres dağılımları a: Model 1, b: Model 2, c: Model 3, d: Model 4, e: Model 5	61
Şekil 30. Rezorpsiyon kavitesi çevresindeki dentin bölgesinde meydana gelen von Mises stres dağılımları a: Model 1, b: Model 2, c: Model 3, d: Model 4, e: Model 5	61
Şekil 31. İç kök rezorpsiyonu tedavi edilmemiş kontrol grubu ve tedavi edilmiş dişlerin dentininde meydana gelen von Mises stres dağılımları a: Model 2, b: Model 6, c: Model 7, d: Model 8, e: Model 3, f: Model 9, g: Model 10, h: Model 11, i: Model 4, j: Model 12, k: Model 13, l: Model 14, m: Model 5, n: Model 15, o: Model 16, p: Model 17	63
Şekil 32. İç kök rezorpsiyonu tedavi edilmemiş kontrol grubu ve tedavi edilmiş dişlerin rezorpsiyon kavitesi çevresindeki dentin bölgesinde meydana gelen von Mises stres dağılımları a: Model 2, b: Model 6, c: Model 7, d: Model 8, e: Model 3, f: Model 9, g: Model 10, h: Model 11, i: Model 4, j: Model 12, k: Model 13, l: Model 14, m: Model 5, n: Model 15, o: Model 16, p: Model 17	63
Şekil 33. Dentinde meydana gelen maksimum asal gerilmeler a: Model 1, b: Model 2, c: Model 3, d: Model 4, e: Model 5	64
Şekil 34. İç kök rezorpsiyonu tedavi edilmemiş kontrol grubu ve tedavi edilmiş dişlerin dentininde meydana gelen maksimum asal gerilmeler a: Model 2, b: Model 6, c: Model 7, d: Model 8, e: Model 3, f: Model 9, g: Model 10, h: Model 11, i: Model 4, j: Model 12, k: Model 13, l: Model 14, m: Model 5, n: Model 15, o: Model 16, p: Model 17	65
Şekil 35. Dentinde meydana gelen minimum asal gerilmeler a: Model 1, b: Model 2, c: Model 3, d: Model 4, e: Model 5	66
Şekil 36. İç kök rezorpsiyonu tedavi edilmemiş kontrol grubu ve tedavi edilmiş dişlerin dentininde meydana gelen minimum asal gerilmeler a: Model 2, b: Model 6, c: Model 7, d: Model 8, e: Model 3, f: Model 9, g: Model 10, h: Model 11, i: Model 4, j: Model 12, k: Model 13, l: Model 14, m: Model 5, n: Model 15, o: Model 16, p: Model 17	67

- Şekil 37.** Kortikal kemik üzerinde meydana gelen maksimum asal gerilmeler **a:** Model 1, **b:** Model 2, **c:** Model 3, **d:** Model 4, **e:** Model 5 69
- Şekil 38.** İç kök rezorpsiyonu tedavi edilmemiş kontrol grubu ve tedavi edilmiş dişlerin kortikal kemik üzerinde meydana gelen maksimum asal gerilme değerleri **a:** Model 2, **b:** Model 6, **c:** Model 7, **d:** Model 8, **e:** Model 3, **f:** Model 9, **g:** Model 10, **h:** Model 11, **i:** Model 4, **j:** Model 12, **k:** Model 13, **l:** Model 14, **m:** Model 5, **n:** Model 15, **o:** Model 16, **p:** Model 17 70
- Şekil 39.** Kortikal kemik üzerinde meydana gelen minimum asal gerilmeler **a:** Model 1, **b:** Model 2, **c:** Model 3, **d:** Model 4, **e:** Model 5 71
- Şekil 40.** İç kök rezorpsiyonu tedavi edilmemiş kontrol grubu ve tedavi edilmiş dişlerin kortikal kemik üzerinde meydana gelen minimum asal gerilme değerleri **a:** Model 2, **b:** Model 6, **c:** Model 7, **d:** Model 8, **e:** Model 3, **f:** Model 9, **g:** Model 10, **h:** Model 11, **i:** Model 4, **j:** Model 12, **k:** Model 13, **l:** Model 14, **m:** Model 5, **n:** Model 15, **o:** Model 16, **p:** Model 17 72
- Şekil 41.** Trabeküler kemik üzerinde meydana gelen maksimum asal gerilmeler **a:** Model 1, **b:** Model 2, **c:** Model 3, **d:** Model 4, **e:** Model 5 74
- Şekil 42.** İç kök rezorpsiyonu tedavi edilmemiş kontrol grubu ve tedavi edilmiş dişlerin trabeküler kemik üzerinde meydana gelen maksimum asal gerilme değerleri **a:** Model 2, **b:** Model 6, **c:** Model 7, **d:** Model 8, **e:** Model 3, **f:** Model 9, **g:** Model 10, **h:** Model 11, **i:** Model 4, **j:** Model 12, **k:** Model 13, **l:** Model 14, **m:** Model 5, **n:** Model 15, **o:** Model 16, **p:** Model 17 75
- Şekil 43.** Trabeküler kemik üzerinde meydana gelen minimum asal gerilmeler **a:** Model 1, **b:** Model 2, **c:** Model 3, **d:** Model 4, **e:** Model 5 76
- Şekil 44.** İç kök rezorpsiyonu tedavi edilmemiş kontrol grubu ve tedavi edilmiş dişlerin trabeküler kemik üzerinde meydana gelen minimum asal gerilme değerleri **a:** Model 2, **b:** Model 6, **c:** Model 7, **d:** Model 8, **e:** Model 3, **f:** Model 9, **g:** Model 10, **h:** Model 11, **i:** Model 4, **j:** Model 12, **k:** Model 13, **l:** Model 14, **m:** Model 5, **n:** Model 15, **o:** Model 16, **p:** Model 17 77
- Şekil 45.** Periodontal ligament üzerinde meydana gelen von Mises stres dağılımları **a:** Model 1, **b:** Model 2, **c:** Model 3, **d:** Model 4, **e:** Model 5 79

Şekil 46. İç kök rezorpsiyonu tedavi edilmemiş kontrol grubu ve tedavi edilmiş dişlerin periodontal ligament üzerinde meydana gelen von Mises stres dağılımları **a:** Model 2, **b:** Model 6, **c:** Model 7, **d:** Model 8, **e:** Model 3, **f:** Model 9, **g:** Model 10, **h:** Model 11, **i:** Model 4, **j:** Model 12, **k:** Model 13, **l:** Model 14, **m:** Model 5, **n:** Model 15, **o:** Model 16, **p:** Model 17 80

Şekil 47. Dolum materyalleri üzerinde oluşan von Mises stres dağılımları **a:** Model 6, **b:** Model 7, **c:** Model 8, **d:** Model 9, **e:** Model 10, **f:** Model 11, **g:** Model 12, **h:** Model 13, **i:** Model 14, **j:** Model 15, **k:** Model 16, **l:** Model 17 82

Şekil 48. İç kök rezorpsiyon kaviteleri gütaperka ile doldurulan modellerde materyal üzerinde biriken von Mises stres dağılımları **a:** Model 6, **b:** Model 9, **c:** Model 12, **d:** Model 15 82

Şekil 49. Rezorpsiyon kaviteleri çevresindeki maksimum yer değiştirmeler **a:** Model 1, **b:** Model 2, **c:** Model 3, **d:** Model 4, **e:** Model 5 84

Şekil 50. İç kök rezorpsiyonu tedavi edilmemiş kontrol grubu ve tedavi edilmiş dişlerin rezorpsiyon çevresinde meydana gelen maksimum yer değiştirme büyüklükleri **a:** Model 2, **b:** Model 6, **c:** Model 7, **d:** Model 8, **e:** Model 3, **f:** Model 9, **g:** Model 10, **h:** Model 11, **i:** Model 4, **j:** Model 12, **k:** Model 13, **l:** Model 14, **m:** Model 5, **n:** Model 15, **o:** Model 16, **p:** Model 17 84

KISALTMALAR, SİMGELER ve FORMÜLLER DİZİNİ

Kısaltmalar

CAD	Computer Aided Design
CT	Bilgisayarlı Tomografi
Dcm	Dicom
E	Elastisite Modülü
FDA	Amerikan Gıda ve İlaç Yönetimi
GB	Gigabayt
GHz	Gigahertz
GPa	Gigapaskal
KIBT	Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
mm	Milimetre
mm²	Milimetre Kare
m²	Metre Kare
MPa	Megapaskal
MRG	Manyetik Rezonans Görüntüleme
MTA	Mineral Trioksit Agregat
mRNA	Mesajcı Ribonükleik Asit
N	Newton
OPG	Osteoprotegerin
PDL	Periodontal Ligament
pH	Power of Hidrojen
RANK	Reseptör Aktivatör Nükleer Faktör Kappa B
RANKL	Reseptör Aktivatör Nükleer Faktör Kappa B Ligandı
RGD	Arginin-Glisin-Aspartik Asit Peptid Dizilimi
S	Stres
SEA	Sonlu Elemanlar Analizi

Simgeler

σ	Stres
σ_M	Von Mises eşdeğer gerilmesi
/	Bölü

$>$	Büyük
$\leq$	Küçük eşit
$=$	Eşittir
$\%$	Yüzde
σ	Gerilim
ϵ	Gerinim
ν	Poisson Oranı
$^{\circ}$	Derece



ÖZET

Çeşitli Boyutlardaki İç Kök Rezorpsiyon Kavitelerine Uygulanan Farklı Dolum Materyallerin Stres Dağılımına Etkisinin Sonlu Elemanlar Analizi ile Değerlendirilmesi

Bu tez çalışmasının amacı farklı boyutlarda iç kök rezorpsiyonu bulunan maksiller kesici dişlerde rezorpsiyon kavitesinin farklı materyaller (güta-perka, MTA, Biodentine) ile doldurulmasının ardından uygulanan kuvvetin diş, destek dokular ve kullanılan materyaller üzerinde oluşturduğu gerilmelerin dağılımını incelemek ve klinikte yardımcı olabilecek veriler sunmaktır.

Bu çalışmada çürüksüz ve restorasyonsuz kök gelişimi tamamlanmış bir adet maksiller kesici dişin mikro bilgisayarlı tomografi cihazında taranıp elde edilen üç boyutlu görüntüsü kullanıldı. Wheeler diş atlasındaki maksiller kesici diş boyutları referans alınarak bu görüntüden 3 boyutlu sonlu elemanlar modeli oluşturuldu. Maksiller santral diş destekleyen kortikal ve trabeküler kemik, lamina dura ve periodontal ligament modellendi. Sement tabakasının fiziksel özellikleri dentine benzer ve çok ince olduğundan dolayı ihmal edildi. Oluşturulan ilk model sağlıklı diş kontrol modeli iken, diğer kontrol modelleri için kök kanalının orta üçlü bölgesinde 1,5 mm, 2,5 mm, 3,5 mm ve 4,5 mm çaplarında iç kök rezorpsiyon kaviteleri oluşturuldu. Tedavi edilmiş modellerde farklı boyutlardaki rezorpsiyon kaviteleri farklı materyaller (güta-perka, MTA, Biodentine) ile restore edilirken, rezorpsiyon kavitesinin apikal ve koronal üçlü bölgesi güta-perka ile dolduruldu. Kontrol grupları ile birlikte oluşturulan toplam 17 modele dişin insizal kenarının 2 mm apikalinden, dişin uzun aksına 135 derece açı ile 100 N değerinde kuvvet uygulandı. Kuvvet uygulanması sonucu dentin, periodontal ligament ve iç kök rezorpsiyon kavitesinin dolusunda kullanılan materyaller üzerindeki von Mises gerilme dağılımları değerlendirilirken, dentin, kortikal ve trabeküler kemikteki maksimum ve minimum asal gerilme dağılımları incelendi. Ayrıca, rezorpsiyon kaviteleri çevresinde meydana gelen maksimum yer değiştirmeler de değerlendirildi.

Kuvvet uygulanması sonucu oluşan gerilme dağılımlarına bakıldığında dentindeki en az stres sağlıklı diş modelinde görülürken, en fazla stres 4,5 mm çapında iç kök rezorpsiyon çapına sahip tedavi edilmemiş modelde görüldü. İç kök rezorpsiyonun boyutu arttıkça meydana gelen stres değerlerinde genellikle artış meydana geldi. İç kök rezorpsiyonlarının tedavi edilmesi ile dentindeki gerilme dağılımları sağlıklı dişe yaklaştı. Dentin, kortikal ve trabeküler kemik ve periodontal ligament üzerindeki gerilme dağılımları incelendiğinde en yüksek stres değerleri güta-perka ile tedavi edilen modellerde görülürken, bunu MTA ile tedavi edilen modellerin izlediği ve en düşük stresin Biodentine ile tedavi edilen modellerde olduğu görüldü. Materyal üzerinde biriken stresin ise en yüksek Biodentine ile tedavi edilen modellerde olduğu, bunu MTA ile tedavi edilen modellerin izlediği ve en düşük stresin güta-perka ile tedavi edilen modellerde olduğu belirlendi.

İç kök rezorpsiyonu, dentin üzerinde meydana gelen stres değerlerinde artışa neden olmuştur. Rezorpsiyon kavitesinin boyutlarındaki artış diş ve komşu destek yapılar üzerinde meydana gelen stresi genellikle arttırmıştır. İç kök rezorpsiyonu tamirinde elastisite modülü daha yüksek olan Biodentine ve MTA'nın kullanımı gelen kuvvetin daha çok absorbe edilip güta-perka'ya göre dentine daha az stres iletilmesi ile sonuçlanmıştır.

Anahtar kelimeler: Biodentine, Güta-perka, İç kök rezorpsiyonu, MTA, Sonlu elemanlar, Stres analizi

ABSTRACT

Evaluation of the Effect of Different Filling Materials Applied to Internal Root Resorption Cavities of Various Sizes on Stress Distribution By Finite Element Analysis

The aim of this thesis is to examine the distribution of stresses on teeth, supporting tissues, and the materials used after filling resorption cavities in maxillary incisor teeth with different sizes of internal root resorption using various materials (gutta-percha, MTA, Biodentine), and to provide data that may assist in clinical practice.

In this study, a micro-computed tomography scan of a single maxillary incisor tooth, which was caries-free, restoration-free, and had completed root development, was used to create a three-dimensional model. A 3D finite element model was generated from this scan, referencing the maxillary incisor dimensions from Wheeler's dental atlas. Cortical and trabecular bone, lamina dura, and periodontal ligament supporting the maxillary central incisor were modeled. The physical properties of the cementum layer were neglected due to its similarity to dentin and its very thin structure. While the initial model represented a healthy tooth as the control model, internal root resorption cavities with diameters of 1.5 mm, 2.5 mm, 3.5 mm, and 4.5 mm were created in the middle third of the root canal for other control models. In the treated models, internal resorption cavities of different sizes were restored with different materials (gutta-percha, MTA, Biodentine), while the apical and coronal thirds of the resorption cavity were filled with gutta-percha. A total of 17 models, including control groups, were subjected to a force of 100 N applied 2 mm apically from the incisal edge, at a 135-degree angle to the long axis of the tooth. The von Mises stress distributions on dentin, periodontal ligament, and the materials used to fill the internal root resorption cavities were evaluated, while the maximum and minimum principal stress distributions on dentin, cortical and trabecular bone were examined. Additionally, the maximum displacements occurring around the resorption cavities were assessed.

When analyzing the stress distributions resulting from the applied force, the least stress in the dentin was observed in the healthy tooth model, while the highest stress was seen in the untreated model with a 4.5 mm internal root resorption cavity. As the size of the internal root resorption increased, there was generally an increase in stress values. The stress distributions in the dentin approached that of a healthy tooth when the internal root resorptions were treated. When examining the stress distributions on dentin, cortical and trabecular bone, and periodontal ligament, the highest stress values were observed in models treated with gutta-percha, followed by models treated with MTA, while the lowest stress was found in models treated with Biodentine. It was also determined that the stress accumulated on the material was highest in the models treated with Biodentine, followed by those treated with MTA, and the lowest stress was in the models treated with gutta-percha.

Internal root resorption caused an increase in stress values in the dentin. The increase in the size of the resorption cavity generally resulted in increased stress on the tooth and adjacent supporting structures. The use of Biodentine and MTA, which have a higher modulus of elasticity, in the repair of internal root resorption resulted in more absorption of the applied force, transmitting less stress to the dentin compared to gutta-percha.

Keywords: Biodentine, Gutta-percha, Internal root resorption, MTA, Finite elements, Stress analysis

1.GİRİŞ VE AMAÇ

Kök rezorpsiyonu, diş köklerinde odontoklastik hücrelerin aktivasyonu sonucu sement ve dentin gibi dişin sert dokularında oluşan madde kaybı olarak tanımlanmaktadır (1). Süt dişlerinde ortaya çıkan kök rezorpsiyonları genellikle fizyolojik bir süreç olarak kabul edilirken; daimi dişlerde görülen kök rezorpsiyonları patolojik bir süreç olarak kabul görmektedir (2). Daimi diş rezorpsiyonları genellikle travma nedeniyle meydana gelmektedir. Bunun yanı sıra çürük, pulpal ve periodontal yapıların kronik iltihabı, diş erüpsiyonu, ortodontik diş hareketleri, beyazlatma işlemleri, gömülü dişler ve sistemik rahatsızlıklar gibi nedenlerle de meydana gelebilmektedir (3,4). Kök rezorpsiyonları farklı araştırmacılar tarafından farklı kriterlere göre sınıflandırılmıştır (5). En temel sınıflandırma ise kök rezorpsiyonlarının bulundukları lokalizasyona göre yapılan iç kök rezorpsiyonu ve dış kök rezorpsiyonu şeklinde yapılan sınıflamadır (6).

İç kök rezorpsiyonu odontoklastik hücrelerin aktiviteleri sonucu kanal duvarı iç hattı boyunca intraradiküler dentin ve dentin tübüllerinin progresif yıkımıdır (7). Genellikle kesici ve mandibular azı dişlerde ve kökün orta ve apikal üçte birlik kısımlarında görülmektedir (8). İç kök rezorpsiyonu erkeklerde kadınlara göre daha sıklıkla rastlanmaktadır (7). Bu rezorpsiyon türü klinik olarak genellikle asemptomatik karşımıza çıkmaktadır ve ancak rutin radyografik muayeneler sırasında teşhis edilebilmektedir (9).

İç kök rezorpsiyonu, diş hekimliğinde önemli bir problem olup erken teşhis ve tedavi oldukça önemlidir. İç kök rezorpsiyonu teşhisi konulduktan sonra, tedaviye başlamadan önce dişin rezorbe olan sert doku miktarı dikkatlice değerlendirilmelidir. Etkilenen dişin restore edilebilir seviyede olması ve makul bir prognoza sahip olması durumunda zaman kaybetmeden kök kanal tedavisine başlanmalıdır (10). İç kök rezorpsiyonu tedavisindeki temel amaç kök kanalı içerisindeki rezorpsiyonu stimüle eden vital pulpa dokusu ve mevcut enfekte ve nekrotik dokuları temizlemek, kök kanalını dezenfekte etmek ve sızdırmaz bir şekilde obturasyonunu sağlamaktır (11). Rezorbe defektin tamirinde ise akıcı kıvamdaki güta-perka'nın yanı sıra MTA (Mineral Trioksit Agregat) ve Biodentine gibi biyoseramik esaslı materyallerin kullanımı da önerilmektedir (7,12).

İç kök rezorpsiyonu dentinin ilerleyici yıkımına ve diş yapısının bozulmasına yol açan patolojik bir süreçtir (13). İç kök rezorpsiyonu görülen dişlerde meydana gelen sert doku harabiyeti nedeniyle bu dişlerin kırılmaya karşı dirençlerinin düştüğü belirtilmektedir

(6,13,14). Ayrıca, iç kök rezorpsiyonu görülen dişlerin kök kanal tedavisi sırasında giriş kavitesi açılması, kök kanalının şekillendirilmesi ve doldurulması aşamaları dişlerin kırılma dirençlerini daha da azaltabilmektedir (15,16). Bu nedenle, iç kök rezorpsiyon kavitesinin ve kök kanalının gütaperka veya biyoseramik esaslı MTA ve Biodentine gibi materyaller ile sızdırmaz bir biçimde doldurulması ile dişin fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler altında kırılmaya karşı direncinin artırılması amaçlanmaktadır (13,14,17).

Dişlerin fonksiyonel yükler altında dayanabilecekleri maksimum kuvvet, kırılma dayanımı testleri ile belirlenir. Bu testler, dişlerin kırılma noktasına ulaşana kadar maruz kaldıkları kuvvetleri ölçer. Ancak bu testlerin önemli bir dezavantajı çekilmiş dişler kullanılarak yapılmasıdır (18,19). Çekilmiş dişlerde ideal bir standardizasyon sağlamak oldukça zordur. Dişlerin anatomisi, morfolojisi, kimyasal içeriği, dehidratasyon ve mineralizasyon dereceleri gibi çeşitli parametreler bireyden bireye ve dişe göre önemli ölçüde farklılık gösterebilir. Aynı zamanda çekilmiş dişler ile yapılan bu çalışmalar etik açıdan sorunlu ve uzun vadeli takip gerektirmeleri nedeniyle zaman alıcı ve masraflı olmaktadır. Bu modellerde etki yayılımı ve dağılımında önemli faktörlerden olan periodontal ligament ve yumuşak dokular gibi yapısal elementleri de doğru bir şekilde taklit etmekte yetersiz kalmaktadır (20). Bu durum, kırılma dayanımı testlerinden elde edilen sonuçların güvenilirliğini ve genel geçerliliğini sınırlar. Ayrıca, canlı dokuların gelen kuvvetlere nasıl tepki verdiğini ve deforme olduğunu gözlemlemek ve analiz etmek oldukça zor ve masraflıdır. Bu nedenle, gerilme analizi yöntemlerinin, dişlerin ve restoratif materyallerin maruz kaldığı gerilmeleri ve deformasyonları incelemede kırılma dayanımı testlerinden daha üstün olduğu kabul edilmektedir. Gerilme analizi yöntemlerinden sonlu elemanlar analizi yöntemi diğer yöntemler ile kıyaslandığında uygulanan kuvvetin yönü, miktarı, derecesi değiştirilerek farklı senaryolar ile test edilebilmesi ve analizlerin tekrarlanabilmesi gibi avantajları ile öne çıkmaktadır (21,22).

Bu tez çalışması, sonlu elemanlar analizi yöntemini kullanarak farklı boyutlarda iç kök rezorpsiyonu görülen dişlerde, rezorpsiyon kavitesinin gütaperka, MTA ve Biodentine gibi materyaller ile doldurulmasının fonksiyonel kuvvetler altında dişin hangi bölgesinde ve ne kadar stres oluşturacağını incelemeyi amaçlamaktadır. Elde edilen bulgular ışığında, klinik ortamda bu dişlerin tedavisinde tercih edilecek tedavi teknikleri ve materyallerinin fonksiyonel kuvvetler altında oluşturdukları stres açısından bilgi sahibi olunması ve seçilecek materyalin belirlenmesi için rehberlik sunulması hedeflenmektedir.

2.GENEL BİLGİLER

2.1. Kök Rezorpsiyonları

Diş rezorpsiyonu odontoklastik hücrelerin aktivasyonu sonucu meydana gelen diş sert dokularının kaybı olarak tanımlanmaktadır (23). Primer dentisyon dönemindeki kök rezorpsiyonu, normal zamanı içerisinde meydana geldiği sürece fizyolojik bir süreç olarak kabul edilirken, daimi dentisyonadaki dişlerin rezorpsiyonu, tedavi edilmediği takdirde etkilenen dişlerin erken kaybına neden olabilecek patolojik bir süreç olarak düşünülmektedir (24,25).

Diş rezorpsiyonunun, rezorpsiyon hücrelerinin özellikleri ve sert doku ile ilişkileri nedeniyle kemik rezorpsiyonuna benzer olduğu düşünülmektedir (26). Çeşitli irritan faktörlerin dentin, sement ve kemik dokularını etkileyerek bir takım kimyasal değişikliklere neden olduğu ve bunun sonucunda dentinoklast, sementoklast veya osteoklast gibi rezorpsiyondan sorumlu çok çekirdekli dev hücrelerin oluşumuna sebep olduğu kabul edilmektedir (27).

Daimi dişlerin kök rezorpsiyonu genellikle travma nedeniyle meydana gelmektedir. Bunun yanı sıra tümör, diş sürmesi, ortodontik diş hareketi sonrası periodontal ligamentte artan basınç, pulpal ve periodontal yapıların kronik enfeksiyonları da dişlerin kök rezorpsiyonuna neden olmaktadır (4).

Köklerin dış yüzeyinde başlayan rezorpsiyon kendi kendini sınırlayabilir veya ilerleyerek potansiyel olarak daha yıkıcı bir duruma dönüşebilir (28). Bu yıkımın sonucunda rezorpsiyon, az miktarda kök kaybına bağlı hafif diş mobilitesinden, aşırı miktarda rezorpsiyon nedeniyle dişin restore edilemez seviyeye ulaşp dişin kaybına kadar ilerleyebilmektedir (29).

2.2. Kök Rezorpsiyonunun Etiyolojisi

Kök rezorpsiyonunun etyolojisi hakkında farklı teoriler bulunsa da diş kökü rezorpsiyonunun etiyolojisi ve patogenezi tam olarak anlaşılamamıştır. Bununla birlikte, bazı predispozan etkenlerin, kök rezorpsiyonunun başlamasına potansiyel olarak katkıda bulunduğu bildirilmiştir. Bu etkenler lokal ve sistemik olarak ikiye ayrılmaktadır. Travma, çürük, kronik pulpa iltihabı, periodontal ve cerrahi tedavi, pulpotomi, parafonksiyon, bifosfonat kullanımı, ortodontik tedavi, protetik uygulamalar sırasında post boşluğu hazırlanması, diş preparasyonu veya kavite hazırlanması aşamasında yüksek sıcaklığa maruz

kalması gibi durumlar kök rezorpsiyonunun lokal nedenleri arasında sayılabilir (3,4,30). Hiperparatiroidizm, hipoparatiroidizm, hipofosfatem, hiperfosfatem, Gaucher hastalığı, Paget hastalığı, Goltz sendromu, Papillon-Lefevre sendromu, anakorezis, Turner sendromu ve bazı endokrin bozukluklar kök rezorpsiyonunun sistemik nedenleri olarak bildirilmiştir (31).

Daimi dişlenme dönemindeki kök rezorpsiyonu patolojik bir süreçtir ve etiyolojik olarak yaralanma ve uyaran olmak üzere iki evre gerektirmektedir (5). Kökün dış yüzeyini kaplayan presegment tabakası veya kök kanalının iç yüzeyini kaplayan predentinin hasara uğraması sonucu enfekte olan dentin tübülleri, periradiküler dokularda osteoklastik aktivite ile enflamasyon başlatarak iç veya dış kök rezorpsiyonunu tetikleyebilir (32). Bu nedenle farklı tipte kök rezorpsiyonlarının meydana gelebilmesi için iki faktör oldukça önemlidir: (30)

1. Koruyucu tabaka olan predentin veya presegmentin kaybı veya hasara uğraması
2. Korunmasız kök yüzeyinde enflamasyonun meydana gelmesi ve yayılması

Al Momani ve ark. kök rezorpsiyonunun iki türü olan iç kök rezorpsiyonu ve dış kök rezorpsiyonunun etiyolojik sebeplerini Tablo 1'deki gibi sınıflandırmıştır (4).

Tablo 1. İç kök ve dış kök rezorpsiyonların etiyolojik nedenleri

İç kök rezorpsiyonu	Dış kök rezorpsiyonu
Kronik pulpa iltihabı	Dişin replante edilmesi
Travma	Ortodontik kuvvetler
Pulpotomi	Komşu dişin sürmesi
Restoratif prosedürler	Kök kırığı
Kırık diş	Travma
İnvajinasyonlu singulum	Nekrotik pulpa
Ortodontik diş hareketi	Patolojik oluşumlar (kist, ameloblastoma, dev hücreli tümör, fibro-osseoz lezyonlar)
	Genetik kalıtım
	Beyazlatma
	Dentoalveoler ve ortognatik cerrahi
	Mandibulektomi/maksillektomi

Pulpal enfeksiyon, kök rezorpsiyonunu başlatan en önemli sebeplerdendir (33). Literatür incelendiğinde dişlere uygulanan beyazlatma işleminden sonra dış kök rezorpsiyonu meydana gelen olgular rapor edilmiştir. Friedman ve ark. devital dişlere uyguladıkları beyazlatma işleminden sonra meydana gelen kök rezorpsiyonlarını değerlendikleri çalışmalarında beyazlatma işlemi öncesinde ve sonrasında travma hikayesi olmayan 58 adet dişin 2'sinde (%3,5) ilerleyici rezorpsiyon ve diğer 2 dişte durmuş rezorpsiyon tespit etmişlerdir (34). Kök rezorpsiyonları etiyojisi incelendiğinde virüslerin rolü olduğunu gösteren çalışmalar da mevcuttur. Arx ve ark.'ın yaptığı çalışmaya göre 'feline herpes virüsü'nün incelendiği 4 olguda virüsün dış servikal kök rezorpsiyonu ile ilişkisi olduğu kanıtlanmıştır (35). Patel ve ark.'ın yaptıkları bir çalışmada ise 'varisella zoster virüsü'nün dış servikal kök rezorpsiyonuna neden olduğu bir olgu ele alınmıştır (36).

2.3. Kök Rezorpsiyonunun Patolojisi

Osteoblastik ve osteoklastik aktivite, kemik üzerine gelen strese yanıt olarak sürekli olarak yapılan onarım ve remodelling sürecini içeren normal bir fizyolojik süreçtir (37). Kemik rezorpsiyonu, osteoklast adı verilen hareketli ve çok çekirdekli dev hücreler tarafından düzenlenen bir süreçtir. Bu hücreler dalak ve kemik iliğinden üretilen mononükleer prekürsör hücrelerin füzyonu ile oluşurken, osteoblastlar ve osteositler ise iskelet öncü hücrelerinden meydana gelmektedir (38,39). Osteoklastlar, birçok proinflatuar sitokinin salınmasıyla yaralanma veya irritasyon bölgesine toplanırlar. Osteoklastların görevlerini yerine getirebilmeleri için kemik yüzeyine bağlanabilmeleri gerekmektedir. Mineralize ekstrasellüler matrislerle temas halinde olan osteoklastın aktin hücre iskeleti, osteoklastın hücre zarı ile ilişkili organel içermeyen sitoplazma bölgesini (clear zone) üretmek üzere yeniden düzenlenir. Bu, osteoklastın sert doku yüzeyi ile yakın temas kurmasını sağlar (40). Osteoklastlar, clear zone adı verilen sitoplazmanın sızdırmaz dairesel bölgesi ile kemik yüzeyine bağlanırlar. Clear zone bölgesini çevreleyen osteoklastın doku yüzeyine bitişik hücre zarı, kıvrımlı kenar olarak adlandırılan bir dizi parmak benzeri çıkıntıya (podozom) sahiptir. Böylece clear zone içindeki rezorpsiyon alanı hücre dışı ortamdaki izole edilir ve sert dokuların rezorpsiyonu için asidik bir mikro ortam yaratır (7,40).

Odontoklast hücreleri morfolojik olarak osteoklast hücrelerine benzemektedirler, ancak diş sert dokularının rezorpsiyonundan sorumludurlar (26). Odontoklast hücreleri osteoklast hücrelerinden daha küçük olmaları, daha az sayıda çekirdeğe sahip olmaları ve

daha küçük bir sızdırmaz bölgeye (sealing zone) sahip olmaları bakımından farklılık gösterirler (41). Osteoklastlar ve odontoklastlar; benzer sitolojik ve enzimatik özelliklere sahiptirler ve mineralize doku üzerinde Howship laküna adı verilen rezorpsiyon çöküntü alanları oluşturma işlevleri bulunmaktadır (40).

Yüksek güçlü büyütme ile yapılan incelemede, odontoklastların sitoplazması vakuollü görünür ve diş yüzeyi ile temas ettiği yerlerde karakteristik fırça kenarı görülebilir (26). Odontoklastların elektron mikroskobu ile yapılan incelemesinde en dikkat çekici özelliklerinin sitoplazmasında çok sayıda mitokondri ve vakuol bulunması ve endoplazmik retikulumun az olması olduğu görülmüştür. Çekirdekçik çekirdeğin merkezinde yer alır ve oldukça büyük boyuttadır (26).

Hem mononükleer dendritik hücreler hem de çok çekirdekli osteoklastlar ortak bir hematopoietik kökeni paylaşırlar da daha önceki dönemlerde farklı iki immünolojik savunma hücreleri olarak açıklanmışlardı. Son çalışmalar, olgunlaşmamış dendritik hücrelerin aynı zamanda osteoklast hücrelerin öncüleri olarak işlev gördüğünü ve osteoklastlara transdiferansiye olma potansiyeline sahip olduğunu göstermiştir. Diş pulpasında dendritik hücreler de bulunduğu için odontoklastların öncüleri olarak da işlev görmeleri mümkündür (42).

Diş dokularının rezorpsiyon süreci ile kemikte görülen rezorpsiyon süreci benzer şekildedirler. Osteoklast hücrelerin üretim aşamaları ve farklılaşmaları kemik iliği stromal hücreleri tarafından üretilen veya olgun osteoblast hücreleri üzerinde bulunan faktörlerin kontrolü altındadır (43). Kemiğin remodelling sürecinden sorumlu bu faktörler, osteoklast oluşumunu uyaran RANK (nükleer faktör kappa B'nin reseptör aktivatörü) ligandı (RANKL) ve osteoklast oluşumunu inhibe eden osteoprotegerindir (OPG). RANKL reseptörü RANK'dır ve osteoklast yüzeyinde yer alır. RANKL ve RANK arasındaki doğrudan etkileşimi sağlayan osteoblast veya stromal hücreler ile progenitör osteoklast arasındaki fiziksel temas, osteoklastik oluşum ve aktivasyon için gereklidir. Tümör nekroz faktörü süper ailesinin bir üyesi olan OPG, RANKL'a bağlanabilen ve RANKL'ın RANK reseptörlerine olan afinitesini azaltarak bağlanmasını engelleyen bir tuzak reseptörü gibi hareket ederek klastik fonksiyonları inhibe etme yeteneğine sahiptir. Bu nedenle, hem RANK/RANKL hem de OPG, osteoklastik süreçte önemli bir rol oynamaktadır (7,43). Moleküler bir sinyal perspektifinden bakıldığında, kemiğin yeniden şekillenmesi sırasında

klastik fonksiyonları kontrol eden OPG/RANKL/RANK transkripsiyon faktör sistemi kök rezorpsiyonunda da tanımlanmıştır (44).

Kemik yüzeyinde bulunan osteopontin gibi hücre dışı matriks proteinleri, osteoklastlar için bağlanma yerleri olarak görev yapar. Osteopontin molekülü, bir bölgesi kemiğe bağlanan ve başka bir bölgesi osteoklastların plazma zarlarındaki integrin reseptörlerine bağlanan farklı alanlar içerir. Böylece osteoklastın kıvrımlı kenarı ile rezorpsiyonun gerçekleştiği sert doku arasında bir mikroortam yaratılır (45). Rezorpsiyon süreci inorganik mineral yapının bozulması ve bunu takiben organik matrisin parçalanması şeklinde iki aşamada gerçekleşmektedir. İnorganik mineral yapının bozulması, osteoklastlarda bulunan asit fosfataz ve karbonik anhidraz II gibi enzimler tarafından sağlanır (45).

Yapılan çalışmalarda, osteoklastların mineralize olmayan kollajen matrislerine adhezyonu olmadığı gösterilmiştir (46). Dış rezorpsiyonları üzerinde yapılan incelemelerde ise dentinin kollajen içermeyen organik bileşenleri olan odontoblast tabakası ve predentinin kök kanalının iç (internal) rezorpsiyonunu, presegmentumun ise kök yüzeyinin dış (eksternal) rezorpsiyonunu önlediği gösterilmiştir (47,48). Odontoklastlar, osteoklastlarda olduğu gibi integrinler aracılığıyla hücre dışı proteinlere bağlanabilirler (49). Osteopontini içeren hücre dışı (ekstrasellüler) matriks proteinleri, mineralize dokuların yüzeyinde bulunur ve klastik hücrelerin bağlanma yerleri olarak görev yapar (50). Osteopontin molekülü, bir bölgesi dentindeki apatitlere bağlanan ve başka bir bölgesi klastik hücrelerin plazma zarlarındaki integrin reseptörlerine bağlanan farklı alanlar içerir. Böylece osteopontin, klastik bir hücrenin mineralize dokulara bağlanmasını düzenleyen bağlayıcı bir molekül görevi görür (51). Predentinde bulunan arginin-glisin-aspartik asit peptitlerinin ise odontoklastların bağlanmasını azalttığı ve böylece kanal duvarlarının iç kök rezorpsiyonuna direncini sağladığı tahmin edilmektedir. Dış kök rezorpsiyonundan sorumlu periodontal ligament (PDL) hücreleri ve insan diş pulpasının da benzer bir şekilde OPG ve RANKL haberci ribonükleik asitleri (mRNA'lar) açığa çıkardığı görülmüştür (52,53).

Dişin sement dokusunun en dış tabakasında, klastik hücrelerin yapışması için uygun olmayan demineralize presegment tabakası bulunmaktadır. Aynı şekilde kök kanalının iç yüzeyini kaplayan dentin tabakası, klastik hücrelerin bağlanmasına uygun olmayan benzer organik yüzeye sahip predentin matrisi ile kaplı olup bu tabakalar dişin rezorpsiyona karşı direncini arttırmaktadır. Klastik hücreler sement ile temas kurduğunda ise sürekli bir

stimülasyon faktörüne maruz kalmadığı sürece kendi kendini sınırlar (54). Bu uyarıcı faktörler mekanik stimülasyon, basınç, enfeksiyon, neoplastik hastalık veya bunların kombinasyonu şeklinde olabilir. Uyarıcı faktörler değişkendirler ve predentin veya presegmentumdaki predispozan hasarın nedenine ek olarak rezorpsiyonun yeri ve tipi ile de ilişkilidir. Uyarıcı faktörler ortadan kaldırıldığında, rezorpsiyon süreci durabilir ve hasarlı yüzey alanının şiddetine göre sement ve dentin tekrar oluşabilmektedir (4,32).

2.4. Kök Rezorpsiyonunun Sınıflandırılması

Kök rezorpsiyonunun sınıflandırılması, diş hekiminin doğru teşhis ve tedavi planlaması yapabilmesi açısından önemli bir role sahiptir (4). Literatür incelendiğinde geçmişten günümüze çok farklı rezorpsiyon sınıflandırmaları yapıldığı görülmüştür. Kök rezorpsiyonlarının sınıflandırılması histolojisine, etiyolojisine, lokalizasyonuna ya da kökenine bağlı olarak değişiklik göstermektedir. İlk kez 1970’lerde Andreasen tarafından yapılan kök rezorpsiyonu sınıflandırması; lezyonun lokalizasyonuna, tipine ve travma etkilerine göre şu şekilde gruplara ayrılmıştır (55).

- İç (internal) rezorpsiyon – yüzey, replasman ve enflamatuvar
- Dış (eksternal) rezorpsiyon – yüzey, replasman, enflamatuvar ve servikal
- Kombine

1970’ten günümüze kadar 15 farklı kök rezorpsiyon sınıflandırması yapılmıştır (5). Bunlar arasında, Andreasen’ın yaptığı rezorpsiyon sınıflandırması hala literatürde en geniş çapta kabul gören ve en sık kullanılan kök rezorpsiyonu sınıflandırmasıdır. Bununla birlikte Patel ve ark.’ın 2018’de yaptığı güncel son sınıflandırma Tablo 2’de gösterilmiştir (6).

Tablo 2. İç ve dış kök rezorpsiyonlarının sınıflandırılması

Kök Rezorpsiyonu	
İç Kök Rezorpsiyonu	Dış Kök Rezorpsiyonu
Enflamatuvar rezorpsiyon	Enflamatuvar rezorpsiyon
Replasman (yer değiştirme) rezorpsiyonu	Replasman (yer değiştirme) rezorpsiyonu
	Servikal rezorpsiyon
	Yüzey rezorpsiyonu
	Geçici apikal yıkım

2.5. Dış (Eksternal) Kök Rezorpsiyonu

Dış kök rezorpsiyonu, dişlerin kök yüzeyindeki sement, dentin veya sement-dentin birleşimi bölgesinin geri dönüşümlü veya geri dönüşümsüz olarak tahrip olması olarak tanımlanmaktadır (56). Sement tabakasında meydana gelen hasar presegment tabakasının dejenerasyonuna yol açarak kök rezorpsiyonunu başlatmaktadır. Sement dokusunda meydana gelen dış kök rezorpsiyonu, patojenik uyarıların sementoblast ve osteoklastların aktiviteleri arasındaki dengeyi bozmasıyla ve dentinoklast hücreleri aktive etmesiyle gerçekleşmektedir. Bazı durumlarda rezorpsiyon daha da ilerleyerek tüm dentin ve sementi içerecek şekilde pulpaya kadar ilerleyebilmekte ve pulpanın canlılığını kaybetmesine neden olabilmektedir. Bu sebeple pulpa vitalite değerleri her vakada değişiklik göstermektedir (4,57).

Dış kök rezorpsiyonu klinik olarak iç kök rezorpsiyonuna göre daha sık görülmektedir. Ortaya çıktığı yaş kesin olmamakla beraber genellikle 40-60 yaş arasındaki kişilerde görülmektedir. Erkeklerde kadınlara kıyasla daha sık rastlanmaktadır. En çok maksiller orta ve yan keser dişlerde görülürken, en az maksiller ve mandibular birinci büyük azı dişlerinde görülmektedir. Lokalizasyonu açısından incelendiğinde ise en çok apikal bölgede izlenirken en az servikal ve bifurkasyon bölgelerinde izlenmektedir (46,58).

Dış kök rezorpsiyonuna neden olan birçok etiyolojik faktör saptanmıştır. Bunlar arasında lokal etkenler olarak gömülü dişler, ortodontik tedavi sırasında uygulanan fazla kuvvet, okluzal travma, tümöral ve kistik oluşumlar, travma ve reimplantasyon, beyazlatma prosedürü ve periradiküler enfeksiyonlar bildirilmiştir. Sistemik olarak incelendiğinde ise bazı hormonal bozukluklar, hipotiroidizm, hipoparatiroidizm, hiperparatiroidizm, hipofosfatazya, kalsinozis, radyoterapi, kemik dizplazisi, Turner sendromu, Papillon-Lefevre sendromu, Steven-Jonson sendromu, Gaucher ve Paget hastalıklarının dış kök rezorpsiyonu ile ilişkili olduğu gösterilmiştir (57,59).

Dış kök rezorpsiyonunun klinik olarak karakteristik bir semptomu bulunmamaktadır. İleri derecede rezorpsiyona uğrayan dişlerde diş kırılmaları meydana gelebilir. İç ve dış kök rezorpsiyonları sıklıkla karıştırılabilmekte ve yanlış teşhis edilebilmektedir (60). Etiyolojik faktörlerin ve tedavi protokollerinin farklı olması nedeniyle iç ve dış kök rezorpsiyon ayrımını yapmak önemlidir (61). Teşhis esas olarak klinik bulgularla desteklenen radyografik özelliklere dayanmaktadır. Genellikle dış kök rezorpsiyonu olan diş asemptomatiktir ve klinik muayenede tesadüfen teşhis edilir. Rezorpsiyon koronal kısımda

meydana gelirse rezorptif alanı dolduran vasküler ve hiperplastik doku genellikle diş kronunda belirgin bir pembemsi renge neden olur (62).

Dış kök rezorpsiyonu radyografik inceleme ile iç kök rezorpsiyonundan ayrılabilir. Kökün hangi yüzeyinin etkilendiğini belirleyebilmek için farklı açıdan alınan radyografilerden yararlanılabilir. X ışını tüpünün açısının değiştirilmesi ile rezorpsiyonun radyografik görünümü tüp ile aynı yönde hareket ederse rezorpsiyonun kökün lingualinde veya palatinalinde konumlandığı, tersi yönde hareket ederse ise kökün bukkalinde konumlandığı anlaşılmaktadır (56). Dış kök rezorpsiyonunun radyografik görüntülemesinde genellikle rezorpsiyon bölgesi kök kanalının üzerine süperpoze olmaktadır ancak kök kanalının seyri kromdan apekse kadar izlenebilmektedir. Dış kök rezorpsiyonu bulunan dişlerin radyografik incelemesinde, girintili çıkıntılı ve düzensiz bir kök yüzeyi fark edilir. Lezyonun merkezindeki radyodensitede farklılıklar olabilir (63,64).

Rezorpsiyon, kökün bukkal veya lingual yüzeyinde mevcut olduğunda tespiti ve radyografik olarak konumunun belirlenmesi daha zor olurken, kökün proksimal yüzeyinde bulunduğu tespiti ve belirlenmesi daha kolaydır (64). Dişin proksimal yüzeyindeki bu rezorpsiyon alanları geleneksel, iki boyutlu radyografiler ile tespit edilebilirken, bukkal veya lingual yüzeylerdeki rezorpsiyonların tespit edilebilmesi ve kesin tanı koyulabilmesi için KIBT (Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi) kullanılması tavsiye edilmektedir. KIBT ile yapılan inceleme rezorpsiyon bölgesinin konumunu, derinliğini ve restore edilebilirliğini belirlemekte faydalı olmaktadır (65,66).

2.5.1. Dış Kök Rezorpsiyon Sınıflandırması

Günümüze kadar dış kök rezorpsiyonu ile ilgili birçok sınıflandırma yapılmıştır (5). En güncel olarak, Patel ve ark.'nın 2018 yılında rezorpsiyonun lokalizasyonu, tipi ve dişteki travma türünü temel alarak yaptığı sınıflandırma kabul görmektedir (6).

Dış (Eksternal) Kök Rezorpsiyonu

- Yüzeyel rezorpsiyon
- Servikal rezorpsiyon
- Enflamatuvar rezorpsiyon
- Replasman rezorpsiyonu
- Geçici apikal yıkım

2.5.2. Yüzeyel Rezorpsiyon

Yüzeyel kök rezorpsiyonu, kök yüzeyi ve onu çevreleyen dokuda lokalize ve sınırlı bir yaralanma meydana geldiğinde oluşmaktadır (67). Bu rezorpsiyon tipi kök yüzeyine gelen basınç nedeniyle presegment tabakasının hasara uğraması ve odontoklastların kök yüzeyini işgal etmesiyle başlamaktadır (9). Yüzeyel kök rezorpsiyonu kök yüzeyinde görülen en iyi huylu rezorpsiyon tipidir ve kendini genellikle sementte sınırlamaktadır. Defekt dentin yüzeyine ulaşabilir ancak dentinde oluşan yıkım çok sığ kalmaktadır (5). Etiyolojisinde konküzyon veya sublüksasyon gibi düşük yoğunluklu travmalar, gömülü dişlerin uyguladığı basınç, ortodontik tedavi, kistik ve tümöral oluşumlar yer almaktadır (9).

Yüzeyel kök rezorpsiyonu görülen dişler genellikle asemptomatiktir ve pulpa duyarlılık testlerine normal yanıt verirler. Aynı zamanda dişin mobilitesinde bir artış ya da ankiloz görülmemektedir (32). Bu yüzden klinik muayenede gözden kaçabilmektedir. Bu rezorpsiyon tipi genellikle radyografik olarak tespit edilemeyecek kadar küçük olduğu için sıklıkla tanısı konulamamaktadır (58). Ancak bazı durumlarda rezorpsiyon kavitesinin radyolojik incelemesinde diş kök yüzeyinin küçük ve asimetrik kaybı olarak görülebilmektedir. Kökün dış yüzeyinde veya apeksinde meydana gelen bu kayıp radyografik incelemede kökün bazen normalden daha kısa görülmesine sebep olabilmektedir. Doğası gereği, kapsamının daha iyi tespit edilebilmesi ve daha doğru teşhis konabilmesi için KIBT kullanımı tavsiye edilmektedir (9,68).

Yüzeyel kök rezorpsiyonu kendi kendini sınırlayan bir oluşum olduğu için tedavi gerektirmemektedir. Başka bir uyarıcı faktör olmadığı sürece iki ya da üç haftalık osteoklastik aktivite sonrasında sementin sorunsuz bir şekilde iyileştiği görülmüştür (69). Bu yüzden yüzeyel kök rezorpsiyonu tedavisinde etiyolojik faktörün ortadan kaldırılması ve kök yüzeyine gelen basıncın önlenmesi amaçlanmaktadır (9). Bu rezorpsiyon tipi görülen diş vitalse herhangi bir endodontik işlem yapılmaz ve hasta belli aralıklarla kontrole çağrılarak takibi yapılır. Ancak pulpa nekrotikse enflamatuvar kök rezorpsiyonundan şüphelenilir ve zaman kaybetmeden endodontik tedaviye başlanması tavsiye edilir (58).

2.5.3. Servikal Rezorpsiyon

Servikal rezorpsiyon genellikle dişin servikal bölgelerinde ve epitelyal ataşmanın apikalinde görülen ve sıklıkla sinsi ve agresif şekilde ilerleyen dış kök rezorpsiyon türü olarak tanımlanmaktadır. Kök dentinini herhangi bir yönde değişen ölçüde rezorbe edebilme potansiyeline sahiptir ve ilerlemiş vakalarda servikal rezorpsiyon kökün orta ve apikal üçte

birlik kısmına kadar ilerleyebilmektedir (9). Servikal yerleşimi ve invaziv doğası ile karakterize olan bu rezorpsiyon süreci genellikle yıkıcı diş kaybına yol açmaktadır (70).

Servikal kök rezorpsiyonunun etiyojisi tam olarak anlaşılamamıştır. Çalışmalar servikal kök rezorpsiyonunun çok faktörlü olabileceğini belirtmektedir (71). Servikal rezorpsiyon için rezorptif sürecin diğer diş kök rezorpsiyon türlerinden farklı olmadığı kabul edilmektedir. Etiyojisinde sistemik ve lokal faktörler rol oynamaktadır. Ortodontik tedavi en sık görülen etken olmakla beraber travma, parafonksiyonel alışkanlıklar, kötü ağız hijyeni, periodontal tedavi, malokluzyon, kron içi beyazlatma, komşu dişin çekimi, gömülü dişler, ototransplantasyon, üflemler, çalgılar çalma, herpes zoster ve kedi virüsü enfeksiyonları, sistemik ve genetik faktörler, bifosfonat kullanımı ve idiyopatik gibi etkenler servikal kök rezorpsiyonu için predispozan faktörler olarak kabul edilmektedir (9,35,70).

Servikal kök rezorpsiyonu olan dişlerin klinik bulguları rezorptif defektin doğasına ve şiddetine, dişin türüne ve servikal kök rezorpsiyonunun aşamasına bağlı olarak değişiklik gösterebilmektedir (23). Servikal kök rezorpsiyonu özellikle erken aşamalarında genellikle asemptomatiktir ve genellikle tesadüfi şekilde radyografik kontrollerde tespit edilmektedir (72). Bazen dişin servikal bölgesinde pembe veya kırmızımsı bir renk değişikliği meydana gelebilir. Renk değişikliğinin nedeni fibrovasküler granülasyon dokusunun rezorptif defekti işgal etmesi ve incelmış mine ve dentin dokusundan yansımasından kaynaklanmaktadır (73). Granülasyon dokusu dişeti sınırında mine ve dentini perfor ederek gingival hiperplazi görünümü verebilir. Bununla birlikte klinik incelemede periodontal ataçman kaybı ve rezorptif defekt veya ilişkili periodontal cebi sondalamada granülasyon dokusu kaynaklı aşırı kanama görülebilir (9). Ayrıca servikal kök rezorpsiyonun, sondalandığında sert ve pürüzlü bir his ve kazıma sesi alınmasıyla subgingival çürüklerden ayrımı yapılabilir (1). Rezorpsiyon süreci ilerledikçe kök kanal duvarında perforasyon ve pulpada bakteriyel kontaminasyon gerçekleşebilmektedir. Etkilenen dişte pulpitis ve devamında pulpa nekrozu ve asemptomatik apikal periodontitis gelişebilmektedir. Servikal kök rezorpsiyonunun pulpa odasını perfor etmesi ve pulpa nekrozu meydana gelmesi dışında, etkilenen dişler genellikle pulpa duyarlılık testine pozitif cevap verirler (9). Bunun yanı sıra krona renk değişimi, spontan lokalize ağrı, çiğneme sırasında hassasiyet, palpasyon ve perküsyonda hassasiyet, sinüs yolu ve bukkal sulkusta ödem gibi klinik bulgulara da rastlanabilmektedir (74).

Servikal kök rezorpsiyonunun radyolojik görünümü rezorptif defektin lokalizasyonuna, boyutuna ve rezorpsiyon defektini dolduran fibroosseöz ve fibrovasküler

doku oranına göre değişiklik göstermektedir. Servikal kök rezorpsiyonu, radyolojik incelemesinde genellikle dişin servikal bölgesinde düzensiz ve asimetric kenarlara sahip radyolusensi şeklinde görüntü vermektedir (1). Servikal kök rezorpsiyonu erken dönemde radyografik olarak radyolusent görünürken, ilerlemiş durumlarda rezorptif defekt içinde fibroosseöz doku birikmesi nedeniyle radyolusensinin daha bulanık bir şekilde görünebileceği gözlemlenmektedir (73). Servikal kök rezorpsiyonu, iç kök rezorpsiyonu ve servikal çürük ile sıklıkla karıştırılabilmektedir. Bu durumların ayırımını yapabilmek ve doğru tanıyı koyabilmek için klinik muayenenin yanı sıra radyografik olarak da paralaks tekniklerinden yararlanılması önerilmektedir (75). Konvansiyonel radyografik tekniklerin, rezorptif defektin boyutu ve doğası hakkında sınırlı bilgi verebildiği gösterilmiştir (76). Bu yüzden servikal kök rezorpsiyonu defektinin gerçek boyutu, lokalizasyonu, çevresel yayılımı ve kök kanalına yakınlığını değerlendirebilmek için KIBT kullanılması tavsiye edilmektedir (77).

Heithersay, iki boyutlu radyografilere dayanarak servikal kök rezorpsiyonunu boyutuna, kök kanalına yakınlığına ve lezyonun koronal ve kök dentinine penetrasyonuna göre sınıflandırmıştır (78). Ancak bu sınıflandırma servikal kök rezorpsiyonunun sadece dişin proksimalinde lokalize olduğunda ve iki boyutlu değerlendirilebildiği durumlarda geçerli olabilmektedir. Patel ve ark.'nın yaptıkları çalışmada ise servikal kök rezorpsiyonunun üç boyutlu KIBT incelemesine dayanarak lezyonun boyutu, çevresel yayılımı ve kök kanalına yakınlığı dikkate alınarak yeni bir sınıflandırma önerilmiştir (79).

Yükseklik

Lezyonun yüksekliği, kök yüzeyindeki koronal-apikal yöndeki maksimum vertikal yayılıma ve kemik kret seviyesine göre derecelendirilir. Lezyonun kemik kretine göre seviyesi tedavi planlamasında önem arz etmektedir.

Sınıf 1: Mine-sement bağlantı seviyesinde veya kemik kretinin koronalinde (suprakrestal) lokalize

Sınıf 2: Kökün koronal üçte birine ve kemik kretinin apikaline (subkrestal) uzanır

Sınıf 3: Kökün orta üçte birine kadar uzanır

Sınıf 4: Kökün apikal üçte birine kadar uzanır

Çevresel Yayılım

Lezyonun çevresi, kök içindeki maksimum yayılmasına göre derecelendirilir. En iyi değerlendirme KIBT'nin aksiyal görüntüleri kullanılarak yapılabilir.

A: $\leq 90^\circ$

B: $> 90^\circ - \leq 180^\circ$

C: $> 180^\circ - \leq 270^\circ$

D: $> 270^\circ$

Kök Kanalına Yakınlık

Lezyonun kök kanalına yakınlığı, aksiyal KIBT görüntüleri kullanılarak değerlendirilebilir.

d: Dentin ile sınırlı lezyon

p: Muhtemel pulpa ile ilişkili lezyon

Servikal kök rezorpsiyonunun tedavisi rezorbe bölgenin boyutuna, kök yüzeyindeki konumuna, kök kanalını perfore edip etmemesine ve dışın restore edilebilirliğine bağlı olarak değişiklik gösterebilmektedir. Bu tedavi seçenekleri yönlendirilmiş doku rejenerasyonu, defektin ortograd olarak tedavi edilmesi, ortodontik erüpsiyon ve kasti replantasyon şeklindedir (1). Servikal rezorpsiyonunun tedavisindeki öncelikli amaç rezorptif dokuyu uzaklaştırmak ve defektin biyouyumlu bir materyalle restore edilmesidir (80).

2.5.4. Enflamatuar Kök Rezorpsiyonu

Diğer dış kök rezorpsiyon türlerine göre daha sık görülen ve daha yıkıcı ilerleyen enflamatuar kök rezorpsiyonu, sement ve periodontal ligamentte ciddi bir hasar varlığında oluşmaktadır. Enflamatuar kök rezorpsiyonu, asemptomatik apikal periodontitis tanısı alan dişlerin çoğunda kökün dış yüzeyinde oluşan ve apikal rezorpsiyon şeklinde kendini gösteren bir periapikal patoloji olarak tanımlanmaktadır (58,81).

Birçok etiyolojik faktörün enflamatuar kök rezorpsiyonuna sebep olduğu belirtilmektedir. Çürük, mikrosızıntı ve mevcut başarısız kök kanal tedavisi kaynaklı enfekte kök kanal sistemindeki bakteri ve ürünlerinin yaptığı düşük yoğunluklu kronik uyarı

periapikal bölgede enflamatuar kök rezorpsiyonuna neden olabilmektedir (82). İntrüzyon, ekstrüzyon, avülsiyon ve lüksasyon gibi dişin destek dokularını içeren travmatik yaralanmalar da enflamatuar kök rezorpsiyonu oluşumuna sebep olabilmektedir (83). Bunun yanı sıra replantasyon, ortodontik tedavi, dişlerin geç ve düzensiz sürmesi veya genişleyen tümör ve kist gibi çeşitli durumlar bu tip rezorpsiyonu tetikleyebilmektedir (81).

Sement tabakasının hasar görmesi enflamatuar kök rezorpsiyon sürecini başlatarak, bakterilerin ve metabolitlerinin dentin tabakasına geçişine neden olmaktadır. Bu süreç, dentinoklast hücrelerini aktive ederek hem dişin hem de kemiğin rezorpsiyonuna neden olmaktadır (4).

Enflamatuar kök rezorpsiyonu görülen dişler genellikle vitalite testlerine negatif yanıt vermektedir. Klinik olarak genellikle irreversible pulpitis ve/veya ağrı, şişlik, perküsyon ve palpasyonda hassasiyet, sinüs yolu ve renk değişikliği şeklinde semptomlar görülebilmektedir (9). Enflamatuar yanıt kronik olduğunda, genellikle diş asemptomatiktir; ancak enfeksiyon akutlaştığında şişlik ve perküsyonda hassasiyet gibi semptomlar ortaya çıkabilir (84).

Enflamatuar kök rezorpsiyonu varlığı her zaman radyografik yöntemlerle tespit edilmektedir. Bu rezorpsiyon tipinde radyografik olarak hem diş yapısının hem de komşu alveol kemiğin kaybını içeren düzensiz bir rezorpsiyon alanı izlenmektedir (4). Radyografideki radyolusensinin kenarları hafif düzensiz olup çanak şeklinde defekt görüntüsü olarak izlenmektedir. Radyografide rezorpsiyon kaynaklı radyolusensi lokalizasyon olarak çoğunlukla dişin apikalinde görülmekle birlikte dişin lateralinde ve servikalinde de karşılaşılabilmektedir (85). Bu tür rezorpsiyonun radyografik tanısının doğruluğu çeşitli faktörlere bağlıdır ve yalnızca histolojik kesitlerin incelenmesiyle kesin olarak doğrulanabilmektedir (81).

Enflamatuar kök rezorpsiyonu tedavi edilmediği zaman çok hızlı ilerleyip tüm kökün rezorpsiyonuna neden olabilmektedir (86). Enflamatuar kök rezorpsiyonunun başarılı bir tedavi süreci ile yavaşlatılması veya durdurulması mümkündür. Enflamatuar kök rezorpsiyonunun pulpal ve periapikal patolojileri teşhis edilir edilmez kök kanal tedavisine başlanması gerekmektedir (57). Rezorpsiyon ne kadar erken teşhis edilir ve tedavi edilirse, dişin prognozu o kadar iyi olmaktadır. Enflamatuar kök rezorpsiyonunun önlenmesinde ve tedavisinde bir kortikosteroid-antibiyotik içerikli kanal içi medikamentin, sert doku onarımı için de kalsiyum hidroksit kullanımının yararlı olduğu gösterilmiştir (87).

2.5.5. Replasman Kök Rezorpsiyonu

Replasman kök rezorpsiyonu; sement, dentin ve periodontal ligamentin patolojik kaybını, bu tür yapıların daha sonra kemik ile yer değiştirmesini içeren ve kökün çevre kemik dokusunun füzyonu ile sonuçlanan bir rezorpsiyon türüdür (88).

Replasman kök rezorpsiyonu etiyolojisinde başta avülsiyon olmak üzere intrüzyon ve lateral lüksasyon gibi lüksasyon yaralanmaları bulunmaktadır (9). Meydana gelen yaralanma, canlı periodontal ligament hücrelerinin nekroza uğramasına ve hasar görmüş dentin ve sement ile birlikte periodontal dokuların kaybına neden olmaktadır (89). Daha sonrasında iyileşme süreci sırasında artan osteoblastik aktivite, radiküler dentin bölgesini kademeli olarak kemik dokusu ile değiştirmektedir. Genellikle dişin replantasyonundan 4-6 hafta sonra ankiloz teşhisi koyulabilmektedir (90).

Replasman kök rezorpsiyonundan etkilenen kök bölgesi, kök yüzeyinin %20'sinden az olduğunda kendi kendini sınırlandırıp, klinik bir semptom ortaya çıkarmadan lokalize kalabilmektedir (32). Ancak etkilenen bölge daha fazla olduğunda kök rezorpsiyonu ilerlemekte ve bu bölgeyi yeni oluşan kemik dokusu doldurmaktadır. Bunun sonucunda dişin fizyolojik hareketinin kaybı görülmekte olup, perküsyon testinde tiz veya metalik bir ses işitilebileceği sonucuna ulaşılmaktadır (91). Bazı durumlarda ankiloz geçici olup meydana gelen hasar bir yıl içinde kaybolabilir ve perküsyon sesi eski normal tonuna dönebilir. Dişin fizyolojik mobilitesindeki kayıp, dişin labiolingul yönde uygulanan manuel palpasyonu ve Miller indeksinin kullanımı ile değerlendirilebilmektedir. Periotest gibi elektronik cihazlar da mobilite değerlendirilmesinde kullanılmaktadır (92). Özellikle genç hastalarda ankiloz meydana geldiğinde etkilenen dişin erüpsiyonunda problemler ve alveoler kemik yapının normal gelişimi ve büyümesinde bozulma görülebilmektedir. Böylece bitişik dişlerin sürmeye devam etmesi ile etkilenen dişin infraoklüzyonda kalması tespit edilebilmektedir (89). Vitalite testine yanıtı geciktirecek ya da maskeleyecek kadar tersiyer dentin birikimi olmadığı sürece replasman kök rezorpsiyonu görülen dişler vitalite testlerine normal yanıt vermektedir. Bu rezorpsiyon türündeki patolojik süreç tamamen periodonsiyum kaynaklı olduğu için vitalite testine yanıt alınamaması, kök kanal tedavisi uygulanması için bir belirteç olmadığı belirtilmiştir (9).

Radyografik olarak anatomik yapıların birbirleri üzerine süperpoze olması ve kemik iliği boşlukları nedeniyle replasman kök rezorpsiyonunu radyografide tespit edebilmek kolay değildir. Erken evrelerinde radyografik olarak hiçbir bulgu bulunmayabilir. Kökün

labial veya lingual yüzeylerinde meydana geldiğinde de geleneksel iki boyutlu radyografiler teşhis için yetersiz kalmaktadır (9). İlerlemiş durumlarda lamina dura kısmen veya tamamen kaybolmakta, rezorpsiyonun derecesine bağlı olarak kök dentini ‘güve yeniği’ şeklinde düzensiz bir görüntü sergileyebilmektedir. Kemik zamanla kök dentininin yerini almakta ve artık diş ile kemik dokuları arasındaki doğal radyolusens alan izlenemez hale gelmektedir (4,93).

Replasman kök rezorpsiyonu kendi kendini sınırlandırabilir veya rezorpsiyonu devam ettirip kökün tamamını rezorbe edebilir. Bu nedenle, replasman kök rezorpsiyonlu vakalar düzenli olarak takip edilmelidir (9). Yaşlı hastalarda replasman kök rezorpsiyonu daha yavaş ilerleyebilir ve herhangi bir müdahaleye gerek olmadan uzun yıllar boyunca aktif olarak fonksiyonel kalabilir (94). Büyüme çağındaki çocuklarda ise replasman kök rezorpsiyonu ve ankilozun erken teşhis ve tedavisi çok önemlidir. Bunun nedeni; komşu alveolar yapının gelişimi devam ederken ankiloze dişlerin o bölgedeki alveolar yapının gelişimini durdurup, etkilenen dişin infraokluzyonda kalmasına ve alveolar yapının az gelişmesine neden olmasıdır (95). Bu vakalarda dekoronasyon, transplantasyon, cerrahi lüksasyon, cerrahi repozisyon, alveolar distraksiyon, çekim, protetik tedavi ve implant tedavisi gibi çeşitli tedavi yöntemleri uygulanabilmektedir (57,96).

2.5.6. Geçici Apikal Yıkım

Geçici apikal yıkım, travma sonrasında kök apeksinin ve komşu kemiğin enfekte olmayan geçici rezorpsiyonu olarak tanımlanmaktadır (97). Geçici apikal yıkımın yaralanmanın türüyle ve kökün gelişim aşaması ile ilişkili olduğu gösterilmiştir (9).

Geçici apikal yıkım, genellikle sublüksasyon, ekstrüzyon ve lateral lüksasyon gibi travmatik yaralanmalar veya ortodontik tedavi ve okluzal travma gibi nedenlerle ortaya çıkmaktadır (98). Bu rezorpsiyon tipi geçici bir süreç olduğu için herhangi bir endodontik tedavi önerilmemektedir (99). Klinik olarak dişte geçici renk değişikliği ve kök kanalı obliterasyonu gelişen dişlerde pulpa duyarlılık testinde gecikmiş cevaplar görülebilmektedir. Etkilenen dişteki bu renk değişikliğinin düzelmesi ve pulpa duyarlılık testine pozitif yanıt dönüş bir yıl içinde gerçekleşebilmektedir (97,100). Etkilenen dişin radyografik muayenesinde periodontal ligament aralığında genişleme ve bulanık bir görüntüye ek olarak kökün apikalinde lamina dura kaybı görülebilmektedir. Periodontal ligament ve lamina duranın radyografik görünümü bir yıl içinde normale dönmektedir (97,98).

2.6. İç (İnternal) Kök Rezorpsiyonu

İç kök rezorpsiyonu, kök kanal duvarı iç yüzeyi boyunca başlayan ve bitişik intradiküler dentinin yıkımı ile düzensiz kök kanal genişlemesi şeklinde görülen bir rezorpsiyon türüdür (58). İç kök rezorpsiyonu ilk olarak 1830 yılında Bell tarafından rapor edilmiştir (8). İç kök rezorpsiyonu; iç granuloma, iç progresif rezorpsiyon, iç-orta rezorpsiyon veya 'pink tooth' olarak da tanımlanmaktadır. Rezorpsiyon diş kronunun içinde ya da servikaline yakın bir bölgede oluştuğunda, zaman içerisinde granülasyon dokusunu çevreleyen mine tabakası incelmektedir. Bu aşamada granülasyon dokusunun yansımasıyla diş kron boyunca pembemsi veya kırmızımsı bir renk şeklinde görülebilmektedir. Fothergil, bu durumu ilk defa 'pink spots' olarak adlandıran kişidir (101). 'Pink spots' hakkında kapsamlı bir şekilde ilk defa 1920 senesinde Mummery tarafından yayın yapılmıştır (102).

İç kök rezorpsiyonu, klastik hücrelerin aktivasyonu sonucunda kök kanalı iç duvarı boyunca dentinin ve dentinal tübüllerin progresif yıkımıdır. İç kök rezorpsiyonu kök kanal duvarından başlayıp semente ve periodontal ligamente doğru ilerleyebilen ve dişin kaybına kadar sonuçlara yol açabilen bir patolojidir (57). Bu yüzden iç kök rezorpsiyonunun erken teşhis ve tedavisi çok önemlidir.

İç kök rezorpsiyonu erkeklerde kadınlara göre daha sık görülmektedir (103). İç kök rezorpsiyonunun nadir görüldüğü kabul edilmekle birlikte bu konudaki epidemiyolojik veriler az olduğu için hangi sıklıkla görüldüğü tam olarak bilinmemektedir (104). Yapılan farklı çalışmalarda iç kök rezorpsiyonunun görülme sıklığı pulpanın iltihabi durumuna göre %0,01 ile %55 arasında değişken değerler göstermektedir (10). Bu çalışmalarda iç kök rezorpsiyon tanısı sadece iki boyutlu radyografik bulgulara dayandığı için iç kök rezorpsiyonunun gerçek prevalansını göstermemiş olabileceği belirtilmiştir (9).

İç kök rezorpsiyonunun etiyolojisi ve patogenezi hakkında bilgiler hala kesinlik kazanmamıştır. İç kök rezorpsiyonunda rol alan hücreler, morfolojik olarak osteoklastlara benzeyen ve benzer enzimatik özellikler gösteren odontoklast hücreleridir (7). Her iki hücre de hedef dokularını benzer şekilde rezorbe eder ve mineralize doku yüzeyinde Howship lakünaları ismi verilen rezorpsiyon bölgeleri oluştururlar (40). En dıştaki koruyucu odontoblast tabakasının ve kanal duvarındaki predentinin hasar görmesi, alttaki mineralize dentinin odontoklastlara maruz kalmasına neden olur ve bu da daha sonra iç kök rezorpsiyonuna yol açar (46). Bununla birlikte bu tür bir hasarın kesin nedeni ve rezorpsiyonu başlatma mekanizması tam olarak belirlenebilmiş değildir (46). Preentin

hasarına ve iç kök rezorpsiyonuna sebep olan nedenler arasında travma, periodontal enfeksiyonlar, çürüğe bağlı pulpitis, vital pulpaya sahip dişlerde restoratif prosedürler sırasında oluşan aşırı ısıya bağlı hasar, vital pulpalı dişlerde yapılan kök rezeksiyonları, anakorezis, ortodontik tedavi, pulpa ampütasyonu, kalsiyum hidroksit kuafajı, kırık ve çatlak dişler, sağlıklı pulpalarda idiopatik distrofik değişiklikler ve hatta Herpes Zoster viral enfeksiyonu gibi sebepler yer almaktadır (9,104–106). Yapılan bir çalışmada da en sık görülen etiyolojik faktörün travma (%43) olduğu, daha sonrasında sırasıyla çürük (%25) ve endo/periodontal lezyonların (%14) izlediği görülmüştür. Geriye kalan dişlerdeki iç kök rezorpsiyonunun nedeni tam olarak bilinmemektedir (103).

Yapılan çalışmalarda, iç kök rezorpsiyonunun devam edebilmesi için rezorpsiyon bölgesinin apikalindeki pulpa dokusunun canlı olması ve klastik hücrelere besin kaynağı oluşturabilmesi gerektiği belirtilmiştir (58). Bakteriler dentin tübülleri, çürük lezyonları, lateral kanallar ve çatlaklar vasıtası ile pulpaya girebilirler. Bakteriyel stimülasyon olmadığı sürece rezorpsiyonun kısa bir süre devam edip kendi kendini sınırlayarak yüzeysel kaldığı ve ağır bir harabiyet oluşturmadığı bildirilmiştir (48). Bundan dolayı rezorpsiyonun ilerleyebilmesi için apikalden rezorpsiyon alanına kadar olan pulpa dokusunun canlı kalması gerekmektedir. İç kök rezorpsiyonunun görülme sıklığının az olması bu durum ile ilişkilendirilebilmektedir (107). Eğer tedavi edilmeden bırakılırsa bakteriler tüm kanal boşluğunu istila edip enfekte eder ve pulpa tamamen nekroz olup apikal periodontitis gelişebilmektedir (108). İç kök rezorpsiyonu; enflamatuar iç kök rezorpsiyonu ve yer değiştirme (replasman) iç kök rezorpsiyonu olmak üzere 2 tip olarak sınıflandırılmıştır (84).

2.6.1. Enflamatuar İç Kök Rezorpsiyonu

Enflamatuar iç kök rezorpsiyonu; genellikle travma veya bakteriyel enfeksiyonun neden olduğu predentin ve odontoblast tabakasının devamlılığının bozulması sonucu oluşmaktadır (58). Pulpada gelişen aktif hiperemi oksijen basıncını arttırmakta ve pH'ın düşmesine neden olarak klastik aktivitenin gelişimine neden olmaktadır (89). Bu rezorpsiyon tipinde rezorpsiyon bölgesindeki pulpa dokusu granülasyon dokusuna dönüşmektedir (109). Enflamatuar iç kök rezorpsiyonu genellikle kronik pulpal enflamasyon ile ilişkilidir ve lezyon rutin radyografilerde görülebilecek kadar ilerlediğinde granülasyon dokusunda bakteriler saptanabilmektedir (110). Kronik enflamasyon, pulpal enfeksiyonlarda zaten sıklıkla bulunduğu için, tek başına enflamatuar iç kök rezorpsiyonunun gelişmesi için yeterli olmamaktadır. Rezorpsiyonu gerçekleştirecek olan pulpadaki odontoklast öncülü

hücrelerin aktifleşip ilgili bölgede toplanabilmesi ve odontoklastların kökün içerisindeki mineralize dentine bağlanabilmesi için, odontoblast tabakası ve predentinin hasara uğraması gerekmektedir (58). İç kök rezorpsiyonunun dış kök rezorpsiyonuna göre daha az görülmesinin muhtemel nedeni olarak bu durum görülmektedir (7).

Enflamatuvar iç kök rezorpsiyonu genellikle asemptomatik olarak görülmektedir. Dış kökünün herhangi bir kısmında meydana gelebilmektedir. Radyolojik olarak sınırları düzgün, oval şekliyle karakterize bir görüntü ortaya çıkmaktadır (9). Herhangi bir belirti vermeden dişin kökünü perfore edebilecek kadar büyüyelebilmektedir. Kökte perforasyon veya semptomatik ya da asemptomatik apikal periodontitis oluşana kadar semptom vermeden ilerleyebilmektedir (111). Rezorpsiyon dişin koronal kısmında meydana geldiğinde, diş pembe renkte görülebilmektedir (112).

Pulpa vital veya devital olabilmektedir. Ancak diş genellikle kısmen vitaldir ve diş vitalite testlerine negatif yanıt verse de pulpitis semptomları gösterebilmektedir. Pulpanın tamamıyla nekroz olduğu durumlarda hastada perküsyona karşı hassasiyet, akut şişlik veya sinüs yolu gibi bulgular görülebilmektedir (7). Radyografik olarak iç kök rezorpsiyonu kök sınırları içerisinde kalıp perforasyon gelişmediği durumlarda kemik ve periodontal dokularda radyolusensi görülmemektedir. Ancak rezorpsiyonun ilerleyerek apikalden ve yan kanallardan çevre dokulara yayılması durumunda kemik ve periodontal dokularda radyolusent bölgeler görülebilmektedir (113).

2.6.2. Yer Değiştirme (Replasman) İç Kök Rezorpsiyonu

Yer değiştirme iç kök rezorpsiyonu; fiziksel, kimyasal ya da bakteriyel nedenlerle predentin ve odontoblast tabakasının hasar görüp devamlılığının bozulması sonucu normal pulpa dokusunun metaplazik bir dokuya dönüşmesiyle oluşmaktadır (114,115). Yer değiştirme iç kök rezorpsiyonunda dentin rezorpsiyonunun ve mineralize metaplazik dokunun apozisyonu arasındaki sürecin dönüşümlü olduğu gösterilmiştir (116). Bu metaplazik doku kemik ve sement benzeri mineralize bir dokudur (9). Reichert ve ark. bu mineralize dokuyu; tamir sementi veya osteodentin benzeri madde olarak adlandırmışlardır (117).

Yer değiştirme iç kök rezorpsiyonu radyografik olarak pulpa odasının düzensiz bir şekilde genişlemesi ve normal kanal boşluğunun sürekliliğinin bozulması ile karakterizedir (7). Genişlemiş kanal boşluğu, radyografik olarak hafif ile orta yoğunluk arası radyoopasiteye sahip bulanık görünümlü bir materyalle oblitere olmuş gibi görünmektedir.

Bu rezorpsiyon şekli genellikle asemptomatik ilerlemektedir ve rezorptif süreç kron ya da kökte perforasyona neden olmadığı sürece etkilenen diş termal ve elektrikli pulpa testlerine normal yanıt vermektedir (118). Klinik bulgu ve semptomları enflamatuvar iç kök rezorpsiyonuna benzediği için teşhis radyografik yöntemler ile sağlanmaktadır.

Yer değiştirme iç kök rezorpsiyonu, kronik irreversible pulpitis ya da parsiyel pulpa nekrozu gibi düşük dereceli kronik enflamasyon sonucu oluşmaktadır. Enflamatuvar iç kök rezorpsiyonuna benzer şekilde yer değiştirme iç kök rezorpsiyonunun da meydana gelebilmesi için odontoblast tabakası ve predentinin hasara uğraması gerekmektedir (116). Histolojik olarak kökün içerisindeki dentinin rezorpsiyonuna dentin yerine kemik ve sement benzeri metaplazik sert doku birikimi eşlik etmektedir. Metaplazi; olgun bir hücre tipinin (epitelyal veya mezenşimal) geri dönüşümlü olarak başka bir hücre tipine dönüşmesini ifade etmektedir (119). Bu bağlamda, metaplastik doku, kompakt kemiğin osteonlarına benzeyen osteosit benzeri hücrelerin yer aldığı lamellerden oluşur gibi görünmektedir (7).

İç tünel rezorpsiyonu, yer değiştirme iç kök rezorpsiyonunun bir varyantı olarak tanımlanmıştır (120). Bu rezorpsiyon sıklıkla kök kırıklarının koronal kısmında ve lüksasyon yaralanmalarından sonra görülmektedir. Bu rezorpsiyon türü kök kanalı içerisindeki dentinde tünel açarak ilerlerken bazı bölgelerde de eş zamanlı olarak kemik benzeri mineralize bir dokunun birikimi ile karakterize ilerlemektedir. Bu kemik benzeri dokular kompakt kemik yerine kansellöz kemik özelliği taşımaktadır. Bu rezorptif süreç ve kansellöz kemik yapımı bir noktada durabilir ya da tüm kanal boşluğunu tamamen kansellöz kemik ile doldurana kadar devam edebilmektedir (7).

2.6.3. Klinik ve Radyolojik Özellikler

İç kök rezorpsiyonu en sık maksiller kesici dişler ve mandibular molar dişlerde görülmektedir (121). Kök kanalının her bölgesinde gözlenebilmektedir. Ancak en çok kökün orta ve apikal üçlüsünde meydana gelmektedir (118). İç kök rezorpsiyonu kök kanalının koronal kısmında yer alıyorsa diş pembe renkte görülebilir. Bunun nedeni olarak diş sert dokularının rezorpsiyona bağlı incilmesi ve rezorpsiyon kavitesi içerisindeki zengin bir damar ağı içeren granülasyon dokusunun yansımalarına bağlı olabileceği belirtilmiştir (89,113). Rezorpsiyon süreci ilerler ve pulpa nekrotik hale gelirse dişin rengi koyu griye dönebilmektedir (112).

İç kök rezorpsiyonu görülen dişler genellikle asemptomatiktir ve klinik bir bulgu olmadığı için sıklıkla rutin radyografik muayeneler sırasında tespit edilebilmektedir (104).

Rezorpsiyon görülen dişin klinik özellikleri; pulpanın histolojik durumuna, rezorpsiyonun sebep olduğu sert doku yıkımının miktarına ve rezorpsiyon kavitesinin kök kanalı içerisindeki lokalizasyonuna göre değişiklik göstermektedir (7). Rezorpsiyonun aktif olduğu aşamada, canlı pulpa dokusunun bakteriyel kontaminasyona uğraması akut bir enflamasyona sebep olarak pulpitisin klinik semptomlarını ortaya çıkarabilmektedir. Pulpal nekrozun başlaması ve kök kanal boşluğunda bakteriyel kolonizasyonun yayılıp apikal bölgeyi etkilemeye başlaması ile dişte semptomatik ve asemptomatik apikal periodontitis semptomları görülebilmektedir. Rezorpsiyona bağlı oluşan enfeksiyon nedeniyle kökün apikalinde ya da lateralinde bir veya birden fazla sinüs yolu gözlemlenebilmektedir (7). Genellikle termal ve elektrikli pulpa testlerinde normal yanıtlar alınırken, rezorpsiyon nedeniyle kök kanalının periodonsiyuma açıldığı ve pulpanın kron bölgesinde ağız sıvılarıyla temasta olduğu durumlarda, yanlış yanıtlar da alınabilmektedir (122).

İç kök rezorpsiyonu genellikle rutin radyografik taramalarda tespit edilebilmektedir. Enflamatuvar iç kök rezorpsiyonu radyografik olarak pulpa odasında veya kök kanalı içerisinde simetrik yerleşimli, düzgün sınırlı ve eşit yoğunlukta, oval veya silindirik bir radyolusent lezyon şeklinde görülmektedir (75). Yer değiştirme iç kök rezorpsiyonu ise, rezorpsiyon kavitesi sınırları etrafında ve rezorpsiyon içerisinde kemik benzeri doku birikimleri nedeniyle benekli veya bulanık görünüme sahip, düzensiz şekilli bir radyolusent lezyon olarak ortaya çıkmaktadır (7). Her iki iç kök rezorpsiyon tipi benzer klinik bulgular sergiledikleri için ayırıcı tanı radyografik yöntemler ile sağlanmaktadır.

Konvansiyonel radyografik teknikler iki boyutlu görüntü verdiği için rezorpsiyonun varlığını, çeşidini ve boyutunu belirlemeyi zorlaştırmaktadır. Özellikle benzer radyografik görüntü sunan iç kök rezorpsiyonu ile servikal kök rezorpsiyonu arasındaki farkların ayırt edilememesi, yanlış tanı konulmasına sebep olabilmektedir (58). Çok köklü dişlerde de bir kök kanalı içerisindeki iç kök rezorpsiyonu görüntüsü etkilenmemiş kök kanalı üzerine süperpoze olup yanlış teşhise neden olabilmektedir. Rezorpsiyon süreci ile ilgili daha fazla bilgi edinebilmek ve doğru teşhis koymaya yardımcı olabilmesi için paralel radyografların alınması önerilmektedir (75). Paralel yöntemle çekilmiş radyografilere ek olarak, x ışını tüpünün horizontal olarak mezyal ve distale kaydırılmasıyla açılı filmler alınması da doğru teşhisi koymada yardımcı olmaktadır. Farklı açılanmalar ile alınan radyograflarda iç kök rezorpsiyonu defektinin kök kanalı üzerindeki yerleşimi değişmemektedir. Ancak servikal kök rezorpsiyonu defekti dişin lingual/palatinalinde olduğu durumlarda açılı alınan

radyografinin görüntüsü de tüple aynı yönde yer değiştirmektedir. Servikal kök rezorpsiyonu defekti dişin bukkalinde olduğu durumlarda ise radyografik görüntü tüple zıt yönde hareket etmektedir (7,75).

Günümüzde iç kök rezorpsiyonunun tanısında ve tedavi planlamasında KIBT kullanılması önerilmektedir (123). KIBT ile elde edilen 3 boyutlu görüntü sayesinde, iç kök rezorpsiyonu lezyonunun lokalizasyonu, boyutları, dentin duvarları ile ilişkisi ve perforasyon varlığı tespit edilebilmektedir (9).

2.6.4. İç Kök Rezorpsiyonu Tedavisi

İç kök rezorpsiyonu, enflamatuvar iç kök rezorpsiyonu ve yer değiştirme iç kök rezorpsiyonu olmak üzere ikiye ayrılrsa da temelde tedavi yöntemleri arasında bir fark bulunmamaktadır (124). Bu tür durumlarda dişin tedavisi kolay gibi görünse de gerçekte durum çok farklıdır ve ilk basamak doğru teşhisi koyabilmektir (125). İç kök rezorpsiyonu erken aşamada teşhis edilemediğinde dişin kaybına kadar sonuçlara yol açabilmektedir. Bu yüzden erken teşhis edilmesi ve vakit kaybetmeden tedaviye başlanması önem kazanmaktadır (125). İç kök rezorpsiyonu teşhisi konulduktan sonra öncelikle dişin rezorbe olan sert doku miktarı değerlendirilmeli ve etkilenen dişin prognozu hakkında bir karar verilmelidir. Etkilenen diş restore edilebilir seviyede ve makul bir prognoza sahipse zaman kaybetmeden kök kanal tedavisine başlanmalıdır. Dişin prognozu değerlendirilirken hastanın yaşı, etkilenen dişin konumu, oklüzyonu ve periodontal durumu, rezorpsiyon kavitesinin konumu ve büyüklüğü, kök perforasyon varlığı ve büyüklüğü göz önünde bulundurulmalıdır (10). Burada kök kanal tedavisinin amacı; kök kanalı içerisindeki rezorpsiyonu stimüle eden ve besin desteği sağlayan apikaldeki vital pulpa dokusu ile mevcut enfekte ve nekrotik dokuların temizlenerek kök kanalını dezenfekte etmek ve sızdırmaz bir şekilde obturasyonunu sağlamaktır (11).

İç kök rezorpsiyonu görülen dişlerin tedavisinde, diğer dişlere kıyasla kök kanalının preparasyonu, dezenfeksiyonu ve obturasyonu aşamalarında çeşitli zorluklarla karşılaşılabilir. Rezorpsiyon nedeniyle zaten zayıflamış olan diş yapısını daha da zayıflatmamak adına giriş kavitesi mümkün olduğu kadar konservatif hazırlanmalıdır (7). Rezorpsiyonun aktif aşamasında enflame pulpa ve granülasyon dokusunun aşırı kanama eğilimi net bir görüş alanının sağlanamaması ve kemomekanik debridmanı zorlaştırması nedeniyle tedaviyi güçleştirmektedir (104). İlerlemiş yer değiştirme iç kök rezorpsiyonu vakalarında da kök kanalının apikaline ulaşmak zor olabilmektedir. Bu vakalarda metaplazik

kemik benzeri dokunun uzaklaştırılabilmesi için ultrasonik aletlerin kullanılması önerilmektedir (9). Ayrıca, kök kanalının rezorpsiyon nedeniyle periodontal dokulara açılması durumunda da apeks bulucular çalışma uzunluğunun belirlenmesinde doğru sonuçlar vermemektedir (89). İç kök rezorpsiyonlarında kanal duvarındaki iç bükey rezorpsiyon alanının mekanik preparasyon ile tam olarak temizlenememesi karşılaşılabilen diğer bir zorluktur (7). Bu nedenle vital ve nekrotik pulpa dokusunun en iyi şekilde uzaklaştırılması için sodyum hipoklorit ile sık sık irrigasyon yapılması tavsiye edilmektedir (104).

Kök kanal sistemi mikroorganizmaların barınmasını sağlayabilen karmaşık bir morfolojik yapıya sahiptir. Rezorpsiyon kavitesinin düzensiz yapısına ulaşmak ve vital ve nekrotik pulpa dokusunu uzaklaştırabilmek adına antibakteriyel ve organik doku çözücü özelliği bulunan sodyum hipoklorit solüsyonu önerilmektedir (126). Aynı zamanda, iç kök rezorpsiyonu vakalarında irrigasyon için yandan perfore enjektörler önerilmektedir. Kök kanalı içerisinde periodontal dokulara açılan perforasyon mevcut olması durumunda ise daha dikkatli olunması ve irrigasyon için daha güvenli olan daha düşük konsantrasyonlu sodyum hipoklorit veya klorheksidin gibi başka irrigasyon solüsyonlarının kullanılması tavsiye edilmektedir (104). Endodontik tekniklerdeki gelişmelere rağmen sadece eğeler ve irrigasyon solüsyonları ile kök kanal boşluğunun ulaşılması zor bölgelere ulaşılması ve dezenfekte edilebilmesi konusunda tam olarak başarılı olunamamaktadır (7). Kök kanalının ulaşılması zor bölgelerindeki nekrotik debris ve biyofilm tabakalarının uzaklaştırabilmesini sağlamak için irrigasyon solüsyonunun ultrasonik aletlerle aktive edilmesi önerilmektedir (104). İç kök rezorpsiyonu görülen dişlerde de rezorpsiyon kavitesi ulaşılması zor bir alan olduğu için kemomekanik debridman amacıyla irrigasyon solüsyonlarının ultrasonik aletlerle aktive edilmesi önerilmektedir. Ancak ultrasonik aletler kullanıldığında bile mikroorganizmalar kapalı alanlarda kalmaya devam edebilmektedir (127). Bu nedenle, ulaşılması zor olan kök rezorpsiyonu defektlerinin dezenfeksiyonunu arttırmak amacıyla antibakteriyel bir kanal içi medikament kullanımı tavsiye edilmektedir (128). Bu uygulamanın amacı granülasyon dokusunun tamamen elimine edilmesi ve enfeksiyonun kontrol altına alınabilmesidir (57). Kalsiyum hidroksit, güçlü bir antibakteriyel ajandır ve kemomekanik preparasyondan sonra kanal içinde kalan mikroorganizmaları etkin bir biçimde yok ettiği için ara seans kanal içi medikamenti olarak kullanımı tavsiye edilmektedir (129). Kalsiyum hidroksit, alkali pH'sı ve antibakteriyel etkisi ile klastik aktiviteyi inhibe ederek iyileşmenin sağlanması için uygun ortam şartlarının oluşturulmasına yardımcı

olmaktadır (130). Kalsiyum hidroksit kullanımı aynı zamanda kanal içi dezenfeksiyon prosedürlerinin etkisini en üst seviyelere çıkarmaya, artık pulpa dokusunu nekroze etmeye ve kanamayı kontrol altına almaya yardımcı olmaktadır (10). Bunun yanı sıra kalsiyum hidroksitin sodyum hipoklorit ile birlikte kullanılmasının organik kalıntıları uzaklaştırmada sinerjistik etki oluşturduğu gösterilmiştir (131). Ancak kalsiyum hidroksitin kök kanalı içerisinde düşük çözünürlük göstermesi, dentin ve doku sıvıları ile temasta inaktive olması nedeniyle antibakteriyel etkinliğinin azalması gibi dezavantajları bildirilmiştir (132). Bu dezavantajlarına rağmen, iç kök rezorpsiyonu görülen dişlerde çoklu seans kalsiyum hidroksit uygulamasının, rezorpsiyon kavitesinin kemomekanik debridman etkinliğini arttırmadaki olumlu etkileri nedeniyle kullanımı tavsiye edilmektedir (7).

Endodontik tedavinin temel amaçlarından biri kök kanal sisteminin dezenfeksiyonunu sağladıktan sonra kanalın yeniden enfekte olmasını önlemek amacıyla uygun bir kök kanal dolgu malzemesiyle sızdırmaz bir şekilde doldurulmasını sağlamaktır. İç kök rezorpsiyonu görülen dişlerde rezorpsiyonun doğası gereği rezorpsiyon alanının doldurulması esnasında zorluklarla karşılaşılabilir (7). Rezorpsiyon kavitesini hermetik bir biçimde tamamen doldurabilmek için kök kanal dolgu materyalinin akıcı kıvamda olması önerilmektedir. Endodontide altın standart kök kanal dolum materyali olarak kullanılan güta-perkanın iç kök rezorpsiyon kavitelerinde de ısı ile akışkan formunun kullanılması tavsiye edilmektedir (133). Rezorpsiyon ilerlemiş ve kökte periodontal dokulara açılan perforasyon meydana gelmişse rezorpsiyon defektinin biyouyumlu ve iyi adaptasyon özelliklerine sahip bir materyalle doldurulması önerilmektedir. Bu amaçla amalgam, kompozit rezinler, seramikler, cam iyonomer ve MTA gibi materyaller kullanılmıştır (134–139). Diğer materyallerle kıyaslandığında üstün sızdırmazlık ve periodonsiyumun rejenerasyonunu da destekler nitelikte biyouyumlu bir materyal olduğu için rezorpsiyon kavitelerinin dolumunda MTA kullanımı önerilmektedir (140,141). Bunun yanı sıra MTA'ya kıyasla uygulama kolaylığı, renklenmeye neden olmaması ve hızlı sertleşme süresi gibi üstün özellikleri bulunan kalsiyum silikat esaslı biyoaktif bir materyal olan Biodentine kullanımı da iç kök rezorpsiyon görülen dişlerin tedavisinde tavsiye edilmektedir (12,142). Kök kanalı içerisindeki perfore rezorptif defektin apikal kısmının güta-perka ile, rezorptif defektin ise biyoaktif silikat esaslı bir materyalle doldurulduğu hibrit teknikler de kök kanalı dolumunda kullanılmaktadır (136,143). Perfore rezorpsiyon alanı ortograd yaklaşım ile ulaşılamayacak durumdaysa ve sert doku yıkımı onarılamayacak kadar geniş olduğu durumlarda ise cerrahi tedavi teknikleri gerekebilir (10). İç kök

rezorpsiyonu görülen diş restore edilemez ve rezorpsiyon tedavi edilemez durumda ise, prognozun umutsuz olduğu ve bu durumlarda diş çekiminin tek tedavi seçeneği olduğu bildirilmiştir (7).

Güta-Perka

17. yüzyıldan bu yana çok çeşitli amaçlarla kullanılan güta-perka 1867 yılında Bowman tarafından katı kök kanal dolgu materyali olarak endodonti camiasına tanıtılmıştır (144). Güney Amerika ve Güneydoğu Asya bölgesindeki Spatoceae ağacı familyasından Isonandra ağacının özsuyundan elde edilen organik polimer içeriğe sahip bir materyaldir (145). Poliizopropenin trans-izomeri olan güta-perkanın kimyasal yapısı 1,4 trans-poliizopropendir ve yüksek molekül ağırlığına sahiptir (146).

Güta-perka konları organik (güta-perka polimeri ve mum/reçine) ve inorganik (çinko oksit, baryum sülfat) bileşenlerden oluşmaktadır. Küçük oranlarda da renklendirici ve antioksidan maddeler içermektedir (147). Güta-perka polimerinin alfa ve beta olmak üzere iki farklı kristal formu bulunduğu belirtilmiştir. Bu formlar yalnızca tek bağ konfigürasyonu bakımından farklılık gösteren trans izomerleridir ve birbirlerine dönüşebilmektedirler (144). Ağaçta olan doğal formu alfa formu iken ticari olarak satılanlar beta formundadır. Beta formundaki güta-perka 46°C'ye ısıtıldığı zaman yumuşak ve yapışkan formdaki alfa formuna dönüşmektedir. Alfa formu 65°C'den yükseğe ısıtılırsa eriyerek kristallenir ve şekilsiz amorf yapıya dönüşmektedir (148).

Güta-perka sıcaklığa duyarlı termoplastik ve viskoelastik bir materyaldir. Diş hekimliğinde kullanılan güta-perka oda sıcaklığında sert ve katı halde bulunmaktadır. 25-30°C'de esnek hale gelmektedir, 60°C'de yumuşamaktadır ve 100°C'de kısmi ayrışmaya uğrayarak erimektedir (147). Güta-perka yumuşadığında kıvamını bir süre boyunca koruyabildiği için bu süre boyunca istenilen yere adaptasyonu kolaylıkla olabilmektedir. Güta-perka depolanması sırasında polimerler kırılanlaşarak elastikiyetini kaybetmektedir ve oksidasyon nedeniyle uzun süreli ışığa ve havaya maruz kaldığında kırılan bir hal almaktadır. Bu nedenle raf ömrünü uzatabilmek için serin ve kuru bir yerde depolanması önerilmektedir (149).

Güta-perka konlarının avantajları şu şekilde sıralanabilmektedir (144,150):

1. Sıkıştırılabilir olmaları
2. Boyutsal stabiliteye sahip olmaları

3. Termoplastik halde akışkan olmaları ve kanal duvarlarına iyi adapte olmaları
4. Isıtıldıkları zaman plastik özellik kazanmaları
5. Boyutsal olarak stabil olmaları
6. Doku toleranslarının iyi olması
7. Radyopak olmaları
8. Antibakteriyel olmaları
9. Kolayca steril edilebilmeleri
10. Gerektiğinde uzaklaştırılmaları kolay olması

Güta-perka konlarının dezavantajları şu şekilde sıralanabilmektedir (144,150):

1. Rijit değillerdir.
2. Basınç uyguladığında kolayca şekil değiştirebilmektedirler.
3. Apikal bölgeden taşmasını önlemek için dikkatli bir çalışma gerekmektedir.
4. Isıtıldıkları zaman, soğurken büzülme meydana gelmektedir.

5. Kök kanalı dentinine adezyonu bulunmamaktadır. Bu nedenle uygun bir sızdırmazlık sağlamak ve kök kanal dolum materyali ile dentin duvarı arasındaki boşluğu tamamlamak ve düzensizlikleri doldurmak için güta-perka yanına kök kanal patlarının kullanımı tavsiye edilmektedir.

Güta-perkanın dezavantajlarından bir tanesi de zayıflamış kök kanal yapısını yeterince güçlendirememesidir (151). Dentin dokusunun elastik modülü yaklaşık 16.600 Megapaskal (MPa)'dır (152). Kök kanal dolgu materyallerinin dentin dokusu ile yakın elastisite modülüne sahip olması önerilmektedir. Böylelikle dentin dokusunun iç yüzeyinde oluşan ve kök kanal dolgu materyali ile dentin arasındaki bağın kopmasına yol açabilecek fazla stresin önüne geçilmesi hedeflenmektedir. Bununla birlikte güta-perkanın elastik modülü sadece 140 MPa'dır ve dentin duvarına zayıf adezyonu sebebiyle, diş yapısının kırılmaya karşı direncini arttırması beklenmemektedir (153).

MTA

Endodontide ilk biyoseramik esaslı materyal olarak kullanılan Mineral Trioksit Agregat (MTA) Mahmoud Torabinejad tarafından geliştirilmiştir ve 1993 yılında diş hekimliği literatürüne kazandırılmıştır (154). 1998'de Amerikan Gıda ve İlaç Yönetimi (U.S. Food and Drug Administration-FDA) tarafından onay almıştır ve ProRoot MTA (Tulsa Dental Products, Tulsa, OK, ABD) ismi ile piyasadaki yerini almıştır (155). Hidrofilik bir materyal olan MTA, Portland çimentosu ile birbirine yakın içeriklere sahip olup benzer fiziksel ve kimyasal özellikler taşımaktadır (156). Ağırlıklı olarak kalsiyum ve fosfor iyonları içeren MTA; kalsiyum oksit (%58,5), silisyum oksit (%17,7), alüminyum oksit (%4,5), magnezyum oksit (%3,3), kükürt trioksit (%39), demir oksit (%2,9), potasyum oksit (%0,9) ve diazot monoksit (%0,2) moleküllerinden oluşmaktadır. Bu elementlerden oluşan temel bileşikler ise; trikalsiyum silikat, dikalsiyum silikat, trikalsiyum aluminat, tetrakalsiyum aluminoferrit, kalsiyum sülfat, alkali asitler ve diğer bileşiklerden meydana gelmektedir (157). MTA'nın Portland çimentosu ile aralarındaki en büyük fark MTA'nın yapısında radyoopasitesini sağlayan bizmut oksit bulunurken, potasyum içermemesidir. Ayrıca, MTA'nın parçacık boyutları Portland çimentosundan daha küçük olup çalışma süresi daha uzundur (158,159).

MTA suyla karıştırıldıktan 4 saat sonra, hidrasyon ürünü olan kalsiyum hidroksit salınmaya başlamaktadır ve 7. güne kadar artarak salınmaya devam etmektedir. MTA'dan salınan kalsiyum iyonunun doku sıvılarındaki fosfat iyonu ile reaksiyona girmesiyle hidroksiapatit kristalleri oluşmaktadır ve bu reaksiyon ile kemik yapımını uyardığı belirtilmiştir (160). Açığa çıkan kalsiyum iyonları dokudaki karbondioksit ile etkileşime girdiğinde kalsit kristalleri meydana gelmektedir ve bu reaksiyonun sert doku oluşumunu uyarak MTA'nın yapım mekanizmasını desteklediği gösterilmiştir (161). Sertleşme mekanizması kan ve tükürük varlığından etkilenmeyen MTA'nın sertleşme reaksiyonunu tamamlaması 24 saatten fazla sürmektedir. Sertleşme reaksiyonu tamamlandıktan sonra materyalin pH'ı 12,5 olarak ölçülmüştür ve bu yüksek pH'ın antimikrobiyal aktiviteyi ve sert doku oluşumunu desteklediği gösterilmiştir (162).

MTA gri ve beyaz olmak üzere iki formdadır ve piyasaya ilk olarak gri formu sunulmuştur. Gri MTA'nın dişlerin kronlarında renklenmeye neden olduğu tespit edildikten sonra özellikle estetik kaygının ön planda olduğu anterior dişlerde kullanılmak üzere beyaz MTA geliştirilmiştir. Gri MTA'nın içeriğinde bulunan demir iyonlarının dişlerde

renklenmeye neden olduğu gösterilmiştir ve beyaz MTA'nın içeriğinden demir iyonları çıkarılmıştır (163). Yapılan bir çalışmada ise oluşan renklenmenin nedeni olarak gri MTA'nın yapısında bulunan alümino-ferrit fazının beyaz MTA'da bulunmaması gösterilmiştir (164). Gri ve beyaz MTA'nın her ikisi de trikalsiyum silikat ve bizmut oksit içeriğine sahipken, beyaz MTA'nın yapısında farklı olarak dikalsiyum silikat bulunmamaktadır (165).

MTA'nın biyouyumluluk, biyoaktivite, hidrofiliklik, radyoopaklık, düşük çözünürlük ve yüksek sızdırmazlık gibi diş hekimliği açısından birçok arzu edilen avantajlı özelliklere sahip olduğu belirtilmektedir (166). Bunun yanı sıra sertleşme süresinin uzun olması, ağır metal salınımı, pahalı olması, manipülasyonunun zorluğu, düşük adhezyon gücü ve dişin kronunda renklenmeye neden olması gibi dezavantajlara sahip olduğu da gösterilmiştir. Bu durum araştırmacıların hedefini yeni biyouyumlu materyaller bulmaya yönlendirmektedir (167).

İlk olarak kök ucu dolgu materyali olarak kullanılan MTA endodonti pratiğinde pulpa kuafajında, parsiyel ve total pulpotomide, kök perforasyonları tamirinde, apeksifikasyon ve rejeneratif endodontik prosedürlerde, iç ve dış kök rezorpsiyonlarının tedavisinde kullanılmaktadır (157,159,166).

Biodentine

İlk defa ticari olarak 2009 yılında piyasaya sürülen Biodentine (Septodont, Saint Maur des Forges, Fransa) kalsiyum silikat esaslı bir materyal olup, MTA'nın sertleşme süresinin uzun olması, koronal renklenmeye neden olması ve manipülasyonunun zorluğu gibi dezavantajlarını ortadan kaldırabilmek amacıyla üretilmiştir (168). Yeni bir biyoaktif siman olan ve dentin remineralizasyonuna katkıda bulunan Biodentine, amalgamatörle 30 saniye karıştırılarak kullanılmak üzere kapsül formunda üretilmiştir. Biodentine tozunun içerisinde ağırlık olarak trikalsiyum silikat (%80,1), kalsiyum karbonat (%14,9) ve zirkonyum oksit bulunmaktadır. Likiti ise kalsiyum klorid ve su içermektedir (169). Kalsiyum karbonat, Biodentine'in sertleşmesi sırasında açığa çıkan kalsiyum silikat hidrat jelleri için çekirdek merkezi olarak görev almaktadır ve indüksiyon sürecini hızlandırarak sertleşme süresini kısaltmaktadır (170). Zirkonyum oksit, kontrast madde olarak kullanılmaktadır ve materyalin radyoopasitesinden sorumlu olduğu belirtilmiştir. Likitin içerisindeki kalsiyum klorid ise materyalin sertleşmesini hızlandırması için kullanılmaktadır (171). Biodentine sertleşme süresi yaklaşık 12 dakika olarak belirtilmektedir (172). Ancak

yapılan başka bir çalışmaya göre ise materyalin tam olarak sertleşmesi için gereken sürenin yaklaşık 45 dakika olduğu bildirilmektedir (173). Bununla birlikte MTA'dan farklı olarak materyalin sertleşmesi sırasında neme ihtiyaç duyulmamaktadır (174).

MTA'nın yapısında bulunan kalsiyum alüminat, kalsiyum sülfat ve bizmut oksit Biodentine'in yapısında bulunmamaktadır. MTA'nın yapısında bulunan bizmut oksitin sertleşmeyi geciktirdiği, biyouyumluluğu olumsuz yönde etkilediği ve renk bozulmasına neden olduğu gösterildiği için Biodentine yapısına eklenmemiştir (175,176). Biodentine'in hazırlanmasının başlangıç aşamalarında önemli miktarda kalsiyum iyonu salınmaktadır ve doku sıvıları ile temas ettikçe hidroksiapatit kristallerinin salınımı meydana gelmektedir (170). Bu özelliği sayesinde Biodentine'in sert doku oluşumuna katkıda bulunduğu belirtilmiştir. Ayrıca pulpa ile temasında hücre çoğalmasını, göçünü ve adezyonunu arttırdığı ve tersiyer dentin oluşumuna katkıda bulunarak iyileşmeyi olumlu yönde etkilediği gösterilmiştir (177).

Biodentine'in diğer kalsiyum silikat esaslı materyallerden önemli bir farkı kalsiyum silikat içeriğinin saflığını sağlayabilmek için üretim aşamasında biyomühendislik teknolojisi kullanılarak metalik artıkların uzaklaştırılarak elimine edilmesidir. Materyalin meydana getirdiği enflamasyon seviyesinin bu kadar düşük düzeyde olması da bu metalik artıkların elimine edilmesine bağlanmaktadır (178,179). Biodentine, elastisite modülü ve sıkıştırma direnci bakımından dentin ile benzer özellikler göstermektedir (180). Aynı zamanda MTA ile kıyaslandığında daha iyi mekanik özellikler gösterdiği, renk stabilitesinin daha iyi olduğu, diş renginde daha az değişikliğe sebep olduğu, uygulanmasının daha kolay olduğu ve sertleşme süresinin daha kısa olduğu gösterilmiştir. Bunun yanı sıra başlıca dezavantajları olarak da düşük radyoopasite göstermesi ve ideal kıvamını elde etmenin zorluğu gibi özellikleri belirtilmiştir (169).

Biodentine yeni geliştirilen bir materyal olmasına rağmen diş hekimliğinin çok geniş bir alanında kullanım endikasyonu bulunmaktadır. Kaybolan dentin yerine de kullanılabilen Biodentine'in klinik olarak başlıca kullanım alanları şunlardır:

- Direkt pulpa kuafajı
- İndirekt pulpa kuafajı
- Ampütasyon
- Derin ve/veya geniş koronal çürük lezyonların restorasyonları
- Derin ve/veya geniş servikal ve kök çürüklerinin restorasyonları

- Perforasyonların tamirinde
- Dış kök rezorpsiyon tamiri
- İç kök rezorpsiyon tamiri
- Rejeneratif endodontik tedavi
- Apeksifikasyon
- Travmadan sonra pulpa açılması durumunda apeksogenezis
- Apikal rezeksiyon sonrası retrograd kök ucu dolgusu (181).

2.7. Diş Hekimliği ve Biyomekanik

İnsanların vücutlarındaki biyolojik dokulara uygulanan kuvvetler ile biyolojik dokuların kuvvetler karşısındaki davranışlarını ve birbirleri arasındaki ilişkiyi inceleyen bilim dalına biyomekanik denmektedir. Diş hekimliği için biyomekanik terimi sağlıklı bir diş ya da endodontik veya restoratif tedavi görmüş diş üzerine gelen farklı kuvvetlerin dişin kendisine, çevre dokularına ve restorasyonlara etkisini incelemek üzere kurulu bilim dalı olarak tanımlanmaktadır (182).

Kuvvet: Duran bir cismi hareket ettiren, hareket halinde olan bir cismi durduran ve cisimlerin şekillerinde, yönünde ve doğrultusunda değişikliğe neden olabilen etki olarak tanımlanmaktadır. Birimi Newton (N) olarak belirtilmektedir (182).

Stres (Gerilim): Bir cisme dışarıdan bir kuvvet uygulandığında, kitle içerisinde uygulanan bu kuvvete karşı zıt yönde ve eşit miktarda bir tepki kuvveti meydana gelir ve oluşan bu iki kuvvet cismin tüm alanının üzerine dağılır. Stres olarak tanımlanan bu direnç birim alana gelen kuvvet olarak tanımlanır ve birimi Paskal (N/m^2)'dır (183). Ancak diş hekimliğinde kullanılan materyallerin yüzey alanları küçük olduğu için genellikle MPa (N/mm^2) birimi de kullanılmaktadır. Stres S ya da σ şeklinde gösterilir (184). Kuvvet uygulanan cisimde 3 farklı stres tipi ortaya çıkabilmektedir.

-Basma stresi (sıkıştırma): Bir cismi sıkıştırmaya zorlayan aynı doğrultuda ve aynı yönlü iki kuvvetin oluşturduğu strestir.

-Çekme stresi: Bir cismi uzamaya zorlayan aynı doğrultuda ancak zıt yönlü iki kuvvetin oluşturduğu strestir.

-Makaslama stresi: Bir cismi zıt yönde kaymaya zorlayan farklı doğrultularda ve farklı yönde paralel iki kuvvetin oluşturduğu strestir. Cisimlerin deforme olmasına ve bükülmesine neden olmaktadır (182,183).

Strain (Gerinim): Bir cisme bir kuvvet uygulandığında cisim üzerinde birim uzunluğunda meydana gelen boyutsal şekil değişimine gerinim denmektedir. Gerinim, oluşan şekil değişikliğinin cismin ilk haline oranlanması ile hesaplanır. Birim uzunluk birim uzunluğa bölündüğü için gerinimin birimi bulunmamaktadır. Uygulanan kuvvet sonucunda cisim üzerinde meydana gelen deformasyon elastik deformasyon ve plastik deformasyon olarak ikiye ayrılmaktadır. Uygulanan kuvvetin kaldırılması ile cismin ilk haline dönebildiği ve fiziksel değişikliğe uğramayan deformasyona elastik deformasyon, uygulanan kuvvetin kaldırılmasına rağmen cismin ilk haline dönemediği kırılma ya da kopma gibi kalıcı şekil değişikliklere uğrayan deformasyona ise plastik deformasyon adı verilmektedir (22,184).

Dayanıklılık (Strenght): Bir cisim üzerinde yapısal bozuklukların gerçekleşmesi veya kırılması için gerekli maksimum gerilme olarak tanımlanmaktadır. Cisim üzerindeki gerilme türüne göre çekme dayanımı, basma dayanımı veya makaslama dayanımı gibi farklı türlere ayrılmaktadır (182).

Poisson oranı: Bir cisme elastik sınırlar içerisinde bir kuvvetin uygulanması neticesinde cismin enindeki birim boyut değişikliğinin, boyundaki birim boyut değişikliğine oranı olarak ifade edilmektedir ve “v” harfi ile sembolize edilmektedir (185).

Elastik Modülü (Elastisite Modülü, Young Modülü): Materyalin uygulanan kuvvete karşı şekil değiştirmeye gösterdiği direnci olarak tanımlanmaktadır. Stresin straine oranlanmasıyla hesaplanmaktadır. Birimi N/mm^2 ‘dır ve Gigapaskal (GPa) şeklinde ifade edilmektedir. Elastik modülü materyalin rijiditesi hakkında bilgi vermektedir. Elastik modülü arttıkça cismin rijiditesi artmakta ve uygulanan kuvvetler sonucu deformasyona uğraması daha az olmaktadır (21,183,185).

$$\text{Gerilme} = \sigma$$

$$\text{Gerinim} = \varepsilon$$

$$\text{Elastisite Modülü} = E$$

$$E = \sigma / \varepsilon$$

Von Mises Eşdeğer Gerilmesi: Von Mises adlı araştırmacı tarafından biçim değiştirme hipotezi sonucu ortaya çıkan bu kavram, bir cismin şekil değişikliğine uğrayabilmesi için aşması gereken iç enerji seviyesi olarak tanımlanmaktadır. Von Mises eş

değer gerilmesi (σ_M) şekil değişiminin başlangıcı olarak ifade edilmektedir ve cismin kırılma dayanıklılıklarının ölçülmesi ile ilgili analizlerde kullanılmaktadır. Analizlerde bu değerler genellikle renk yelpazesi üzerinde gösterilmektedir (186,187).

2.8. Diş Hekimliğinde Stres Analiz Yöntemleri

Stres analiz yöntemleri, cisim üzerine gelen kuvvetlerin cisim üzerinde biriktirdiği stresi nitelik ve nicelik olarak analiz etmeyi amaçlayan ve pratik olarak uygulamalar öncesi cismin dayanımını ölçmeye ve önlemler almaya yardımcı olan analiz yöntemleridir. Ağız ortamı kompleks biyosistemlerden oluşan bir ortam olarak kabul edilmektedir. Diş hekimliğinde biyomekanik kavramı, restoratif ve endodontik prosedürlerin sonrasında dişte ve komşu anatomik yapılarında meydana gelen stres ve deformasyonların incelenmesi şeklinde tanımlanmaktadır (21).

Canlı dokular üzerine uygulanan kuvvet karşısında bu dokuların direncini belirlemek ve stres analizi yapmak fazlasıyla riskli, maliyetli ve çoğu zaman da imkansız olmaktadır. Bu etkenler göz önünde bulundurulduğunda canlı dokuları taklit eden modellerin yapılması ve bu modeller üzerinde kuvvetin yoğunlaştığı bölgelerin tespit edilmesi gerekliliği ortaya çıkmaktadır (188). Kuvvetin iletim yönü değerlendirilerek cismin ve materyallerin daha dayanıklı ve uzun ömürlü ve ne şekilde olması gerektiğini belirlemek için farklı stres analiz yöntemleri kullanılmaktadır:

- Fotoelastik stres analizi yöntemi
- Kırılğan vernik kaplama yöntemi ile stres analizi
- Gerinim ölçer stres analizi yöntemi
- Holografik İnterferometri (Lazer Işını) ile stres analizi
- Termografik kuvvet analiz yöntemi
- Radyotelemetri ile stres analiz yöntemi
- Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi (SEA) (21)

2.8.1. Fotoelastik stres analizi yöntemi

Fotoelastik stres analizi yöntemi, bir kuvvetin oluşturulan bir modele uygulanması ile modelin iç yapısındaki ve yüzeyindeki gerilim dağılımlarının görünür ışık desenlerine dönüştürülmesidir. Bu yöntem, polarize ışığın saydam nesnelerin içinden geçerken çift

kırılması esasına dayanmaktadır. Fotoelastik yöntemin en büyük avantajı, ağız yapıları gibi karmaşık yapılardaki gerilmeleri görselleştirme ve tüm modeldeki gerilme modellerini gözlemleyerek araştırmacının gerilme büyüklüğünü lokalize etmesine ve ölçmesine olanak sağlamasıdır (189).

2.8.2. Kırılğan vernik kaplama yöntemi ile stres analizi

Stres dağılımı incelenecek model üzerine vernik malzemesi püskürtülmesi ve fırınlanarak sertleştirilmesi sonucu bir örnek elde edilir. Oluşan örnek modele istenen yönlerde ve şiddette kuvvet uygulanması sonucu model üzerinde meydana gelen çatlakların incelenmesi esasına dayanmaktadır (22).

2.8.3. Gerinim ölçer stres analizi yöntemi

Gerinim ölçer, model üzerindeki kuvvet ve basınç gibi fiziksel özellikleri ölçmek amacıyla kullanılan bir cihazdır. Elektriksel iletkenlik yardımıyla model üzerindeki farklı kuvvetlerin neden olduğu şekil değişimlerinin ölçülmesidir (22).

2.8.4. Holografik İnterferometri (Lazer Işını) ile stres analizi

Cisimlerin üç boyutlu görüntüsünü oluşturmak ve modelde oluşan değişimleri holografik film üzerine aktarabilmek amacıyla lazer ışın kaynağından çıkan iki ışının karşılıklı hareketleriyle ortaya çıkan mikroskobik gerilim şeritlerini kaydetme işlemidir (22).

2.8.5. Termografik kuvvet analiz yöntemi

Homojen ve izotropik özelliğe sahip bir dental materyale sürekli olarak kuvvet uygulanması sonucu oluşan gerilim değerlerinin, gerilmeler nedeniyle meydana gelen sıcaklık değişiklikleri ile doğru orantılı olduğu temeline dayanan stres analiz yöntemidir (22).

2.8.6. Radyoteleometri ile stres analiz yöntemi

Bu stres analiz yöntemi; radyotransmitter, güç kaynağı, gerilim ölçer, anten, yükseltici ve veri kaydedici gibi donanımsal elemanlara sahiptir. Gerilim ölçerin modele sabitlenmesinin ardından modele kuvvet uygulanır ve meydana gelen direnç farkından frekans değerleri hesaplanarak stres analiz edilmektedir (22).

2.8.7. Sonlu Elemanlar Analizi (SEA) Yöntemi

Sonlu elemanlar analizi (SEA) yöntemi incelenecek yapının daha küçük parçacıklara (sonlu elemanlara) ayrılarak analitik olarak modellenmesi ve bunun sonucunda oluşan elemanların bilgisayar ortamında uygun bir biçimde birleştirilerek gerçeğe en yakın verilerin elde edilmesi esasına dayanmaktadır (190). Kısacası SEA parçadan bütüne gitme prensibine dayanmaktadır (191). İlk olarak 1956 senesinde havacılık ve uzay endüstrisinde kullanılmaya başlanan SEA yöntemi günümüzde ısı transferi, akışkanlar mekaniği, elektromanyetik ve biyomekanik analiz gibi birçok alanda kullanılmaktadır (192). SEA yöntemi çok pahalı deneysel gereçler ve yöntemler gerektiren birçok malzemenin kolay bir şekilde analiz edilmesine olanak sağlamaktadır (193).

Dental materyaller oldukça kompleks ve karmaşık bir yapıya sahip olduğu için analizlerinin yapılması oldukça zor olmaktadır. SEA yöntemi ise karmaşık bir geometriye sahip materyallerin analizlerinin kolaylıkla yapılmasına imkan veren bir yöntemdir (194). Diş hekimliği alanında ilk yapılan SEA çalışması 1960'ların sonunda Ledney ve Huang'ın bir diş modelini matematiksel olarak oluşturması ile ilgili yaptığı çalışmadır. Bu çalışmada bir dişin matematiksel modeli elde edilmiş ve bu modele farklı kuvvetler uygulanarak, bu kuvvetlerin dişin komşu destek dokusu alveoler kemikte meydana getirdikleri stresler incelenmiştir (195). Bu yöntemin diş hekimliği alanında bugünkü anlamda ilk çalışması ise, 1974 yılında Farah ve Craig tarafından yapılmış olup, SEA çalışmaları günümüze kadar diş hekimliğinin birçok alanında kullanılmaya devam etmektedir (196).

2.8.7.1. Sonlu Elemanlar Analizi (SEA) Yöntemi Temel Kavramları

Eleman (Element): SEA yönteminde incelenmek istenen yapı geometrik olarak birçok küçük parçalara ayrılmaktadır. Bu geometrik parçalara eleman (element) adı verilmektedir. Bu elemanlar, "düğüm" olarak adlandırılan özel noktalardaki bilinmeyen değerler cinsinden belirtilmektedir. Elemanların boyutunun belirlenmesi için temel prensip, doğru sonuçlar verecek kadar küçük ve hesaplama süresini azaltacak kadar büyük olmalarıdır. Modelin bölündüğü eleman sayısı arttıkça daha gerçekçi sonuçlar elde edilmektedir (190,192).

Düğüm (Node): SEA yönteminde incelenmek istenen yapı sonlu sayıda elemanlara ayrılmaktadır. Bu sonlu sayıda elemanların belirli noktalardan birbirlerine bağlanması sonucu ortaya çıkan bağlanma noktalarına düğüm (node) adı verilmektedir (192).

Mesh (Ağ) Oluşturulması: Elemanların ve düğüm noktaların koordinatlarını belirleme işlemine mesh (ağ) oluşturma denmektedir. Böylece düğüm noktaları ve tüm elementleri birleştirilerek ortaya çıkan model incelenmek istenen nesneyi temsil etmektedir. Mesh oluşturulması sürecinde öncelikle modeller sonlu sayıda elemanlara ayrılmaktadır ve incelenecek nesnenin nereden sabitlendiğini ve hangi yönden kuvvet uygulandığını gösteren sınır şartları belirlenmektedir. Mesh yapısındaki tüm elemanların deformasyonunun toplamı, tüm yapının deformasyonu sonucunu vermektedir. Böylece geometrik olarak düzensiz bir şeklin bile gerilim-gerinim değerleri hesaplanabilmektedir (190,192).

Sınır Şartları (Boundary Conditions): Streslerin ve yer değiştirmelerin sınır ifadelerinin kapsamına sınır şartları ismi verilmektedir. Yani sınır şartları incelenecek yapının sabitlendiği yeri ve kuvvetin incelenen yapıya hangi bölgeden uygulandığını göstermektedir (190,192).

Katı Modelleme (Solid Modelling): İncelenecek nesnenin geometrisinin tanımlandığı üst düzey bir modelleme tekniğidir. Katı modellemenin esas özelliği, nesnenin iç ve dış geometrik bilgilerinin üst düzey bir şekilde bilgisayar ortamında modellenebilmesidir (190,197).

SEA yönteminin uygulanacağı yapının üç boyutlu katı modelinin oluşturulmasında farklı yöntemler kullanılabilmektedir. Bunlar arasında en sık kullanılan yöntemler şunlardır:

- MRG ve CT görüntülerinin bilgisayar ortamına aktarılmasıyla modelin oluşturulması
- Koordinat belirleme cihazlarıyla elde edilen nokta ve yüzey verilerinden model oluşturulması (21).

SEA çeşitli aşamaların sıralı bir şekilde bir araya gelmesiyle tamamlanmaktadır. Bu aşamalar;

- Problemlerin özelliklerini tanımlayıp bir senaryo planı ortaya konulması
- İncelenecek yapının geometrisinin ve matematiksel modelinin oluşturulması
- Malzeme özelliklerinin tanımlanması
- Modelin sınır koşullarını ve uygulanacak kuvvetlerin belirlenmesi
- Yapılacak analiz türünü belirleyip sonuçların yorumlanmasıdır (188,198).

2.8.7.2. Sonlu Elemanlar Analizi (SEA) Yöntemi Avantajları

SEA yönteminin avantajları şunlardır:

- Girişimsel bir işlem olmayıp etik hususlar barındırmamaktadır (199).
- Kompleks bir geometriye sahip nesneler bile kolaylıkla ve güvenle modellenip analiz edilebilmektedir (21).
- Deneyler kolaylıkla tekrar edilebilir ve gereksinime göre çalışma modelleri rahatlıkla modifiye edilip değiştirilebilir (199).
- Laboratuvar ortamında yapılamayacak çalışmalar dijital ortamda yapılabilmektedir (198).
- Kısa zamanda geniş çaplı araştırmalar yapılabilmekte ve zamandan tasarruf sağlanmaktadır (198).
- Tıp ve diş hekimliği alanında kişiye özel ve bireysel problemlere karşı stres analizi yapılabilmektedir (200).

2.8.7.3. Sonlu Elemanlar Analizi (SEA) Yöntemi Dezavantajları

SEA yönteminin dezavantajları şunlardır:

- Analizin yürütülebilmesi ve programların kullanılabilmesi için ileri düzey teknoloji ve uzman kişilerin olması gerekmektedir (192).
- Analiz edilecek modeller izotropik, homojen ve lineer elastik kabul edilmektedir ancak bu durum tam olarak gerçeği yansıtamayıp biyolojik yapıları tamamen taklit edememektedir. Örneğin bir dentin modelinde dentin tübülleri göz ardı edilmektedir (187).
- Analizlerin yapılabilmesi için gerekli yazılım programları pahalıdır ve düzenli olarak güncellenmeleri gerekmektedir (192).
- Kullanılacak malzemelerin özellikleri, geometrisi, modellenen sistemin ve uygulanacak kuvvetlerin sisteme girişi tamamen araştırmacıya bağlıdır ve sonuçlar farklı değerler kullanılan, araştırmadan araştırmaya değişkenlik gösterebilmektedir (188).

2.8.7.4. Endodontide Sonlu Elemanlar Analizi Yönteminin Kullanım Alanları

- Endodontik giriş kavitesi tasarımlarını değerlendirmek (201,202)
- Eğimli kök kanallarında farklı preparasyon tekniklerini değerlendirmek (203,204)
- Eğimli kök kanallarında preparasyon sırasında meydana gelen stresleri değerlendirmek (205)
- Kök kanal preparasyonu aşamasında kullanılan farklı eğelerin kök dentinine ve kökün kırılma dayanımına etkisini değerlendirmek (206,207)
- Kök kanal preparasyonu sonrası dentine ve dişin kırılmasına etki edebilecek faktörleri incelemek (208)
- Farklı kök kanalı konikliklerine sahip kanalların dişin kırılmasına etkisini değerlendirmek (205)
- Kök kanal eğiminin döner endodontik aletler üzerindeki stresini değerlendirmek (209)
- Kök kanalı dolum yöntemlerinin kök dentininde meydana getirdiği gerilmeleri ve vertikal kırık oluşumuna etkisini değerlendirmek, ayrıca çevre dokularda meydana gelen ısı seviyelerini ölçmek (210,211)
- Kök kanal tedavili dişlere uygulanan post çeşitlerinin dentinde meydana getirdiği gerilmeleri değerlendirmek (212,213)
- Vital pulpa tedavisinde kullanılan kuafaj materyallerinin basınca karşı dayanımlarını değerlendirmek (214)
- Kök kanal tedavisi sırasında meydana gelen çeşitli iatrojenik perforasyonların tedavisi sonrasında dişin kuvvet altındaki stres dağılımına etkisini değerlendirmek (215)
- Kök gelişimi tamamlanmamış dişlerde rejeneratif endodontik tedavi ile apeksifikasyon tedavisinin kök dentini stresi etkisinin karşılaştırılması ve değerlendirilmesinde (216)
- Farklı ilerleme seviyelerinde görülen servikal dış kök rezorpsiyonunun ve servikal dış kök rezorpsiyonu tedavisinde kullanılan materyallerin kök dentinine ve kırılma dayanımına etkisini değerlendirmek (217,218)
- Endodontik tedavili dişlerin restoratif prosedürlerinin değerlendirilmesinde kullanılmaktadır (219,220).

Literatür incelendiğinde iç kök rezorpsiyonu kavitelerine uygulanan farklı dolum materyallerinin kök dentininin stress dağılımına etkisini SEA yöntemi kullanarak araştıran tek bir çalışmaya rastlanmıştır (221). Bununla birlikte farklı boyutlarda iç kök rezorpsiyonu görülen dişlerin tedavisinin dolum aşamasında standart bir tedavi protokolü belirlenmemiştir. Bu bilgiler ışığında, bu çalışmanın amacı SEA yöntemi kullanarak farklı boyutta iç kök rezorpsiyonu görülen dişlerde, rezorpsiyon kavitesinin gütta-perka, MTA ve Biodentine gibi materyaller ile doldurulmasının fonksiyonel kuvvetler altında dişin hangi bölgesinde ve ne kadar stres oluşturacağını incelemeyi amaçlamaktadır.



3.GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Tinus Technologies iş birliğiyle gerçekleştirilmiştir.

Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve matematiksel anlamda uygun katı ağ yapısına dönüştürülmesi, üç boyutlu sonlu elemanlar analizi modellerinin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi; 2.40 GHz saat hızında INTEL Xeon E-2286 işlemcili, 64 GB ECC belleğe sahip HP iş istasyonlarında gerçekleştirilmiştir.

Tomografi verisinden .stl modelin elde edilmesi 3DSlicer (3D Slicer, Brigham) yazılımında yapılmıştır. Tersine mühendislik ve üç boyutlu CAD faaliyetleri ANSYS Spaceclaim (ANSYS, Inc., Canonsburg, PA) yazılımı, katı modellerin analiz ortamına uygun hale getirilmesi ve optimize ağ örgüsünün oluşturulması faaliyetleri ANSYS Workbench (ANSYS, Inc., Canonsburg, PA) yazılımı ile gerçekleştirilmiştir. Oluşturulan sonlu elemanlar modellerinin çözümü için LS-DYNA (ANSYS, Inc., Canonsburg, PA) çözücüsü kullanılmıştır.

3.1. Kortikal ve Trabeküler Kemiğin Modellenmesi

Çalışmada kullanılan maksiler kemik modelinin oluşturulması için; kök gelişimi tamamlanmış bir bireyin tomografisi çekilmiştir. Tomografi verisi 0.1 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edilmiştir. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen tomografi verileri DICOM (.dcm) formatında 3DSlicer yazılımına aktarılmıştır. DICOM formatındaki CT verisi 3DSlicer yazılımında uygun Hounsfield değerlerine göre ayrıştırılarak, segmentasyon işlemi ile üç boyutlu modele dönüştürülmüştür. Model .stl formatında dışa aktarılmıştır.

Üç boyutlu modeller ANSYS Spaceclaim yazılımına aktarılmıştır ve burada maksiller kemik modeline önce 1.2 mm offset verilerek 1.2 mm kalınlığında kortikal kemik modeli oluşturulmuştur (Şekil 1) (222). Kalınlığı ayarlanan üç boyutlu maksiller kortikal kemiğin iç yüzeyi referans alınarak trabeküler kemik modeli elde edilmiştir (Şekil 2).



Şekil 1. Maksiller kortikal kemik modeli



Şekil 2. Maksiller trabeküler kemik modeli

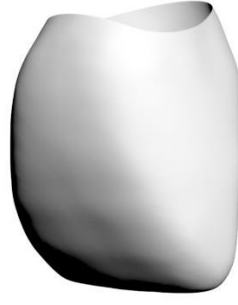
3.2. Mine, Dentin, Periodontal Ligament, Pulpa, Güta-Perka, MTA, Biodentine ve Kompozitin Modellenmesi ve Çalışma Modellerinin Oluşturulması

Kök gelişimi tamamlanmış çürüksüz ve restorasyonsuz bir adet maksiller kesici diş mikro bilgisayarlı tomografi cihazında taranmış ve elde edilen görüntüler bilgisayara üç boyutlu olarak aktarılmıştır. Kök gelişimi tamamlanmış maksiller kesici diş, pulpa ve diğer materyaller ANSYS Spaceclaim yazılımında modellenmiştir.

Maksiller kesici dişin modellenmesi sırasında Wheeler diş atlasında yer alan maksiller santral kesici dişe ait bilgiler referans alınarak 10,5 mm kron boyu ve 13 mm kök boyuna sahip olan sağlıklı bir maksiller kesici diş şeklinde model oluşturulmuştur (Şekil 3). Mine-sement seviyesine göre, dentin ve mine şeklinde ayrılmıştır (Şekil 4 ve Şekil 5). Dişin anatomisine uygun diş pulpası, 0,10 mm lamina dura ve 0,20 mm kalınlığında PDL modellenmiştir (Şekil 6 ve Şekil 7) (223). Sement tabakası ihmal edilip modellenmemiştir. Dişlere uygun olarak tomografiden elden edilen kortikal kemiğe 1,2 mm offset ile, trabeküler kemik elde edilmiştir (Şekil 8).



Şekil 3. Maksiller kesici dişin sonlu elemanlar modellenmesi



Şekil 4. Maksiller kesici dişin mine tabakasının modellenmesi



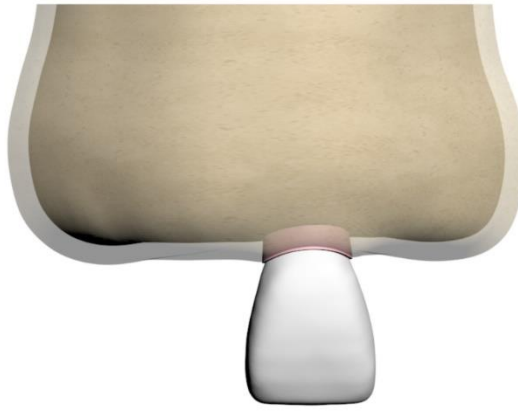
Şekil 5. Maksiller kesici dişin dentin tabakasının modellenmesi



Şekil 6. Maksiller kesici dişin pulpasının modellenmesi



Şekil 7. Maksiller kesici dişin periodontal ligamentinin modellenmesi



Şekil 8. Destek dokuları ile birlikte maksiller kesici diş modeli

3.3. Dental Modellerin Oluşturulması

Model 1 ile model 5 arasında; apikalde 0,3 mm çapında ve rezorpsiyon merkezinde (dentin kök merkezi) 1 mm çapında olacak şekilde kök kanalı modellenmiştir. Model 6 ile model 17 arasında; apikalde 0,4 mm çapında ve rezorpsiyon merkezinde (dentin kök merkezi) 1,3 mm çapında olacak şekilde kök kanalı modellenmiştir. Tedavi edilmiş modellerde, rezorpsiyon kavitesinin üst sınırından mine-sement sınırına kadar olan bölge kök kanalı için güta-perka olarak tanımlanırken, mine-sement sınırından itibaren giriş kavitesi ise üst restorasyon olarak kompozit materyali olarak tanımlanmıştır. Kompozit çapı, kronun palatinal yüzeyinin dokuzda biri ve çıkışı ters üçgen formunda olacak şekilde modellenmiştir. 1,5 mm, 2,5 mm, 3,5 mm ve 4,5 mm olmak üzere dört farklı çaptaki

rezorpsiyonlar, kök dentininin tam ortasını (apikalden 6,5 mm olacak şekilde) merkez alarak modellenmiştir. Rezorpsiyonların hepsi merkezi aynı nokta olacak şekilde ayarlanmıştır ve 4,5 mm çapındaki rezorpsiyon, dentin sınırına çok yakın olacak şekilde modellenmiştir. Çalışma modelleri Tablo 3’de gösterilmiştir.

Tablo 3. Çalışmada oluşturulan modeller ve özellikleri

MODELLER			
	Rezorpsiyon Çapı	Rezorpsiyon Kavite Dolgusu	Rezorpsiyon Kavitesi Dışındaki Apikal ve Koronal Kök Üçlüsü
Model 01	-	-	Pulpa
Model 02	1,5	Pulpa	Pulpa
Model 03	2,5	Pulpa	Pulpa
Model 04	3,5	Pulpa	Pulpa
Model 05	4,5	Pulpa	Pulpa
Model 06	1,5	Güta-perka	Güta-perka
Model 07	1,5	MTA	Güta-perka
Model 08	1,5	Biodentine	Güta-perka
Model 09	2,5	Güta-perka	Güta-perka
Model 10	2,5	MTA	Güta-perka
Model 11	2,5	Biodentine	Güta-perka
Model 12	3,5	Güta-perka	Güta-perka
Model 13	3,5	MTA	Güta-perka
Model 14	3,5	Biodentine	Güta-perka
Model 15	4,5	Güta-perka	Güta-perka
Model 16	4,5	MTA	Güta-perka
Model 17	4,5	Biodentine	Güta-perka

- **Model 1:** İç kök rezorpsiyonu olmayan sağlıklı maksiller santral diş modeli (Şekil 9).



Şekil 9. a. İç kök rezorpsiyonu olmayan sağlıklı maksiller santral dişin bukkal yüz görünümü **b.** İç kök rezorpsiyonu olmayan sağlıklı maksiller santral dişin proksimal yüz görünümü

-**Model 2:** İç kök rezorpsiyon çapı 1,5 mm olan tedavi edilmemiş maksiller santral diş modeli (Şekil 10).



Şekil 10. a. İç kök rezorpsiyon çapı 1,5 mm olan tedavi edilmemiş maksiller santral dişin bukkal yüz görünümü **b.** İç kök rezorpsiyon çapı 1,5 mm olan tedavi edilmemiş maksiller santral dişin proksimal yüz görünümü

-**Model 3:** İç kök rezorpsiyon çapı 2,5 mm olan tedavi edilmemiş maksiller santral diş modeli (Şekil 11).



Şekil 11. a. İç kök rezorpsiyon çapı 2,5 mm olan tedavi edilmemiş maksiller santral dişin bukkal yüz görünümü **b.** İç kök rezorpsiyon çapı 2,5 mm olan tedavi edilmemiş maksiller santral dişin proksimal yüz görünümü

-Model 4: İç kök rezorpsiyon çapı 3,5 mm olan tedavi edilmemiş maksiller santral diş modeli (Şekil 12).



Şekil 12. a. İç kök rezorpsiyon çapı 3,5 mm olan tedavi edilmemiş maksiller santral dişin bukkal yüz görünümü **b.** İç kök rezorpsiyon çapı 3,5 mm olan tedavi edilmemiş maksiller santral dişin proksimal yüz görünümü

-Model 5: İç kök rezorpsiyon çapı 4,5 mm olan tedavi edilmemiş maksiller santral diş modeli (Şekil 13).



Şekil 13. a. İç kök rezorpsiyon çapı 4,5 mm olan tedavi edilmemiş maksiller santral dişin bukkal yüz görünümü **b.** İç kök rezorpsiyon çapı 4,5 mm olan tedavi edilmemiş maksiller santral dişin proksimal yüz görünümü

-Model 6: İç kök rezorpsiyon çapı 1,5 mm olan ve rezorpsiyon kavitesi ve rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı güta-perka ile doldurulan maksiller santral diş modeli (Şekil 14).



Şekil 14. a. İç kök rezorpsiyon çapı 1,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi ve rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı güta-perka ile doldurulan maksiller santral dişin bukkal yüz görünümü **b.** İç kök rezorpsiyon çapı 1,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi ve rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı güta-perka ile doldurulan maksiller santral dişin proksimal yüz görünümü

-Model 7: İç kök rezorpsiyon çapı 1,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi MTA, rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı güta-perka ile doldurulan maksiller santral diş modeli (Şekil 15).



Şekil 15. a. İç kök rezorpsiyon çapı 1,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi MTA, rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı güta-perka ile doldurulan maksiller santral dişin bukkal yüz görünümü **b.** İç kök rezorpsiyon çapı 1,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi MTA, rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı güta-perka ile doldurulan maksiller santral dişin proksimal yüz görünümü

-Model 8: İç kök rezorpsiyon çapı 1,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi Biodentine, rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı güta-perka ile doldurulan maksiller santral diş modeli (Şekil 16).



Şekil 16. a. İç kök rezorpsiyon çapı 1,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi Biodentine, rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı güta-perka ile doldurulan maksiller santral dişin bukkal yüz görünümü **b.** İç kök rezorpsiyon çapı 1,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi Biodentine, rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı güta-perka ile doldurulan maksiller santral dişin proksimal yüz görünümü

-Model 9: İç kök rezorpsiyon çapı 2,5 mm olan ve rezorpsiyon kavitesi ve rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı güta-perka ile doldurulan maksiller santral diş modeli (Şekil 17).



Şekil 17. a. İç kök rezorpsiyon çapı 2,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi ve rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı gütta-perka ile doldurulan maksiller santral dişin bukkal yüz görünümü **b.** İç kök rezorpsiyon çapı 2,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi ve rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı gütta-perka ile doldurulan maksiller santral dişin proksimal yüz görünümü

-Model 10: İç kök rezorpsiyon çapı 2,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi MTA, rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı gütta-perka ile doldurulan maksiller santral diş modeli (Şekil 18).



Şekil 18. a. İç kök rezorpsiyon çapı 2,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi MTA, rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı gütta-perka ile doldurulan maksiller santral dişin bukkal yüz görünümü **b.** İç kök rezorpsiyon çapı 2,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi MTA, rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı gütta-perka ile doldurulan maksiller santral dişin proksimal yüz görünümü

-Model 11: İç kök rezorpsiyon çapı 2,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi Biodentine, rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı gütta-perka ile doldurulan maksiller santral diş modeli (Şekil 19).



Şekil 19. a. İç kök rezorpsiyon çapı 2,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi Biodentine, rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı güta-perka ile doldurulan maksiller santral dişin bukkal yüz görünümü **b.** İç kök rezorpsiyon çapı 2,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi Biodentine, rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı güta-perka ile doldurulan maksiller santral dişin proksimal yüz görünümü

-Model 12: İç kök rezorpsiyon çapı 3,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi ve rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı güta-perka ile doldurulan maksiller santral diş modeli (Şekil 20).



Şekil 20. a. İç kök rezorpsiyon çapı 3,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi ve rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı güta-perka ile doldurulan maksiller santral dişin bukkal yüz görünümü **b.** İç kök rezorpsiyon çapı 3,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi ve rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı güta-perka ile doldurulan maksiller santral dişin proksimal yüz görünümü

-Model 13: İç kök rezorpsiyon çapı 3,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi MTA, rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı güta-perka ile doldurulan maksiller santral diş modeli (Şekil 21).



Şekil 21. a. İç kök rezorpsiyon çapı 3,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi MTA, rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı gütaperka ile doldurulan maksiller santral dişin bukkal yüz görünümü **b.** İç kök rezorpsiyon çapı 3,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi MTA, rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı gütaperka ile doldurulan maksiller santral dişin proksimal yüz görünümü

-Model 14: İç kök rezorpsiyon çapı 3,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi Biodentine, rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı gütaperka ile doldurulan maksiller santral diş modeli (Şekil 22).



Şekil 22. a. İç kök rezorpsiyon çapı 3,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi Biodentine, rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı gütaperka ile doldurulan maksiller santral dişin bukkal yüz görünümü **b.** İç kök rezorpsiyon çapı 3,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi Biodentine, rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı gütaperka ile doldurulan maksiller santral dişin proksimal yüz görünümü

-Model 15: İç kök rezorpsiyon çapı 4,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi ve rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı gütaperka ile doldurulan maksiller santral diş modeli (Şekil 23).



Şekil 23. a. İç kök rezorpsiyon çapı 4,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi ve rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı gütaperka ile doldurulan maksiller santral dişin bukkal yüz görünümü **b.** İç kök rezorpsiyon çapı 4,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi ve rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı gütaperka ile doldurulan maksiller santral dişin proksimal yüz görünümü

-Model 16: İç kök rezorpsiyon çapı 4,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi MTA, rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı gütaperka ile doldurulan maksiller santral diş modeli (Şekil 24).



Şekil 24. a. İç kök rezorpsiyon çapı 4,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi MTA, rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı gütaperka ile doldurulan maksiller santral dişin bukkal yüz görünümü **b.** İç kök rezorpsiyon çapı 4,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi MTA, rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı gütaperka ile doldurulan maksiller santral dişin proksimal yüz görünümü

-Model 17: İç kök rezorpsiyon çapı 4,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi Biodentine, rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı gütaperka ile doldurulan maksiller santral diş modeli (Şekil 25).



Şekil 25. a. İç kök rezorpsiyon çapı 4,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi Biodentine, rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı gütta-perka ile doldurulan maksiller santral dişin bukkal yüz görünümü **b.** İç kök rezorpsiyon çapı 4,5 mm olan rezorpsiyon kavitesi Biodentine, rezorpsiyon kavitesi dışındaki apikal ve koronal kök üçlü kısmı gütta-perka ile doldurulan maksiller santral dişin proksimal yüz görünümü

3.4. Materyallerin Yapısal Özelliklerinin Tanıtılması

Analizlerde elastik modül ve poisson oranı verilen malzemelerin doğrusal (lineer) malzeme özellikleri kullanılmıştır. Analizi yapılan modelin malzeme özellikleri sayısal olarak tanımlanmıştır. Tedavi prosedürlerinde kullanılan materyaller ve özellikleri Tablo 4’de belirtilmiştir.

Tablo 4. Diş ve destek dokularının ve kullanılan restoratif materyallerin elastik modülleri ve poisson oranları

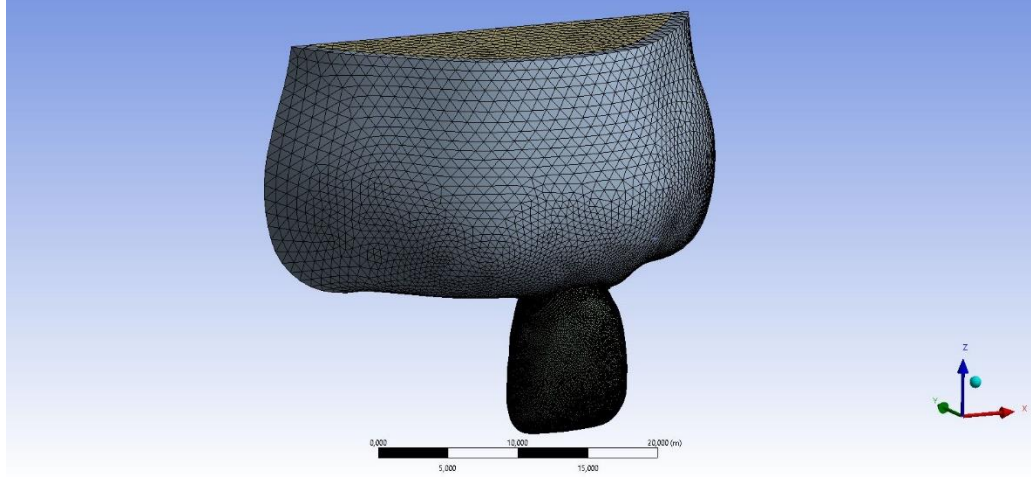
MALZEMELER

	Elastik Modülü [MPa]	Poisson Oranı	Referans
Kortikal kemik	13 700	0,30	(153)
Trabeküler kemik	1 370	0,30	(153)
PDL	0.0689	0,45	(153)
Mine	77 900	0,33	(152)
Dentin	16 600	0,31	(152)
Pulpa	3	0,30	(153)
MTA	11 760	0,45	(153)
Biodentine	22 000	0,314	(153)
Güta-Perka	140	0,3	(153)
Kompozit	16 400	0,28	(153)

3.5. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

Matematiksel modeller, geometrik modellerin mesh adı verilen basit ve küçük parçalara bölünmesiyle oluşmaktadır. ANSYS Spaceclaim yazılımında modelleme işlemi tamamlandıktan sonra modeller ANSYS Workbench yazılımıyla matematiksel olarak oluşturulup analize hazır hale getirilmiştir.

Analizlerin yapılabilmesi için, ANSYS Workbench yazılımında hazırlanan matematiksel modeller LS-DYNA çözücüsüne aktarılmıştır (Şekil 26).



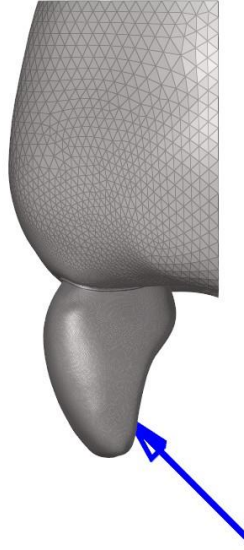
Şekil 26. Diş modelinin mesh'lenmiş hali

3.6. Yükleme Senaryoları ve Sınır Koşulları

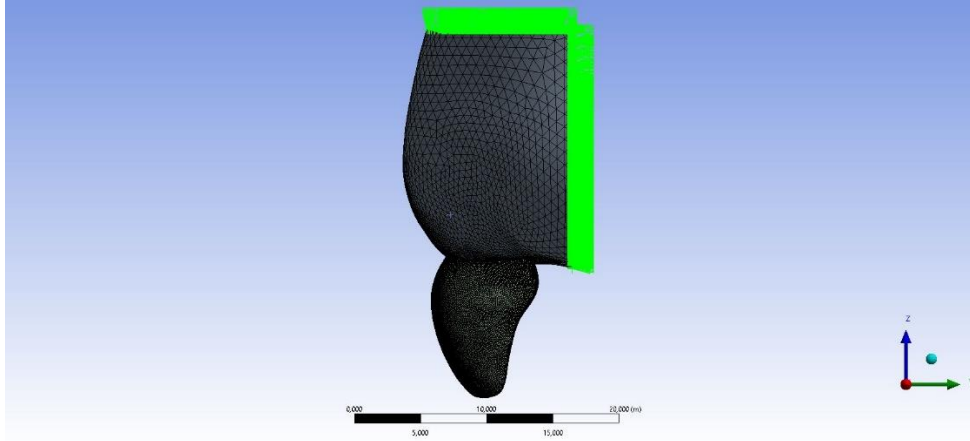
Her model için yükleme senaryosu oluşturulmuş olup bu senaryoya göre, çiğneme kuvvetini simüle etmek amacıyla, dişin palatinal yüzeyinde, insizal kenarın 2 mm altından palatinalden bukkale doğru ve dişin uzun aksı ile 135° yapacak şekilde, 100 N büyüklüğünde oblik bir kuvvet uygulanmıştır (Şekil 27) (224–226).

Modeller, kemiğin posterior ve superior bölgesinde bulunan düğüm noktalarından her üç eksenindeki hareketi engellenecek şekilde, tüm serbestlik dereceleri kısıtlanarak sabitlenmiştir (Şekil 28).

Belirtilen kuvvet ve sınır koşulları altında, 17 analiz modeli için toplam 17 statik lineer analiz gerçekleştirilmiştir.



Şekil 27. Modellere uygulanan simüle edilmiş çiğneme kuvveti



Şekil 28. Sınır Koşulları

3.7. Kuantitatif Model Bilgileri

Oluşturulan on yedi farklı analiz modeli için toplam eleman ve düğüm sayıları Tablo 5'te verilmiştir.

Tablo 5. Düzüm ve eleman sayıları

	Düzüm Sayısı	Eleman Sayısı
Model 01	324502	1535432
Model 02	348982	1660791
Model 03	382379	1833257
Model 04	364937	1736796
Model 05	363195	1723358
Model 06	363662	1724799
Model 07	363662	1724799
Model 08	363662	1724799
Model 09	384127	1829009
Model 10	384127	1829009
Model 11	384127	1829009
Model 12	415734	1988270
Model 13	415734	1988270
Model 14	415734	1988270
Model 15	402847	1916300
Model 16	402847	1916300
Model 17	402847	1916300

3.8. Sistemlerin Birleştirilmesi ve Bağlantı Durumu

Oluşturulan matematiksel modellerde analizlerin yapılabilmesi ve doğru sonuçların elde edilebilmesi için, modeli oluşturan parçaların birbirleriyle olan yüzey ilişkilerinin analiz programında tanımlanması gerekmektedir. Bu amaçla tüm temas bölgeleri arasında BONDED tipi kontak tanımları gerçekleştirilmiştir. Bu yaklaşım parçaların hareketi esnasında tam korelasyon ile hareket ettiği varsayımına dayanmaktadır.

4.BULGULAR

Bu tez çalışmasında maksiller santral diş modeli üzerinde oluşturulan farklı boyutlardaki iç kök rezorpsiyon kaviteleri farklı materyaller ile tedavi edilerek kök kanal tedavisi tamamlandı. Simüle edilen farklı diş modellerine uygulanan kuvvet sonucunda, diş, destek dokular ve rezorpsiyon dolum materyalleri üzerinde oluşan en yüksek stres ve deformasyon bölgeleri SEA ile değerlendirildi. Ayrıca sağlıklı maksiller santral diş ve tedavi edilmemiş farklı çapta iç kök rezorpsiyonlarına sahip maksiller santral diş modellerine uygulanan kuvvetler sonucu elde edilen değerler de tedavi edilmiş modellerden elde edilen sonuçlarla karşılaştırıldı.

Çalışmamızda dentinde oluşan von Mises, maksimum ve minimum asal gerilmeler, kortikal ve trabeküler kemik üzerinde oluşan maksimum ve minimum asal gerilmeler, periodontal ligament ve dolum materyalleri üzerinde oluşan von Mises gerilmeler ve rezorpsiyon kavitesi çevresinde meydana gelen maksimum yer değiştirme büyüklükleri değerlendirildi. Ayrıca renk skalası kullanılarak modeller üzerinde analiz sonuçları görselleştirildi. Stres dağılımı ve stres değerleri, von Mises stres kriterlerine göre değerlendirmeye alındı. Şekillerde görülen kırmızıdan maviye doğru olan renkler, azalan stres ve deformasyon değerlerini göstermektedir. Asal gerilmelerin ifade edildiği görsel skalada kırmızı alanlar çekme gerilmesini, mavi olan bölgeler ise basma gerilmesini temsil etmektedir. Maksimum asal gerilmeler pozitif, minimum asal gerilmeler negatif değerlerdir. Hangi gerilme tipi mutlak değer olarak daha büyük ise model üzerinde o gerilme tipi daha baskındır. Elde edilen matematiksel değerler MPa cinsinden verilmiştir.

4.1. Dentindeki Gerilmeler

Dentinde oluşan von Mises, maksimum ve minimum asal gerilme değerleri Tablo 6'da gösterilmiştir.

Tablo 6. Dentinde oluşan von Mises, maksimum ve minimum asal gerilme değerleri

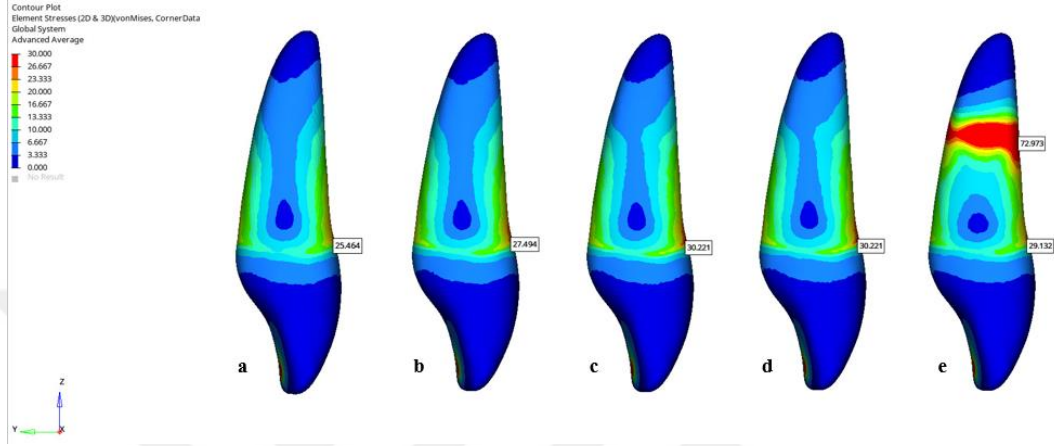
Modeller	Bukkal Servikal Bölgedeki Von Mises Gerilmeler (MPa)	Rezorpsiyon Kavitesi Çevresindeki Von Mises Gerilmeler (MPa)	Maksimum Asal Gerilmeler (MPa)	Minimum Asal Gerilmeler (MPa)
Model 1	25.464	12.130	29.457	-34.205
Model 2	27.494	12.320	30.520	-36.280
Model 3	30.221	12.846	34.735	-40.071
Model 4	30.236	20.058	32.737	-40.101
Model 5	29.132	72.975	32.493	-66.287
Model 6	26.541	12.506	29.620	-34.931
Model 7	25.910	12.516	29.620	-34.931
Model 8	25.609	12.522	29.620	-34.931
Model 9	26.749	12.844	32.941	-35.059
Model 10	26.372	12.643	32.921	-35.047
Model 11	25.849	12.498	32.911	-35.041
Model 12	33.727	20.050	32.532	-40.047
Model 13	33.760	13.423	32.436	-39.939
Model 14	33.774	11.955	32.398	-39.903
Model 15	30.397	69.396	31.692	-63.035
Model 16	30.609	16.553	31.209	-37.747
Model 17	30.652	10.070	31.098	-37.633

4.1.1. Dentindeki Von Mises Gerilmeler

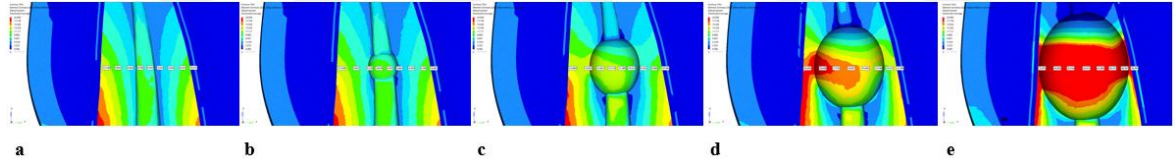
Dentindeki von Mises gerilmeleri değerlendirildiğinde en düşük stres değeri sağlıklı santral diş modelinde (Model 1) görüldü. En yüksek stres değeri ise 4,5 mm çapında iç kök rezorpsiyon kavitesine sahip olan ve tedavi edilmemiş diş modelinde (Model 5) meydana geldi. Dişe uygulanan kuvvetin yönüne bağlı olarak dentindeki en yüksek von Mises stres değerlerinin genel olarak dişin bukkal servikal bölgesinde yoğunlaştığı görülürken, 4,5 mm çapında rezorpsiyon kavitesine sahip olup tedavi edilmemiş santral diş modeli (Model 5) ve 4,5 mm çapında rezorpsiyon kavitesi olup güta-perka ile restore edilmiş santral diş modelinde (Model 15) ise dentindeki en yüksek stres değerlerinin rezorpsiyon kavitesi çevresindeki dentin bölgelerinde meydana geldiği görüldü (Şekil 29, Şekil 30 ve Şekil 31).

Sağlıklı diş modeli ve tedavi edilmemiş modeller olan kontrol gruplarında rezorpsiyon çapı arttıkça dişin bukkal servikal bölgesindeki von Mises gerilim değeri

genellikle artarken 4,5 mm çapında iç kök rezorpsiyonu olan diş modeline gelindiğinde von Mises gerilimi bukkal servikal bölgede azalırken, rezorpsiyon alanının çevresindeki dentin bölgesinde artış göstermiştir. Aynı şekilde rezorpsiyon kavitesi çevresindeki stres değerleri de iç kök rezorpsiyon çapı arttıkça artış göstermiştir (Şekil 29 ve Şekil 30).



Şekil 29. Dentinde meydana gelen von Mises stres dağılımları **a:** Model 1, **b:** Model 2, **c:** Model 3, **d:** Model 4, **e:** Model 5

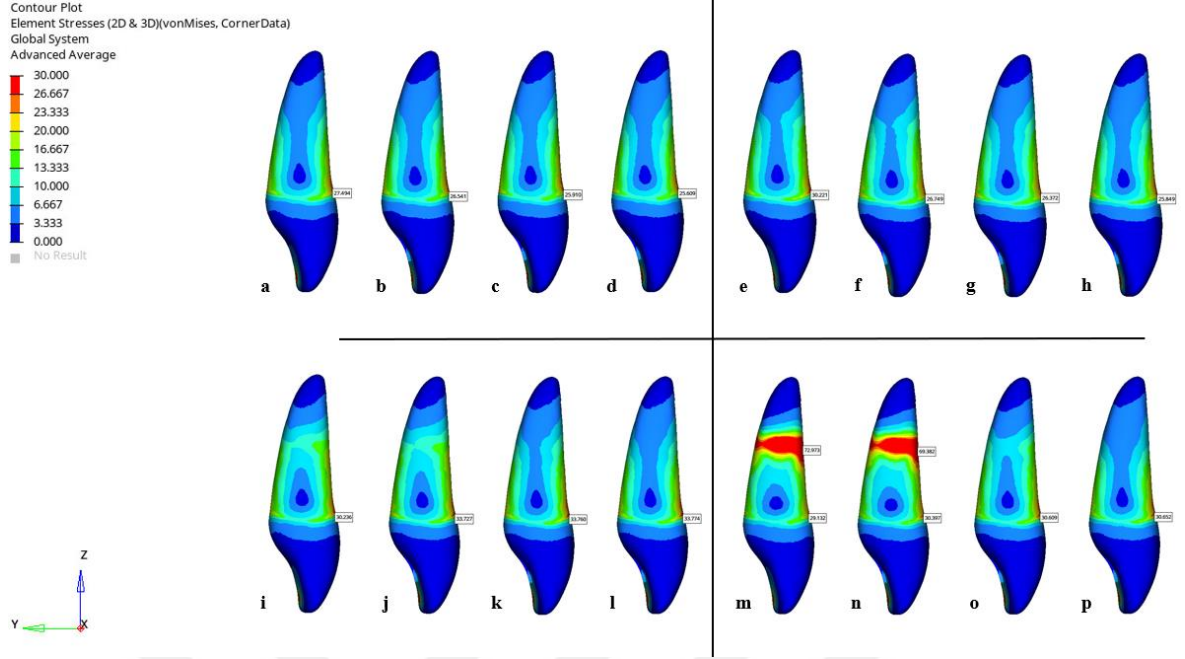


Şekil 30. Rezorpsiyon kavitesi çevresindeki dentin bölgesinde meydana gelen von Mises stres dağılımları **a:** Model 1, **b:** Model 2, **c:** Model 3, **d:** Model 4, **e:** Model 5

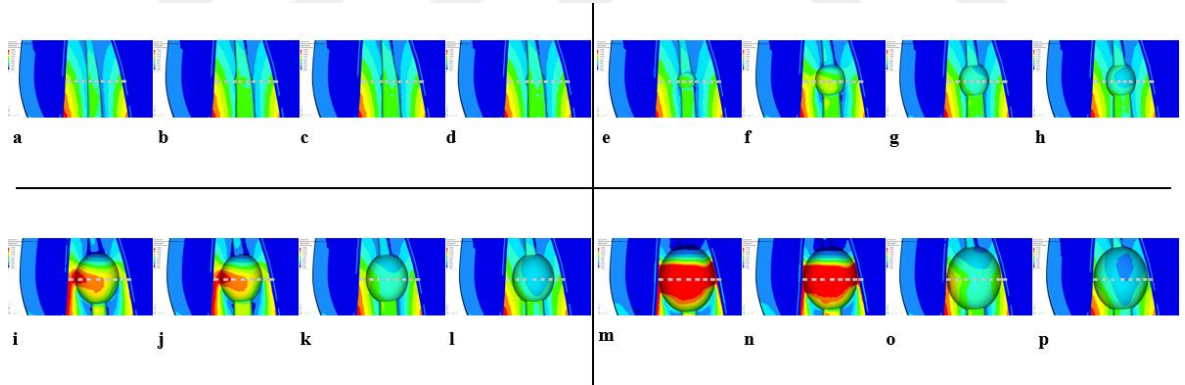
Tedavi edilmiş iç kök rezorpsiyonlu santral diş modellerinde dentinde meydana gelen stres değerleri sıralaması çoktan aza doğru Model 15, Model 14, Model 13, Model 12, Model 17, Model 16, Model 9, Model 6, Model 10, Model 7, Model 11, Model 8 şeklindedir. İç kök rezorpsiyon çapları aynı olan modellerin bukkal servikal bölgesinde dentin von Mises gerilim değerleri kendi aralarında kıyaslandığında; 1,5 mm ve 2,5 mm çapında iç kök rezorpsiyonuna sahip diş modellerinde en yüksek stres değerleri tedavi edilmemiş diş modellerinde görülürken bunu gütaperka ile tedavi edilen modeller izlemiştir. En düşük gerilim değeri ise Biodentine ile tedavi edilen modellerde görülmüştür. 3,5 mm ve 4,5 mm çapında iç kök rezorpsiyonuna sahip diş modellerinde bukkal servikal bölgedeki en düşük gerilim değerleri tedavi edilmemiş modellerde görülmüştür. En fazla gerilim değeri

Biodentine ile tedavi edilen modellerde görülürken bunu MTA ile tedavi edilen modeller izlemiştir. Rezorpsiyon kavitesi çevresindeki dentin von Mises değerleri kıyaslandığında; 1,5 mm çapında iç kök rezorpsiyonuna sahip diş modellerinde en düşük stres değeri tedavi edilmemiş diş modelinde görülürken, bunu sırasıyla güta perka, MTA ve Biodentine ile tedavi edilen modeller izlemiştir. 2,5 mm, 3,5 mm ve 4,5 mm çapındaki iç kök rezorpsiyonuna sahip diş modellerine gelindiğinde ise rezorpsiyon kavitesi çevresindeki en yüksek stres değerleri tedavi edilmemiş diş modellerinde görülmüştür. En düşük gerilim değeri Biodentine ile tedavi edilen modellerde görülürken bunu MTA ile tedavi edilen modeller izlemiştir (Şekil 31 ve Şekil 32).

İç kök rezorpsiyon kaviteleri aynı materyallerle tedavi edilen diş modelleri kendi aralarında kıyaslandığında tüm materyallerde iç kök rezorpsiyon çapı 1,5 mm'den 2,5 mm ve 3,5 mm'ye doğru arttıkça bukkal servikal bölgede biriken von Mises gerilim değerlerinde artış görülürken 4,5 mm çapında iç kök rezorpsiyona geçildiğinde bu bölgede biriken von Mises gerilim değerleri azalmıştır. Rezorpsiyon kavitesi çevresinde biriken von Mises gerilim değerleri kıyaslandığında ise; güta perka ve MTA ile tedavi edilen modellerde rezorpsiyon boyutu arttıkça bu bölgedeki von Mises gerilim değerleri artarken, Biodentine ile tedavi edilen modellerde boyut arttıkça dentindeki von Mises gerilimi azalmıştır. Ayrıca, 4,5 mm çapında iç kök rezorpsiyon kavitesi güta-perka ile tedavi edilen diş modelinde (Model 15) bukkal servikal bölgedeki stres değeri azalırken rezorpsiyon kavitesi çevresindeki dentin bölgesinde stres değeri artış göstermiştir (Şekil 31 ve Şekil 32).



Şekil 31. İç kök rezorpsiyonu tedavi edilmemiş kontrol grubu ve tedavi edilmiş dişlerin dentininde meydana gelen von Mises stres dağılımları **a:** Model 2, **b:** Model 6, **c:** Model 7, **d:** Model 8, **e:** Model 3, **f:** Model 9, **g:** Model 10, **h:** Model 11, **i:** Model 4, **j:** Model 12, **k:** Model 13, **l:** Model 14, **m:** Model 5, **n:** Model 15, **o:** Model 16, **p:** Model 17



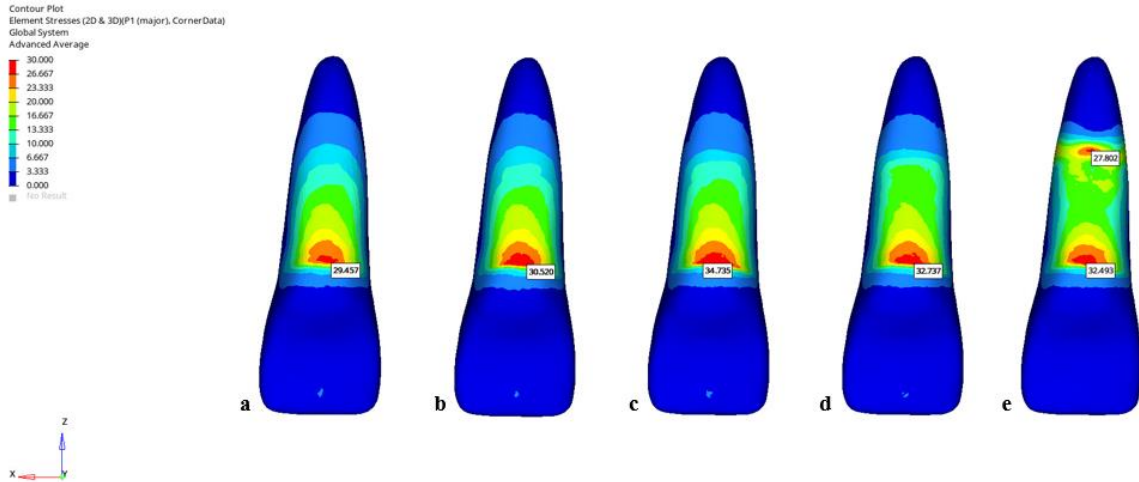
Şekil 32. İç kök rezorpsiyonu tedavi edilmemiş kontrol grubu ve tedavi edilmiş dişlerin rezorpsiyon kavitesi çevresindeki dentin bölgesinde meydana gelen von Mises stres dağılımları **a:** Model 2, **b:** Model 6, **c:** Model 7, **d:** Model 8, **e:** Model 3, **f:** Model 9, **g:** Model 10, **h:** Model 11, **i:** Model 4, **j:** Model 12, **k:** Model 13, **l:** Model 14, **m:** Model 5, **n:** Model 15, **o:** Model 16, **p:** Model 17

4.1.2. Dentindeki Maksimum Asal Gerilmeler

Dentindeki maksimum asal gerilmeler değerlendirildiğinde en düşük stres değeri sağlıklı santral diş modelinde (Model 1) görüldü. En yüksek stres değeri ise 2,5 mm çapında

iç kök rezorpsiyona sahip tedavi edilmemiş diş modelinde (Model 3) meydana geldi. Çekme gerilmeleri genellikle kron ve kök dentininin birleşiminin servikopalatinal bölgesinde yoğunlaşmıştır. 4,5 mm çapında rezorpsiyon kavitesine sahip tedavi edilmemiş santral diş modeli (Model 5) ve 4,5 mm çapında rezorpsiyon kavitesi gütaperka ile tedavi edilmiş santral diş modellerinde (Model 15) ise dişin servikopalatinal bölgesine ek olarak rezorpsiyon kavitesi çevresi dentin bölgesinde yüksek stres değerleri görüldü (Şekil 33 ve Şekil 34).

Sağlıklı diş modeli ve tedavi edilmemiş modeller olan kontrol gruplarında iç kök rezorpsiyon çapı 1,5 mm'den 2,5 mm'ye arttıkça dentindeki maksimum asal gerilme değeri artış göstermiştir. İç kök rezorpsiyon çapı 2,5 mm'den 3,5 ve 4,5 mm'ye arttıkça ise dentindeki maksimum asal gerilme değerinde azalma görülmüştür (Şekil 33).

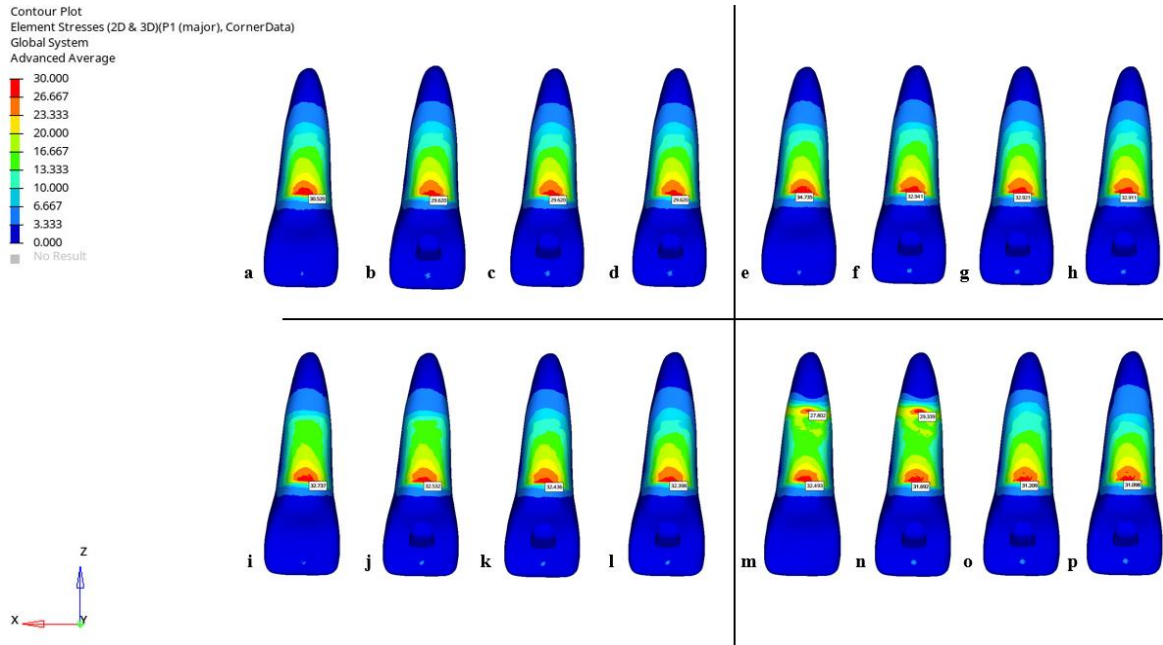


Şekil 33. Dentinde meydana gelen maksimum asal gerilmeler **a:** Model 1, **b:** Model 2, **c:** Model 3, **d:** Model 4, **e:** Model 5

Tedavi edilmiş iç kök rezorpsiyonlu santral diş modellerinde dentinde meydana gelen maksimum asal gerilme değerleri sıralaması çoktan aza doğru Model 9, Model 10, Model 11, Model 12, Model 13, Model 14, Model 15, Model 16, Model 17, Model 6 = Model 7 = Model 8 şeklindedir. İç kök rezorpsiyon çapları aynı olan modellerin dentindeki maksimum asal gerilme değerleri kendi aralarında kıyaslandığında iç kök rezorpsiyon çapı 1,5 mm olan modellerde en yüksek stres değeri tedavi edilmemiş diş modelinde görülürken, tedavi edilmiş modellerde bu değerden daha düşük olmak üzere birbirleri ile eşit değerler görülmüştür. İç kök rezorpsiyon çapı 2,5 mm, 3,5 mm ve 4,5 mm olan modellerde ise en yüksek gerilme değerleri tedavi edilmemiş diş modellerinde görülürken bunu gütaperka ile

tedavi edilen modeller izlemiştir. En düşük gerilme değerleri Biodentine ile tedavi edilen modellerde görülmüştür (Şekil 34).

İç kök rezorpsiyon bölgeleri aynı materyal ile tedavi edilen modeller kendi aralarında kıyaslandığında iç kök rezorpsiyon çapı 1,5 mm'den 2,5 mm'ye arttıkça dentindeki maksimum asal gerilme değeri artış göstermiştir. İç kök rezorpsiyon çapı 2,5 mm'den 3,5 ve 4,5 mm'ye arttıkça ise dentindeki maksimum asal gerilme değerinde azalma görülmüştür (Şekil 34).



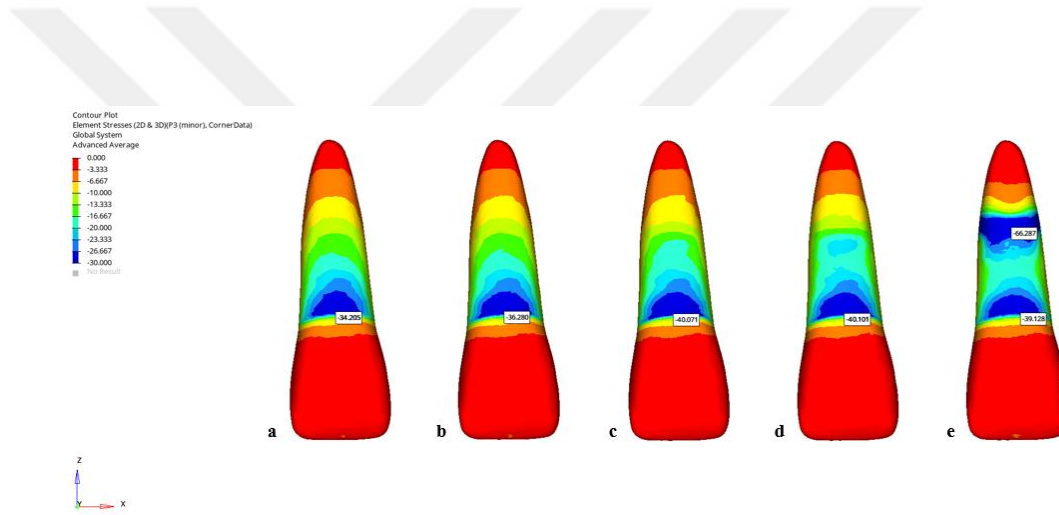
Şekil 34. İç kök rezorpsiyonu tedavi edilmemiş kontrol grubu ve tedavi edilmiş dişlerin dentininde meydana gelen maksimum asal gerilmeler **a:** Model 2, **b:** Model 6, **c:** Model 7, **d:** Model 8, **e:** Model 3, **f:** Model 9, **g:** Model 10, **h:** Model 11, **i:** Model 4, **j:** Model 12, **k:** Model 13, **l:** Model 14, **m:** Model 5, **n:** Model 15, **o:** Model 16, **p:** Model 17

4.1.3. Dentindeki Minimum Asal Gerilmeler

Dentindeki minimum asal gerilmeler değerlendirildiğinde en düşük basma stresi değeri sağlıklı santral diş modelinde (Model 1) görüldü. En yüksek basma stresi değeri ise 4,5 mm çapında iç kök rezorpsiyonuna sahip tedavi edilmemiş diş modelinde (Model 5) meydana geldi. Basma gerilmeleri genellikle dişin bukkal servikal bölgesindeki kök

dentinde yoğunlaşmıştır. 4,5 mm çapında rezorpsiyon kavitesine sahip tedavi edilmemiş santral diş modeli (Model 5) ve 4,5 mm çapında rezorpsiyon kavitesi gütaperka ile tedavi edilmiş santral diş modellerinde (Model 15) ise rezorpsiyon kavitesi çevresi dentin bölgesinde daha yüksek stres değerleri görüldü (Şekil 35 ve Şekil 36).

Sağlıklı diş modeli ve tedavi edilmemiş modeller olan kontrol gruplarında rezorpsiyon çapı arttıkça dişin bukkal servikal bölgesindeki minimum asal gerilim değerleri genellikle artarken 4,5 mm iç kök rezorpsiyon çapına sahip diş modeline gelindiğinde minimum asal gerilim değeri bukkal servikal bölgede azalırken rezorpsiyon kavitesi çevresindeki dentin bölgesinde artış göstermiştir (Şekil 35).

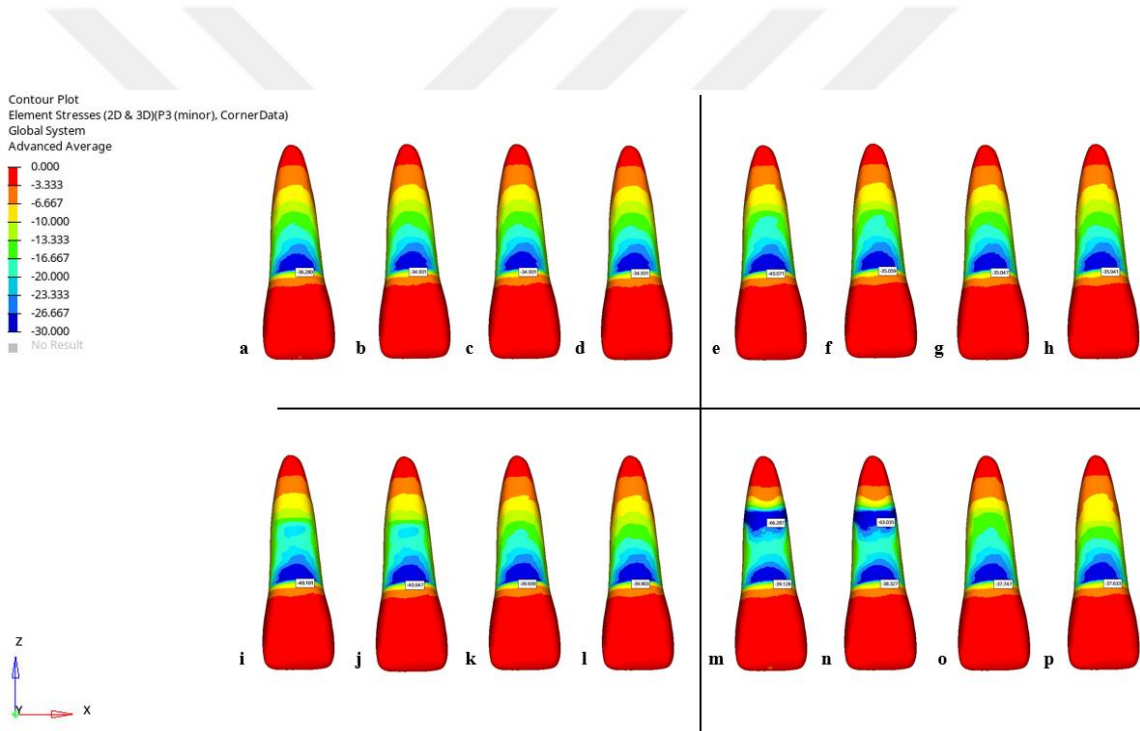


Şekil 35. Dentinde meydana gelen minimum asal gerilmeler **a:** Model 1, **b:** Model 2, **c:** Model 3, **d:** Model 4, **e:** Model 5

Tedavi edilmiş iç kök rezorpsiyonlu santral diş modellerinde dentinde meydana gelen minimum asal gerilme değerleri sıralaması çoktan aza doğru Model 15, Model 12, Model 13, Model 14, Model 16, Model 17, Model 9, Model 10, Model 11, Model 6 = Model 7 = Model 8 şeklindedir. İç kök rezorpsiyon çapları aynı olan modellerin dentindeki minimum asal gerilme değerleri kendi aralarında kıyaslandığında iç kök rezorpsiyon çapı 1,5 mm olan modellerde en yüksek stres değeri tedavi edilmemiş diş modelinde görülürken, tedavi edilmiş modellerde bu değerden daha düşük olmak üzere birbirleri ile eşit değerler görülmüştür. İç kök rezorpsiyon çapı 2,5 mm, 3,5 mm ve 4,5 mm olan modellerde ise en yüksek basma gerilim değerleri tedavi edilmemiş modellerde görülürken, bunu gütaperka

ile tedavi edilen modeller izlemiştir. En düşük basma gerilme değerleri Biodentine ile tedavi edilen modellerde görülmüştür (Şekil 36).

İç kök rezorpsiyon bölgeleri aynı materyal ile tedavi edilen diş modelleri kendi aralarında kıyaslandığında iç kök rezorpsiyon çapı 1,5 mm'den 2,5 mm ve 3,5 mm'ye doğru arttıkça bukkal servikal bölgedeki minimum asal gerilme değerleri artış göstermiştir. İç kök rezorpsiyon çapı 3,5 mm'den 4,5 mm'ye arttıkça ise bukkal servikal bölgedeki minimum asal gerilme değerinde azalma görülmüştür. 4,5 mm çapında iç kök rezorpsiyonu güta perka ile tedavi edilmiş diş modelinde bukkal servikal bölgedeki minimum asal gerilme değerinde azalma görülürken rezorpsiyon kavitesi çevresindeki dentin bölgesinde artış görülmüştür (Şekil 36).



Şekil 36. İç kök rezorpsiyonu tedavi edilmemiş kontrol grubu ve tedavi edilmiş dişlerin dentininde meydana gelen minimum asal gerilmeler **a:** Model 2, **b:** Model 6, **c:** Model 7, **d:** Model 8, **e:** Model 3, **f:** Model 9, **g:** Model 10, **h:** Model 11, **i:** Model 4, **j:** Model 12, **k:** Model 13, **l:** Model 14, **m:** Model 5, **n:** Model 15, **o:** Model 16, **p:** Model 17

4.2. Kortikal Kemik Üzerindeki Maksimum ve Minimum Asal Gerilmeler

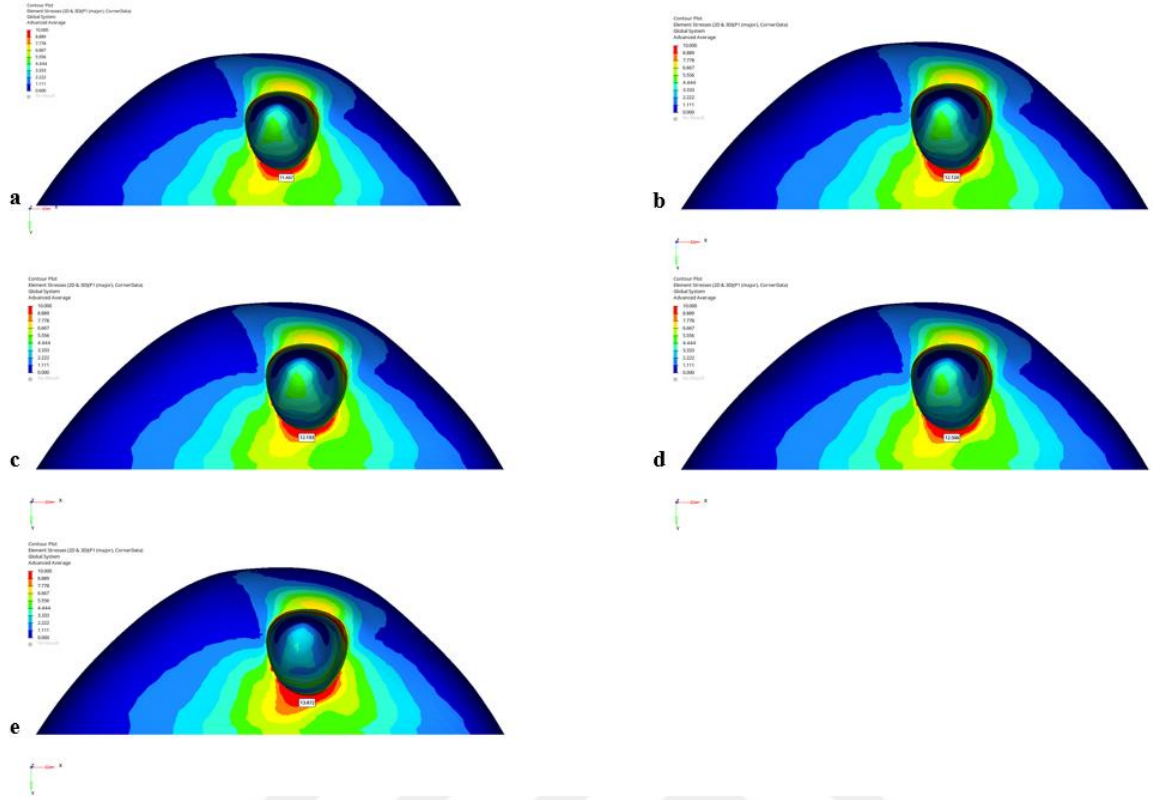
Kortikal kemik üzerindeki maksimum ve minimum asal gerilme değerleri Tablo 7'de gösterilmiştir.

Tablo 7. Kortikal kemik üzerinde meydana gelen maksimum ve minimum asal gerilme değerleri

	Kortikal Üzerindeki Asal Gerilmeler	Kemik Maksimum	Kortikal Üzerindeki Minimum Asal Gerilmeler	Kemik
Model 1	11.467		-9.792	
Model 2	12.124		-11.943	
Model 3	12.193		-12.337	
Model 4	12.506		-12.877	
Model 5	13.872		-13.351	
Model 6	12.091		-10.745	
Model 7	12.090		-10.743	
Model 8	12.089		-10.708	
Model 9	12.161		-10.855	
Model 10	12.106		-10.766	
Model 11	12.080		-9.981	
Model 12	12.458		-11.301	
Model 13	12.156		-10.826	
Model 14	12.047		-9.918	
Model 15	13.751		-13.270	
Model 16	13.326		-12.322	
Model 17	11.975		-9.824	

4.2.1. Kortikal Kemik Üzerindeki Maksimum Asal Gerilme Değerleri

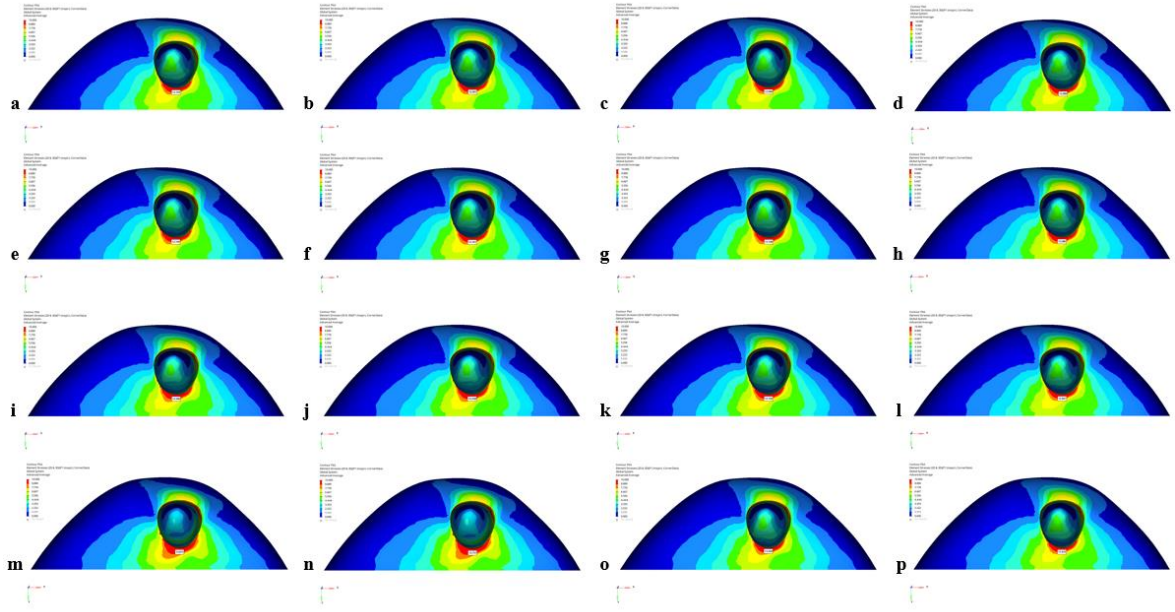
Kortikal kemik üzerindeki maksimum asal gerilmeler değerlendirildiğinde en düşük stres değeri sağlıklı santral diş modelinde (Model 1) görüldü. En yüksek basma stresi değeri ise 4,5 mm çapında iç kök rezorpsiyonuna sahip tedavi edilmemiş diş modelinde (Model 5) meydana geldi. Kortikal kemik üzerindeki maksimum asal gerilim değerleri kökün palatinal bölgesindeki kortikal kemiğin üzerinde yoğunlaşmıştır (Şekil 37 ve Şekil 38). Sağlıklı diş modeli ve tedavi edilmemiş modeller olan kontrol gruplarında rezorpsiyon çapı arttıkça dişin palatinal bölgesindeki kortikal kemikte maksimum asal gerilim değerleri artış göstermiştir (Şekil 37).



Şekil 37. Kortikal kemik üzerinde meydana gelen maksimum asal gerilmeler **a:** Model 1, **b:** Model 2, **c:** Model 3, **d:** Model 4, **e:** Model 5

Tedavi edilmiş iç kök rezorpsiyonlu santral diş modellerinde kortikal kemik üzerinde meydana gelen maksimum asal gerilme değerleri sıralaması çoktan aza doğru Model 15, Model 16, Model 12, Model 9, Model 13, Model 10, Model 6, Model 7, Model 8, Model 11, Model 14, Model 17 şeklindedir. İç kök rezorpsiyon çapları aynı olan modellerin kortikal kemik üzerindeki maksimum asal gerilme değerleri kendi aralarında kıyaslandığında tüm modellerde en yüksek gerilme değerleri tedavi edilmemiş diş modellerinde görülürken bunu güta-perka ile tedavi edilen modeller izlemiştir. En düşük gerilme değerleri Biodentine ile tedavi edilen modellerde görülmüştür (Şekil 38).

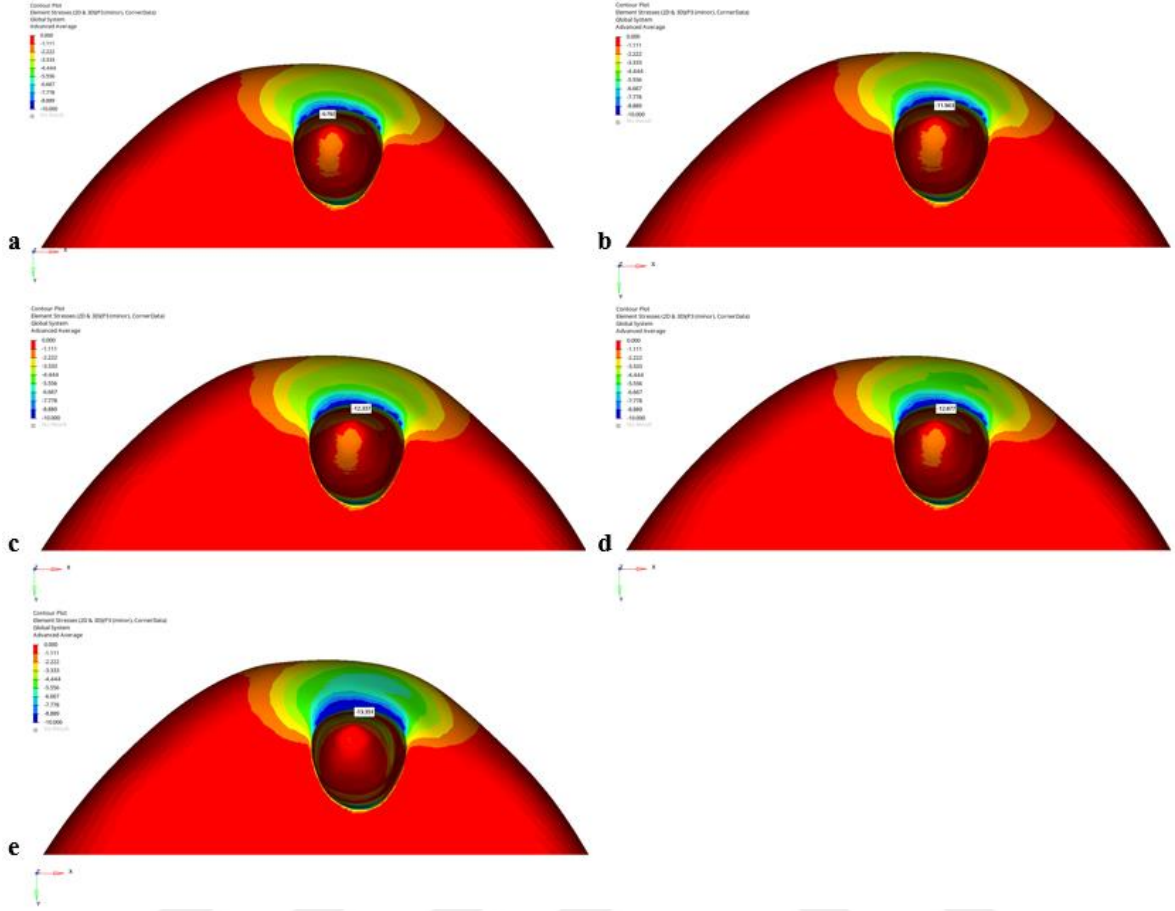
İç kök rezorpsiyon bölgeleri aynı materyal ile tedavi edilen diş modelleri kendi aralarında kıyaslandığında güta-perka ve MTA ile tedavi edilen diş modellerinde iç kök rezorpsiyon çapı arttıkça kortikal kemik üzerindeki maksimum asal gerilme değerleri artış göstermiştir. Biodentine ile tedavi edilen diş modellerinde ise iç kök rezorpsiyon çapı arttıkça kortikal kemik üzerindeki maksimum asal gerilme değerlerinde azalma görülmüştür (Şekil 38).



Şekil 38. İç kök rezorpsiyonu tedavi edilmemiş kontrol grubu ve tedavi edilmiş dişlerin kortikal kemik üzerinde meydana gelen maksimum asal gerilme değerleri **a:** Model 2, **b:** Model 6, **c:** Model 7, **d:** Model 8, **e:** Model 3, **f:** Model 9, **g:** Model 10, **h:** Model 11, **i:** Model 4, **j:** Model 12, **k:** Model 13, **l:** Model 14, **m:** Model 5, **n:** Model 15, **o:** Model 16, **p:** Model 17

4.2.2. Kortikal Kemik Üzerindeki Minimum Asal Gerilme Değerleri

Kortikal kemik üzerindeki minimum asal gerilmeler değerlendirildiğinde en düşük basma stresi değeri sağlıklı santral diş modelinde (Model 1) görüldü. En yüksek basma stresi değeri ise 4,5 mm çapında iç kök rezorpsiyonuna sahip tedavi edilmemiş diş modelinde (Model 5) görüldü. Basma gerilimleri genellikle kökün bukkalindeki kortikal kemik bölgesinde yoğunlaşmıştır (Şekil 39 ve Şekil 40). Sağlıklı diş modeli ve tedavi edilmemiş modeller olan kontrol gruplarında rezorpsiyon çapı arttıkça dişin bukkal bölgesindeki kortikal kemik üzerinde minimum asal gerilim değerleri artış göstermiştir (Şekil 39).

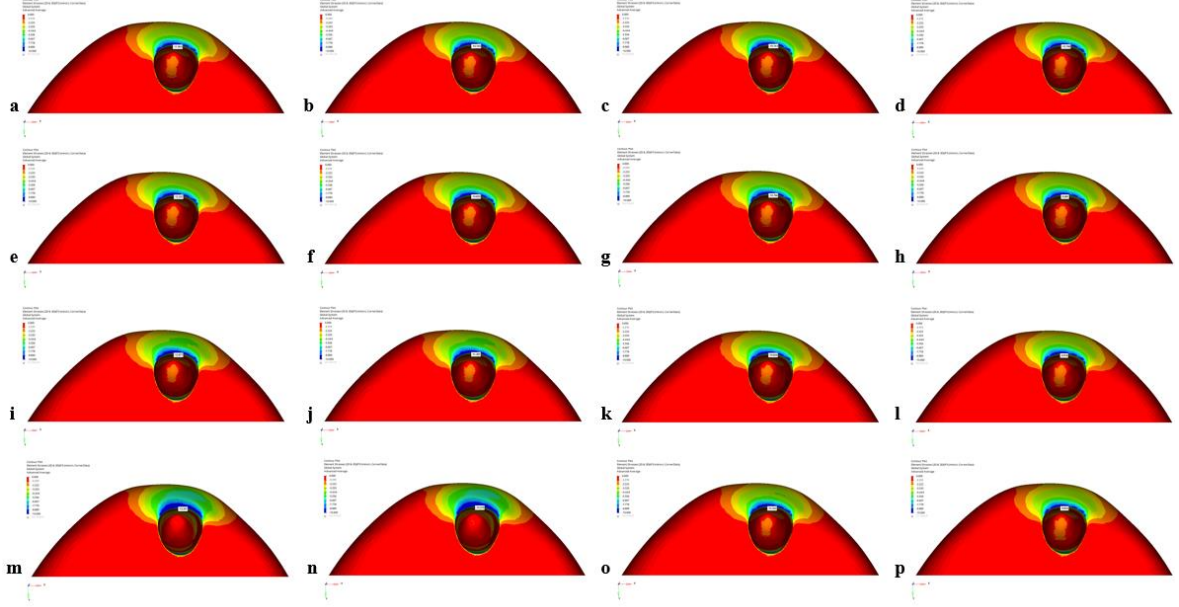


Şekil 39. Kortikal kemik üzerinde meydana gelen minimum asal gerilmeler
a: Model 1, **b:** Model 2, **c:** Model 3, **d:** Model 4, **e:** Model 5

Tedavi edilmiş iç kök rezorpsiyonlu santral diş modellerinde kortikal kemikte meydana gelen minimum asal gerilme değerleri sıralaması çoktan aza doğru Model 15, Model 16, Model 12, Model 9, Model 13, Model 10, Model 6, Model 7, Model 8, Model 11, Model 14, Model 17 şeklindedir. İç kök rezorpsiyon çapları aynı olan modellerin kortikal kemik üzerindeki minimum asal gerilme değerleri kendi aralarında kıyaslandığında tüm modellerde en yüksek gerilme değerleri tedavi edilmemiş diş modellerinde görülürken bunu gütaperka ile tedavi edilen modeller izlemiştir. En düşük gerilme değerleri Biodentine ile tedavi edilen modellerde görülmüştür (Şekil 40).

İç kök rezorpsiyon bölgeleri aynı materyal ile tedavi edilen diş modelleri kendi aralarında kıyaslandığında gütaperka ve MTA ile tedavi edilen diş modellerinde iç kök rezorpsiyon çapı arttıkça kortikal kemik üzerindeki minimum asal gerilme değerleri artış göstermiştir. Biodentine ile tedavi edilen diş modellerinde ise iç kök rezorpsiyon çapı

arttıkça kortikal kemik üzerindeki minimum asal gerilme değerlerinde azalma görülmüştür (Şekil 40).



Şekil 40. İç kök rezorpsiyonu tedavi edilmemiş kontrol grubu ve tedavi edilmiş dişlerin kortikal kemik üzerinde meydana gelen minimum asal gerilme değerleri **a:** Model 2, **b:** Model 6, **c:** Model 7, **d:** Model 8, **e:** Model 3, **f:** Model 9, **g:** Model 10, **h:** Model 11, **i:** Model 4, **j:** Model 12, **k:** Model 13, **l:** Model 14, **m:** Model 5, **n:** Model 15, **o:** Model 16, **p:** Model 17

4.3. Trabeküler Kemik Üzerindeki Maksimum ve Minimum Asal Gerilmeler

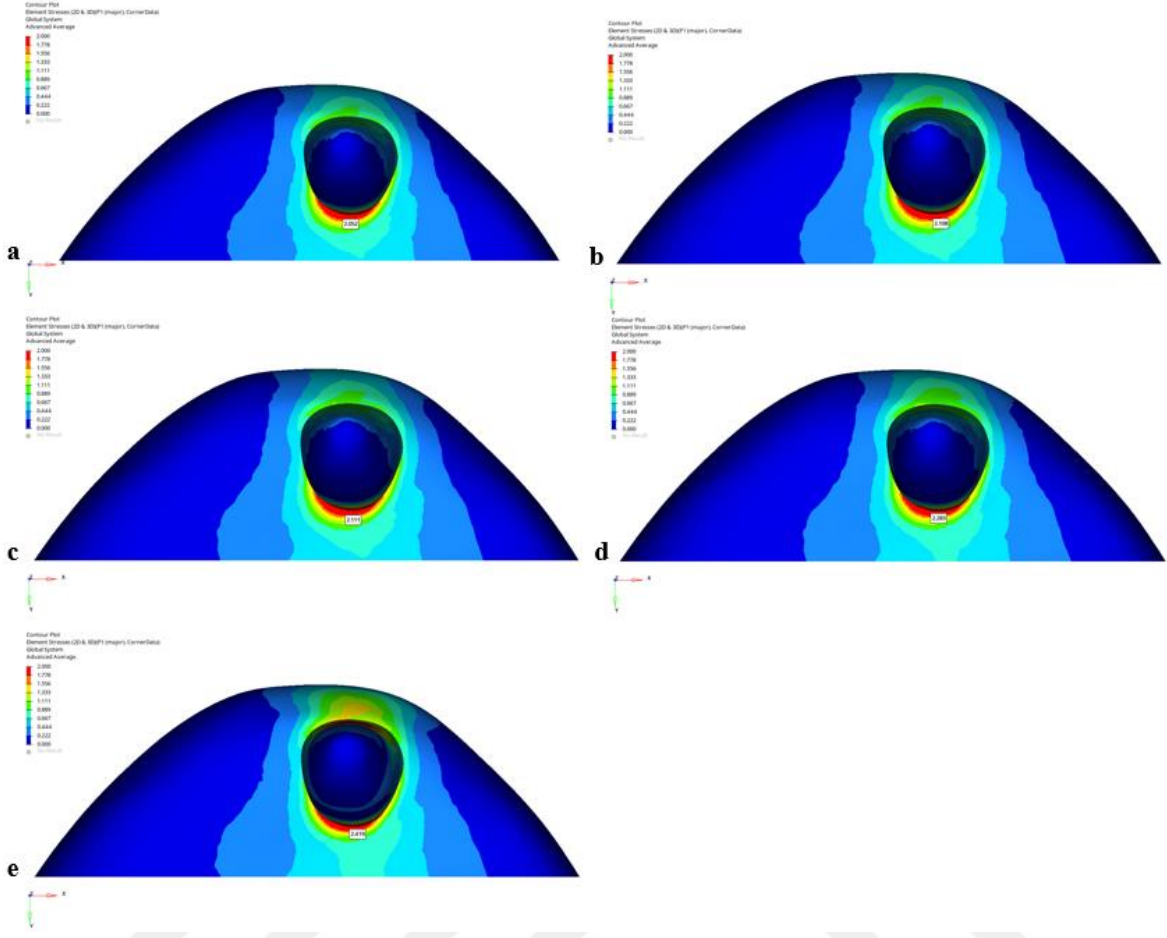
Trabeküler kemik üzerindeki maksimum ve minimum asal gerilme değerleri Tablo 8’de gösterilmiştir.

Tablo 8. Trabeküler kemik üzerinde meydana gelen maksimum ve minimum asal gerilme değerleri

	Trabeküler Kemik Üzerindeki Maksimum Asal Gerilmeler	Trabeküler Kemik Üzerindeki Minimum Asal Gerilmeler
Model 1	2.052	-1.356
Model 2	2.108	-1.607
Model 3	2.111	-1.612
Model 4	2.283	-1.629
Model 5	2.419	-1.745
Model 6	2.079	-1.587
Model 7	2.057	-1.587
Model 8	2.057	-1.541
Model 9	2.084	-1.590
Model 10	2.077	-1.588
Model 11	2.059	-1.556
Model 12	2.252	-1.607
Model 13	2.087	-1.591
Model 14	2.062	-1.558
Model 15	2.393	-1.715
Model 16	2.285	-1.601
Model 17	2.067	-1.577

4.3.1. Trabeküler Kemik Üzerindeki Maksimum Asal Gerilme Değerleri

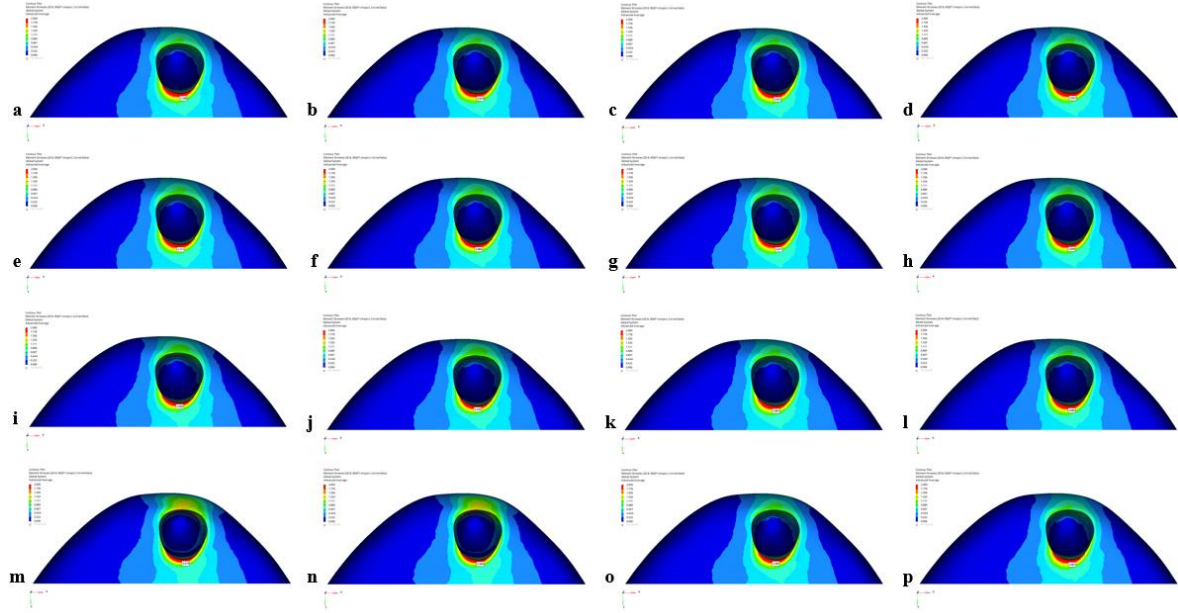
Trabeküler kemik üzerindeki maksimum asal gerilmeler değerlendirildiğinde en düşük stres değeri sağlıklı santral diş modelinde (Model 1) görüldü. En yüksek basma stresi değeri ise 4,5 mm çapında iç kök rezorpsiyonuna sahip tedavi edilmemiş diş modelinde (Model 5) görüldü. Maksimum asal gerilim değerleri kökün palatinal bölgesindeki trabeküler kemiğin üzerinde yoğunlaşmıştır (Şekil 41 ve Şekil 42). Sağlıklı diş modeli ve tedavi edilmemiş modeller olan kontrol gruplarında rezorpsiyon çapı arttıkça dişin palatinal bölgesindeki trabeküler kemik üzerinde maksimum asal gerilim değerleri artış göstermiştir (Şekil 41).



Şekil 41. Trabeküler kemik üzerinde meydana gelen maksimum asal gerilmeler
a: Model 1, **b:** Model 2, **c:** Model 3, **d:** Model 4, **e:** Model 5

Tedavi edilmiş iç kök rezorpsiyonlu santral diş modellerinde trabeküler kemik üzerinde meydana gelen maksimum asal gerilme değerleri sıralaması çoktan aza doğru Model 15, Model 16, Model 12, Model 13, Model 9, Model 6, Model 10, Model 17, Model 14, Model 11, Model 14, Model 7 = Model 8 şeklindedir. İç kök rezorpsiyon çapları aynı olan modellerin trabeküler kemik üzerindeki maksimum asal gerilme değerleri kendi aralarında kıyaslandığında en yüksek gerilme değerleri tedavi edilmemiş diş modellerinde görülürken bunu güta-perka ile tedavi edilen modeller izlemiştir. 1,5 mm çapındaki rezorpsiyon kavitesine sahip MTA ve Biodentine ile tedavi edilen modellerde trabeküler kemik üzerindeki maksimum asal gerilme değerleri eşit sonuçlanmıştır. Diğer çaplara sahip modellerde ise Biodentine ile tedavi edilen modellerde en düşük gerilme değerleri gözlemlenmiştir (Şekil 42).

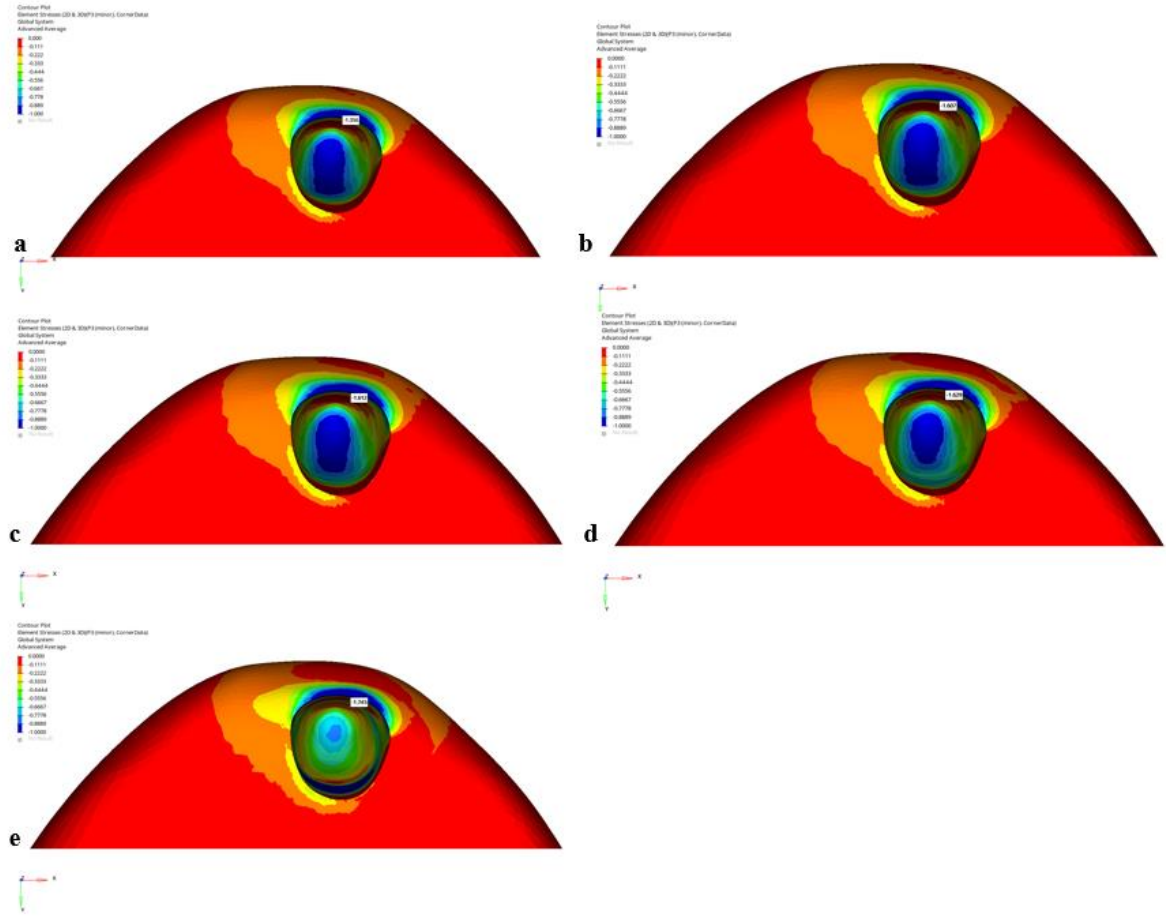
İç kök rezorpsiyon bölgeleri aynı materyal ile tedavi edilen diş modelleri kendi aralarında kıyaslandığında tüm modellerde iç kök rezorpsiyon çapı arttıkça trabeküler kemik üzerindeki maksimum asal gerilme değerleri artış göstermiştir (Şekil 42).



Şekil 42. İç kök rezorpsiyonu tedavi edilmemiş kontrol grubu ve tedavi edilmiş dişlerin trabeküler kemik üzerinde meydana gelen maksimum asal gerilme değerleri
a: Model 2, **b:** Model 6, **c:** Model 7, **d:** Model 8, **e:** Model 3, **f:** Model 9, **g:** Model 10, **h:** Model 11, **i:** Model 4, **j:** Model 12, **k:** Model 13, **l:** Model 14, **m:** Model 5, **n:** Model 15, **o:** Model 16, **p:** Model 17

4.3.2. Trabeküler Kemik Üzerindeki Minimum Asal Gerilme Değerleri

Trabeküler kemik üzerindeki minimum asal gerilmeler değerlendirildiğinde en düşük basma stresi değeri sağlıklı santral diş modelinde (Model 1) görüldü. En yüksek basma stresi değeri ise 4,5 mm çapında iç kök rezorpsiyonuna sahip tedavi edilmemiş diş modelinde (Model 5) meydana geldi. Basma gerilmeleri genellikle kökün bukkalindeki trabeküler kemik bölgesinde yoğunlaşmıştır (Şekil 43 ve Şekil 44). Sağlıklı santral diş ve tedavi edilmemiş modeller olan kontrol gruplarında rezorpsiyon çapı arttıkça dişin bukkal bölgesindeki trabeküler kemik üzerinde minimum asal gerilme değerleri artış göstermiştir (Şekil 43).

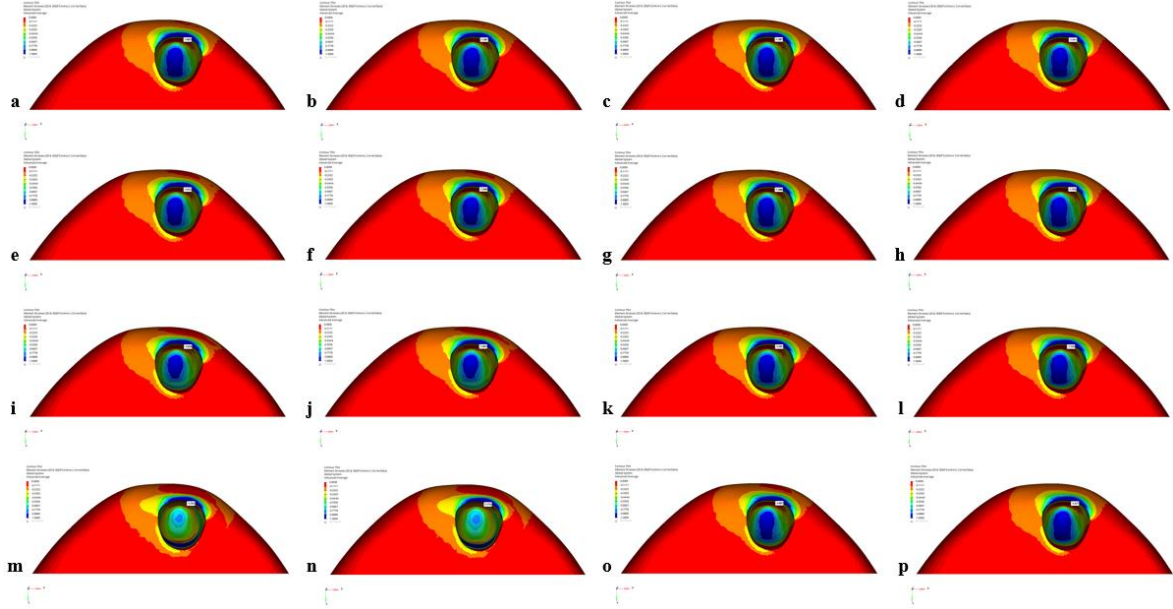


Şekil 43. Trabeküler kemik üzerinde meydana gelen minimum asal gerilmeler

a: Model 1, **b:** Model 2, **c:** Model 3, **d:** Model 4, **e:** Model 5

Tedavi edilmiş iç kök rezorpsiyonlu santral diş modellerinde trabeküler kemik üzerinde meydana gelen minimum asal gerilme değerleri sıralaması çoktan aza doğru Model 15, Model 12, Model 16, Model 13, Model 9, Model 10, Model 6 = Model 7, Model 17, Model 14, Model 11, Model 8 şeklindedir. İç kök rezorpsiyon çapları aynı olan modellerin trabeküler kemik üzerindeki minimum asal gerilme değerleri kendi aralarında kıyaslandığında tüm modellerde en yüksek gerilme değerleri tedavi edilmemiş diş modellerinde görülmüştür. Tedavi edilen modeller içerisinde, 1,5 mm çapındaki rezorpsiyon kavitesine sahip modellerde en düşük gerilme değerleri Biodentine ile tedavi edilen modelde görülürken, gütaperka ve MTA ile tedavi edilen modellerde bundan daha yüksek ve birbirine eşit gerilme değerleri görülmüştür. Diğer 2,5 mm, 3,5 mm ve 4,5 mm çaplarda ise en düşük gerilme değerleri yine Biodentine ile tedavi edilen modellerde izlenirken, en yüksek gerilme değerleri gütaperka ile tedavi edilen modellerde gözlemlenmiştir (Şekil 44).

İç kök rezorpsiyon bölgeleri aynı materyal ile tedavi edilen diş modelleri kendi aralarında kıyaslandığında tüm modellerde iç kök rezorpsiyon çapı arttıkça trabeküler kemik üzerindeki minimum asal gerilme değerleri artış göstermiştir (Şekil 44).



Şekil 44. İç kök rezorpsiyonu tedavi edilmemiş kontrol grubu ve tedavi edilmiş dişlerin trabeküler kemik üzerinde meydana gelen minimum asal gerilme değerleri **a:** Model 2, **b:** Model 6, **c:** Model 7, **d:** Model 8, **e:** Model 3, **f:** Model 9, **g:** Model 10, **h:** Model 11, **i:** Model 4, **j:** Model 12, **k:** Model 13, **l:** Model 14, **m:** Model 5, **n:** Model 15, **o:** Model 16, **p:** Model 17

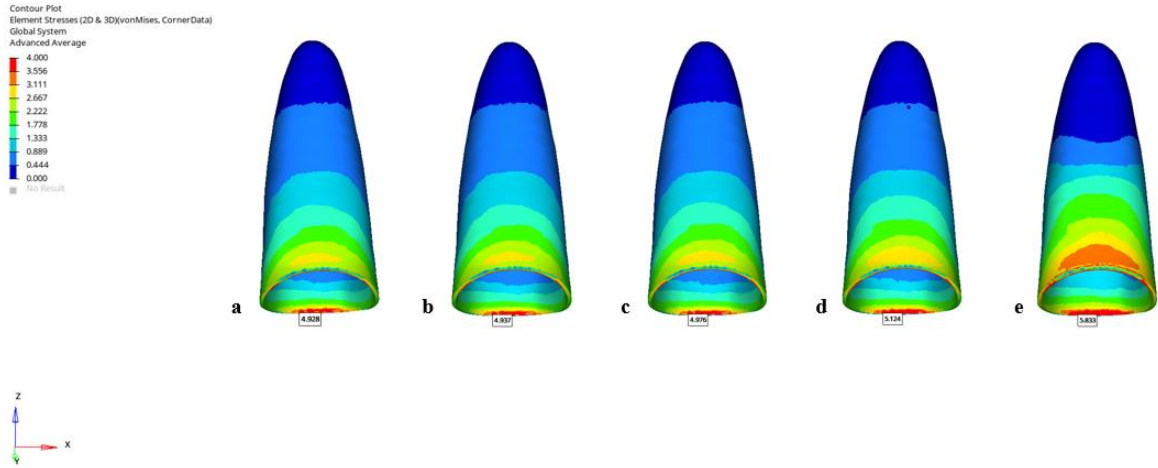
4.4. Periodontal Ligament Üzerindeki Von Mises Gerilmeler

Periodontal ligament üzerinde meydana gelen von Mises gerilme değerleri Tablo 9'da gösterilmiştir.

Tablo 9. Periodontal ligament üzerinde meydana gelen von Mises gerilme değerleri

	Periodontal Ligament Üzerindeki von Mises Gerilmeler
Model 1	4.928
Model 2	4.937
Model 3	4.976
Model 4	5.124
Model 5	5.833
Model 6	4.919
Model 7	4.919
Model 8	4.919
Model 9	4.960
Model 10	4.929
Model 11	4.914
Model 12	5.119
Model 13	4.954
Model 14	4.896
Model 15	5.779
Model 16	5.010
Model 17	4.849

Periodontal ligament üzerinde meydana gelen von Mises gerilmeleri değerlendirildiğinde en düşük stres değeri 4,5 mm çapında iç kök rezorpsiyon çapına sahip olup Biodentine ile tamir edilen santral diş modelinde (Model 17) görüldü. En yüksek stres değeri ise 4,5 mm çapında iç kök rezorpsiyon kavitesine sahip olan ve tedavi edilmemiş santral diş modelinde (Model 5) meydana geldi. Dişe uygulanan kuvvetin yönüne bağlı olarak periodontal ligamentteki en yüksek stres değerlerinin genel olarak dişin palatinal servikal bölgesinde yoğunlaştığı görülmüştür (Şekil 45 ve Şekil 46). Sağlıklı santral diş modeli ve tedavi edilmemiş modeller olan kontrol gruplarında rezorpsiyon çapı arttıkça periodontal ligament üzerindeki von Mises gerilim değerleri artış göstermiştir (Şekil 45).

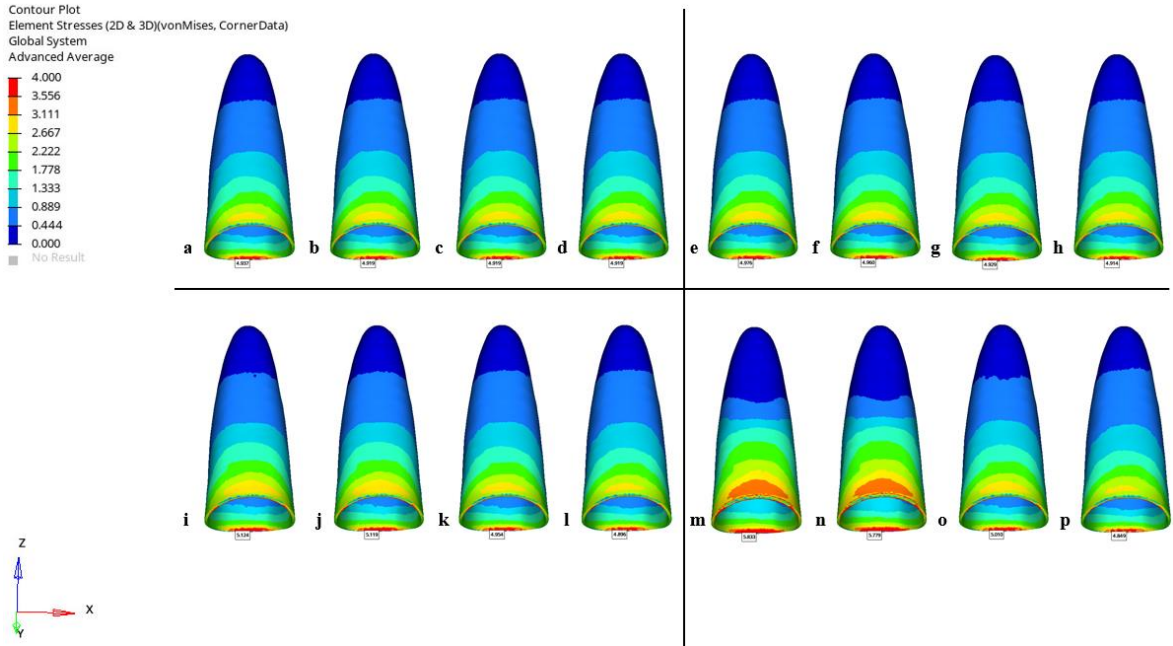


Şekil 45. Periodontal ligament üzerinde meydana gelen von Mises stres dağılımları

a: Model 1, **b:** Model 2, **c:** Model 3, **d:** Model 4, **e:** Model 5

Tedavi edilmiş iç kök rezorpsiyonlu santral diş modellerinde periodontal ligament üzerinde meydana gelen stres değerleri sıralaması çoktan aza doğru Model 15, Model 12, Model 16, Model 9, Model 13, Model 10, Model 6 = Model 7 = Model 8, Model 11, Model 14, Model 17 şeklindedir. İç kök rezorpsiyon çapları aynı olan modellerin periodontal ligament üzerindeki Von Mises gerilmeleri kendi aralarında kıyaslandığında, iç kök rezorpsiyon çapı 1,5 mm olan modellerde en yüksek gerilme değeri tedavi edilmemiş diş modelinde görülürken, tedavi edilen 1,5 mm çapındaki modellerde bu gerilme değerleri tedavi edilmemiş modele göre daha düşük, ancak birbirine eşit değerler olmuştur. 2,5 mm, 3,5 mm ve 4,5 mm çapında iç kök rezorpsiyonu olan modellerde ise en yüksek gerilme değerleri yine tedavi edilmemiş diş modellerinde görülürken, bunu gütaperka ile tedavi edilen modeller takip etmiştir. En düşük gerilme değerleri ise Biodentine ile tedavi edilen modellerde gözlemlenmiştir (Şekil 46).

İç kök rezorpsiyon bölgeleri aynı materyal ile tedavi edilen diş modelleri kendi aralarında kıyaslandığında, iç kök rezorpsiyon çapı arttıkça periodontal ligament üzerindeki von Mises gerilme değerleri gütaperka ve MTA ile tedavi edilen modellerde artış gösterirken, Biodentine ile tedavi edilen modellerde azalma göstermiştir (Şekil 46).



Şekil 46. İç kök rezorpsiyonu tedavi edilmemiş kontrol grubu ve tedavi edilmiş dişlerin periodontal ligament üzerinde meydana gelen von Mises stres dağılımları **a:** Model 2, **b:** Model 6, **c:** Model 7, **d:** Model 8, **e:** Model 3, **f:** Model 9, **g:** Model 10, **h:** Model 11, **i:** Model 4, **j:** Model 12, **k:** Model 13, **l:** Model 14, **m:** Model 5, **n:** Model 15, **o:** Model 16, **p:** Model 17

4.5. Dolum Materyalleri Üzerinde Oluşan Von Mises Gerilmeler

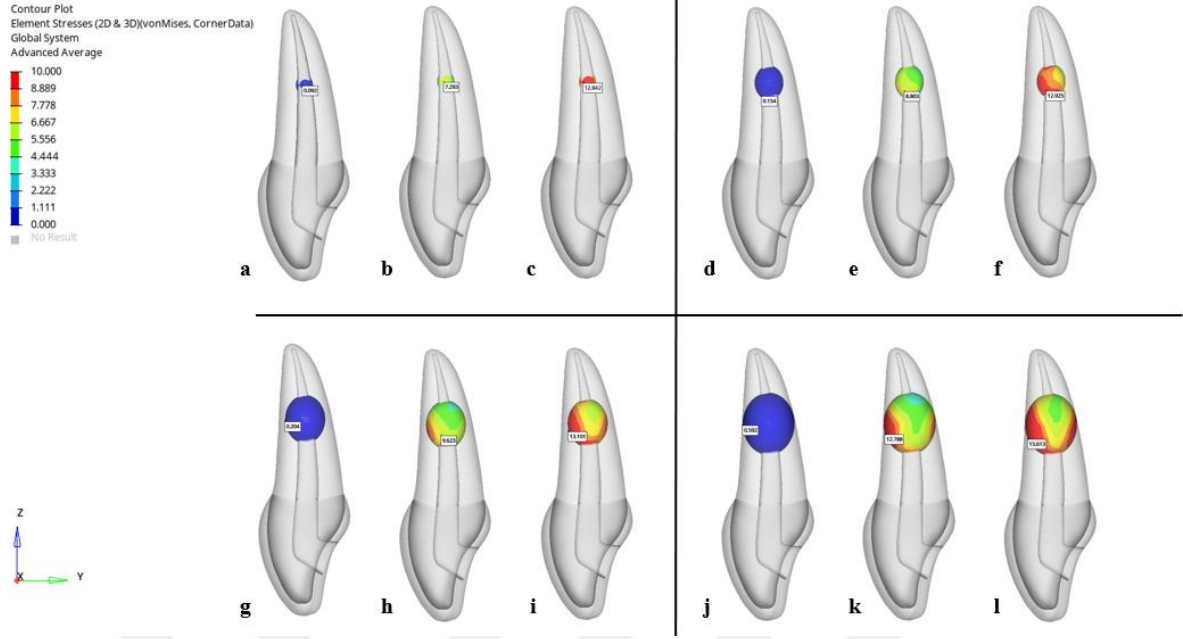
İç kök rezorpsiyon kavitesinin dolumunda kullanılan materyaller üzerinde oluşan von Mises gerilme değerleri Tablo 10’da gösterilmiştir.

Tablo 10. Dolum materyalleri üzerinde oluşan von Mises gerilme değerleri

	Dolum Materyalleri Üzerindeki von Mises Gerilmeler
Model 6	0.092
Model 7	7.293
Model 8	12.842
Model 9	0.154
Model 10	8.803
Model 11	12.925
Model 12	0.204
Model 13	9.623
Model 14	13.101
Model 15	0.592
Model 16	12.788
Model 17	15.613

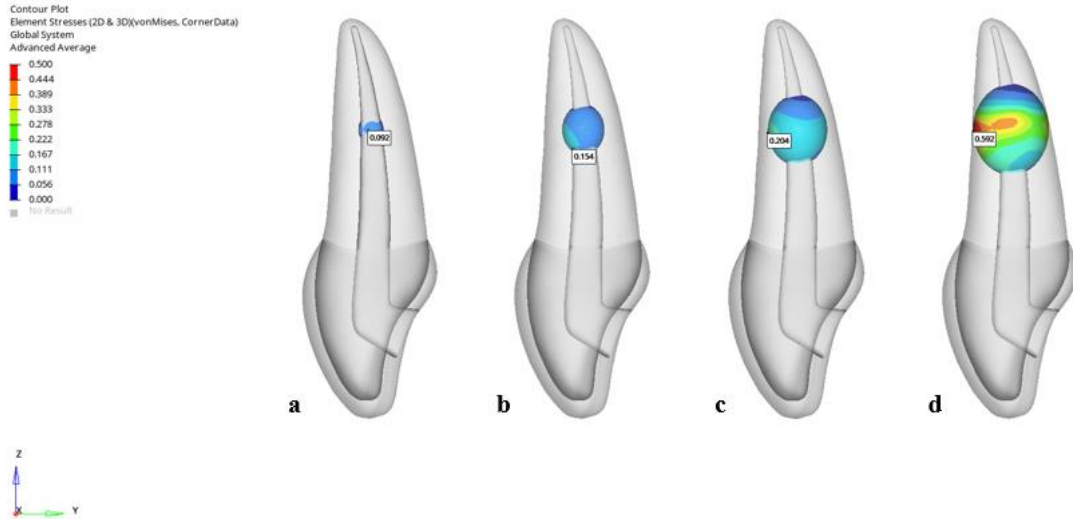
İç kök rezorpsiyon kavitelerinin dolumlarında kullanılan materyaller üzerinde biriken von Mises gerilme değerleri çoktan aza doğru Model 17, Model 14, Model 11, Model 8, Model 16, Model 13, Model 10, Model 7, Model 15, Model 12, Model 9, Model 6 şeklindedir. İç kök rezorpsiyon çapları aynı olan modeller kendi aralarında kıyaslandığında tüm modellerde en yüksek gerilim değerleri Biodentine materyalleri üzerinde görülürken, en düşük gerilim değerleri gütaperka materyalleri üzerinde görülmüştür (Şekil 47).

İç kök rezorpsiyon bölgeleri aynı materyal ile tedavi edilen diş modelleri kendi aralarında kıyaslandığında tüm modellerde iç kök rezorpsiyon çapı arttıkça dolum materyalleri üzerinde biriken gerilim değerlerinde artış görülmüştür (Şekil 47).



Şekil 47. Dolum materyalleri üzerinde oluşan von Mises stres dağılımları **a:** Model 6, **b:** Model 7, **c:** Model 8, **d:** Model 9, **e:** Model 10, **f:** Model 11, **g:** Model 12, **h:** Model 13, **i:** Model 14, **j:** Model 15, **k:** Model 16, **l:** Model 17

İç kök rezorpsiyon kavileri güta-perka ile doldurulan modellerde materyal üzerinde biriken von Mises gerilme değerleri çok düşük olduğu için güta-perka ile dolum yapılan modeller kendi arasında yeni bir renk skalasında değerlendirilmiştir (Şekil 48).



Şekil 48. İç kök rezorpsiyon kavileri güta-perka ile doldurulan modellerde materyal üzerinde biriken von Mises stres dağılımları **a:** Model 6, **b:** Model 9, **c:** Model 12, **d:** Model 15

4.6. Rezorpsiyon Kaviteleri Çevresindeki Maksimum Yer Değiştirme

İç kök rezorpsiyon kavitelerinin çevresinde oluşan maksimum yer değiştirme büyüklükleri Tablo 11’de gösterilmiştir.

Tablo 11. Rezorpsiyon kaviteleri çevresindeki maksimum yer değiştirme büyüklükleri

	Rezorpsiyon kaviteleri çevresindeki maksimum yer değiştirme
Model 1	0.005
Model 2	0.005
Model 3	0.005
Model 4	0.005
Model 5	0.006
Model 6	0.005
Model 7	0.005
Model 8	0.005
Model 9	0.005
Model 10	0.005
Model 11	0.005
Model 12	0.005
Model 13	0.005
Model 14	0.005
Model 15	0.006
Model 16	0.005
Model 17	0.005

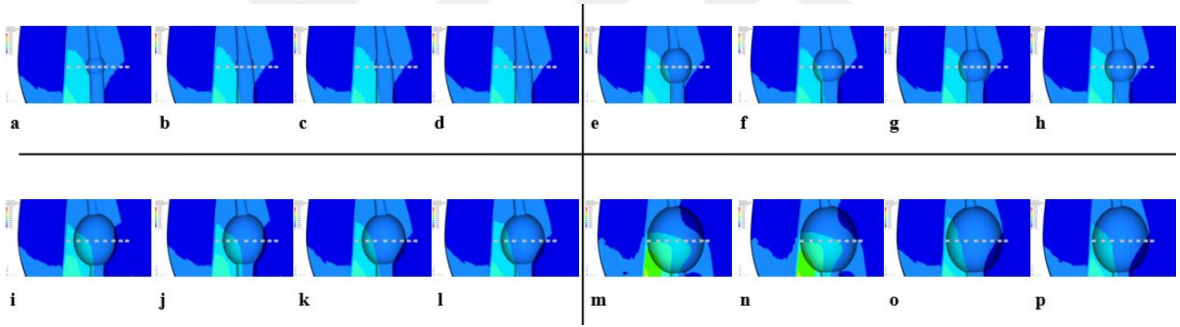
Kuvvetin uygulanma yönüne bağlı olarak maksimum yer değiştirme büyüklükleri iç kök rezorpsiyon kavitesinin bukkal bölgesinde daha fazla görülmüştür. Sağlıklı santral diş ve tedavi edilmemiş kontrol grubu modellerinde meydana gelen maksimum yer değiştirme büyüklükleri kendi aralarında karşılaştırıldığında modeller arasında belirgin bir fark görülmemekle birlikte 4,5 mm çapında iç kök rezorpsiyonuna sahip tedavi edilmemiş modelde (Model 5) daha fazla yer değiştirme değerleri görülmüştür (Şekil 49).



Şekil 49. Rezorpsiyon kaviteleri çevresindeki maksimum yer değiştirmeler

a: Model 1, **b:** Model 2, **c:** Model 3, **d:** Model 4, **e:** Model 5

İç kök rezorpsiyonu tedavi edilmemiş kontrol grubu ve tedavi edilmiş dişlerin rezorpsiyon çevresinde meydana gelen maksimum yer değiştirme büyüklükleri kendi aralarında karşılaştırıldığında tüm modeller arasında belirgin bir fark görülmemekle beraber 4,5 mm iç kök rezorpsiyona sahip tedavi edilmemiş modelde (Model 5) ve güta-perka ile tedavi edilmiş modelde (Model 15) daha fazla yer değiştirme büyüklükleri görülmüştür (Şekil 50).



Şekil 50. İç kök rezorpsiyonu tedavi edilmemiş kontrol grubu ve tedavi edilmiş

dişlerin rezorpsiyon çevresinde meydana gelen maksimum yer değiştirme büyüklükleri **a:**

Model 2, **b:** Model 6, **c:** Model 7, **d:** Model 8, **e:** Model 3, **f:** Model 9, **g:** Model 10, **h:**

Model 11, **i:** Model 4, **j:** Model 12, **k:** Model 13, **l:** Model 14, **m:** Model 5, **n:** Model 15,

o: Model 16, **p:** Model 17

5.TARTIŞMA

İç kök rezorpsiyonu, klinik olarak genellikle asemptomatik olup, ancak rutin radyografik muayenelerde tespit edilebilen olgulardan biridir (104). Radyografik muayenede sıklıkla servikal rezorpsiyon ve servikal çürük gibi lezyonlarla karıştırılabilmektedir. Erken ve doğru teşhis edilemediği, uygun tedavi seçeneği belirlenemediği durumlarda dişin kaybına kadar varan sonuçlar ortaya çıkabilmektedir (125). İç kök rezorpsiyonu tedavisinde etkilenen dişin konumu, oklüzyonu ve periodontal durumu, rezorpsiyon kavitesinin konumu ve büyüklüğü, kök perforasyon varlığı ve büyüklüğü göz önünde bulundurulması gereken kriterlerdendir (10). İç kök rezorpsiyonu tedavisinde temel amaç, kök kanalı içerisindeki mevcut enfekte ve nekrotik dokuların temizlenerek rezorpsiyondan sorumlu hücresel aktiviteyi durdurmak, kök kanal sistemini dezenfekte etmek ve sızdırmaz bir şekilde obturasyonunu sağlamaktır (11).

İç kök rezorpsiyonu görülen dişlerin tedavisinde hekimler hem şekillendirme hem de kök kanal sisteminin ideal bir şekilde doldurulması sırasında zorluklarla karşılaşabilmektedir. Bu tez çalışmasının amacı farklı boyutlarda iç kök rezorpsiyonu görülen dişlerde rezorpsiyon kavitesinin farklı materyallerle doldurulmasının ardından uygulanan kuvvetin diş, destek dokular ve kullanılan materyaller üzerindeki gerilme dağılımını incelemek ve klinikte yardımcı olabilecek veriler sunmaktır.

İç kök rezorpsiyonunun en sık maksiller santral dişlerde görüldüğü belirtilmektedir (7,227). Bu nedenle, bu çalışmada model olarak maksiller santral diş seçilmiştir. İç kök rezorpsiyonunun kökün her bölgesinde görülebildiği, ancak sıklıkla kökün orta ve apikal üçlüsünde ortaya çıktığı belirtilmektedir (8,103). Bu sebeple çalışmada oluşturulan rezorpsiyon kaviteleri kökün orta üçlü bölgesinde konumlandırılmıştır. Rezorpsiyon kavitelerinin konumunu standardize edebilmek amacıyla, tüm modellerde rezorpsiyon kavitelerinin merkezi noktası olarak 13 mm kök uzunluğunun orta noktası olan 6,5 mm'lik mesafe seçilmiştir.

Kök kanal tedavisinin ideal olarak sonlanması gereken noktaya apikal konstrüksiyon denmektedir. Literatürde apikal konstrüksiyon boyutları ile ilgili farklı çalışmalar bulunmaktadır. Kuttler, 25 yaş altı ve 55 yaş üzeri hastaların dişleri üzerinde yaptığı çalışma sonucunda maksiller santral dişlerin ortalama apikal konstrüksiyon boyutunu 0,25-0,35 mm arasında bulmuştur (228). Ponce ve Fernandez ise yaptıkları çalışmada maksiller santral dişlerin apikal konstrüksiyon boyutlarının 0,29-0,35 mm arasında değiştiğini bildirmişlerdir

(229). Bu nedenle bu çalışmada tedavi edilmemiş modeller olan Model 1 ile Model 5 arasındaki dişlerin apikal konstrüksiyon çapları 0,30 mm olarak belirlenmiştir. Literatür incelendiğinde Sivron ve ark. yaptığı bir çalışmada maksiller santral dişlerin apeksinden 5 mm uzaklıktaki kök kanal boyutunu ortalama 0,87 mm olarak bulmuşlardır (230). Bu nedenle bu çalışmada kök uzunluğunun yarısına denk gelen 6,5 mm'lik mesafe oranlanarak bu mesafedeki kök kanal çapı 1 mm olarak belirlenmiştir.

İç kök rezorpsiyonu görülen dişlerin sert doku kaybı nedeniyle sağlıklı dişlere kıyasla daha zayıf yapıda olduğu ve bu dişlerin tedavisinde, diş daha da zayıflatmamak için minimal preparasyon yapılması gerektiği belirtilmektedir (231,232). Yapılan birçok çalışmada, kırılma direnci testinde kullanılan dişlerin kök kanalının ana apikal eğe numaraları ve şekillendirme yöntemlerinde farklılıklar olduğu gözlemlenmiştir. Kırılma direnci çalışmalarında ana apikal eğenin 35 (16) ve 50 (233) olarak belirlendiği çalışmalar mevcut olsa da genellikle ana apikal eğe olarak 40 (234-236) kullanılmaktadır. Bu nedenle bu çalışmada da tedavi edilmiş modeller olan Model 6 ile Model 17 arasındaki dişlerde minimal preparasyon prensibine de bağlı kalarak tedavi sonrası apikal konstrüksiyon çapları 0,40 mm olarak belirlenmiştir. Ayrıca, kök kanal şekillendirmesinden sonra kök uzunluğunun yarısına denk gelen 6,5 mm'lik mesafe oranlanarak bu mesafedeki şekillendirme sonrası kök kanal çapı 1,3 mm olarak hesaplanmıştır.

Endodontik tedavi sonrasında tedavinin başarısını ve bir dişin sağkalımını etkileyen en önemli faktörlerden birisi kök kanal sisteminde kalan dentin miktarıdır. Siriporn ve ark.'nın koronal diş yapısındaki kaybın dişin kırılma direncine etkisini araştırdığı çalışmada, kök kanal dentin miktarının en az 1 mm olması gerektiği belirtilmiştir (237). Bhagat ve ark.'nın yaptığı çalışmada 0,5 mm, 1 mm ve 1,5 mm olarak seçilen farklı kök dentin kalınlığının farklı post sistemleriyle tedavisinin dişin kırılma direncine etkisi araştırılmış ve kalan kök dentin kalınlığı 0,5 mm olan örneklerin kırılma direnci 1 mm ve 1,5 mm'ye göre daha düşük bulunmuştur (238). Bu çalışmada da iç kök rezorpsiyon çapları, iç kök rezorpsiyon kavitesi çevresinde kalan 0 mm, 0,5 mm, 1 mm ve 1,5 mm'lik dentin miktarlarına göre belirlenmiştir. Buna bağlı olarak da iç kök rezorpsiyon çapları 4,5 mm, 3,5 mm, 2,5 mm ve 1,5 mm olarak saptanmıştır.

Dişlerin fonksiyon sırasında ve çeşitli kuvvetler altında dayanabilecekleri maksimum yükler kırılma dayanımı testleri ile belirlenebilmektedir (19). Ancak bu testlerin çekilmiş dişler üzerinde yapılabilmesi ve çekilmiş dişlerin anatomik ve morfolojik yapıları,

mineralizasyon miktarları ve dehidratasyonları konusunda farklılık göstermeleri nedeniyle ağız ortamı ile aynı standardizasyon sağlamanın zor olması önemli dezavantajlarından (239). Ayrıca bu testlerde uygulanan kuvvet sonucunda dişte ve komşu yapılarında meydana gelen gerilme miktarları ve dağılımları hakkında bilgi edilememektedir (217).

Yorulma ve deformasyon araştırmalarında gerilme analizlerini gerçekleştirebilmek için çeşitli yöntemler önerilmektedir (21). SEA yöntemi ile karşılaştırıldığında diğer stres analiz yöntemleri pek çok dezavantaja sahiptir. Fotoelastik stres analizi yöntemi ve kırılma vernik kaplama tekniği stres yoğunluğunu belirleyebilir ancak ayrıntılı sonuçlar vermemektedir (22,240). Holografik interferometri ve radyotelemetri stres analiz yöntemlerinin ise teknik hassasiyeti fazladır ve uygulanması zordur. Aynı zamanda sonuçların güvenilirliği azdır (22). Gerinim ölçer ile stres analizi yönteminde ise alet sayısı fazla ve karmaşık bir cihazın kullanımı gerekmektedir. Aynı zamanda bu teknikte kemikte meydana gelen streslerin gösterilmesi zordur (241,242).

Yapısal analiz ve materyal çalışmalarında analizi üç boyutlu hale getiren SEA yöntemi sıklıkla tercih edilen bir yöntemdir. Diğer stres analiz yöntemleri ile karşılaştırıldığında birçok açıdan avantajlı görünmektedir (21). Bunlardan biri, modelleme yapılan yapının herhangi bir bölgesindeki gerilmeleri değerlendirmeye olanak tanınmasıdır. Diğer stres analizi yöntemlerinde değerlendirilecek alanlar kısıtlı iken SEA yönteminin bu özelliği sayesinde kritik noktalardaki gerilme miktarı ve dağılımları detaylı bir şekilde analiz edilebilmektedir (22,187). SEA yönteminin bir diğer avantajı da uygulanan kuvvetin yönü, miktarı, derecesi değiştirilerek farklı senaryolar test edilebilir ve analizler tekrarlanabilir (21,22). Tüm bu bilgiler göz önünde bulundurulduğunda bu çalışmada gerilme dağılımlarının analizi için SEA yöntemi tercih edilmiştir.

Oluşturulan modellere kuvvet uygulanması sonucu dişin ve etrafındaki destek dokuların bir bütün olarak karşı koyacağı düşünülerek bu çalışmada mine, dentin ve pulpa gibi diş dokularının yanı sıra periodontal ligament ve kemik yapıları da modellenmiştir (243). Sementin ince yapıda olması nedeniyle elastisite modülü bakımından dentin ile aralarında anlamlı bir fark bulunmamaktadır (244,245). Bu nedenle bu çalışmada SEA modellerinde sement ihmal edilmiş ve modellenmemiştir.

Bu çalışmada modeli oluşturan tüm yapıların ve tedavi simülasyonlarında kullanılan tüm materyallerin fiziksel özelliklerini temsilen elastik modülleri ve poisson oranları ise mevcut literatürlerden alınmıştır (Tablo 4) (152,153).

Çalışmada modellenen yapıların tamamının materyal özellikleri homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul edilmiştir. Ancak biyolojik dokular daha karmaşık yapılara sahip olup homojen ve izotropik özellikte değildir. Bu durum diş ve destek dokuları gibi yapılarda da geçerlidir. SEA yönteminde hem analizleri yapma hem de sonuçları değerlendirirken yorumlama aşamaları daha kolay ve hızlı bir şekilde yapılabilirdiği için incelenecek yapılar homojen ve izotropik olarak kabul edilmektedir (190).

SEA yönteminde analiz edilecek problem, sayısal verilerle tanımlanmış geometrik şekillerden oluşan sonlu elemanlara bölünür. Oluşturulan elemanların birbirleriyle ilişkileri bir dizi denklemle modellenir ve bu denklemler bilgisayar programları kullanılarak çözülür (190). Sonlu elemanlara bölünerek oluşturulan 3 boyutlu modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayısının artırılması, genellikle gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilmesini sağlar. Bunun sebebi, daha küçük elemanların ve daha fazla düğümün, modelin geometrisini ve davranışını daha iyi temsil etmesidir. Ancak eleman ve düğüm sayısındaki artış daha fazla denklem çözülmesini gerektirdiğinden analizin yapılabilmesi için gereken süreyi de arttırmaktadır (246). Aslan ve ark.'ın yaptığı çalışmada kullanılan modellerde eleman sayısı 271.837 ve düğüm sayısı 414.930'dur (17). Anthrayose ve ark.'ın (216) yaptıkları çalışmada 119.647 eleman ve 22.373 düğüm, Maceri ve ark.'nın (247) yaptıkları çalışmada ise 130.000 eleman ve 185.000 düğüm içeren modeller kullanılmıştır. Çalışmamızda ulaşılan 1.535.432 ile 1.988.270 arasındaki eleman sayısı ve 324.502 ile 415.734 arasındaki düğüm sayısı ile yüksek değer aralıkları kullanılmıştır. Bu değerler göz önünde bulundurulduğunda, çalışmamızda mümkün olduğunca fazla düğüm ve eleman sayısı kullanarak daha gerçekçi sonuçlar elde edilmek istenmiştir.

Daimi maksiller santral dişlere gelen kuvvetin büyüklüğü, yönü ve uygulama noktası diş üzerinde önemli etkilere sahiptir. Bu faktörler dişin maruz kaldığı stresi ve gerginliği belirler ve bu da dişin kırılma, aşınma ve diğer hasarlara karşı direncini etkiler. SEA'da modeller üzerine uygulanan statik ve dinamik kuvvetlerin aralığı 100 N'den 2000 N'ye kadar geniş aralıkta değişiklik göstermektedir. Poiate ve ark. yaptıkları bir çalışmada, fonksiyonel çiğneme kuvvetini 100 N, parafonksiyonel kuvveti 500 N, travmatik kuvveti ise 800 N olarak olarak nitelendirmişlerdir (226). Helkimo ve ark. çiğneme sırasında kesici dişler bölgesindeki kuvvet miktarının 100-200 N arasında değişiklik gösterdiğini bildirmişlerdir (225). Xu ve ark. da yaptıkları üç boyutlu SEA çalışmasında fonksiyonel kuvvetin büyüklüğünü 100 N olarak uygulamışlardır (248). Dişin uzun aksına 135° açıyla

uygulanan kuvvet, fonksiyon sırasında ortaya çıkan gerilmelere benzer şekilde farklı eksenlerde kuvvetlerin meydana gelmesine neden olur. Poiate ve ark. (226) ile Memon ve ark. da (249) yaptıkları SEA çalışmalarında modellere dişin uzun aksına göre 135° açıyla kuvvet uygulamışlardır. Zhang ve ark. maksiller santral dişler için kuvvetin uygulama yerini dişin insizal kenarının 2 mm apikalinde olacak şekilde belirlemişlerdir (224). Bu çalışmada da yukarıdaki bilgiler doğrultusunda ve önceki çalışmalarla uyumlu olacak şekilde, maksiller santral diş modelinin insizal kenarının 2 mm apikalinden, dişin uzun aksı ile 135° açı olacak şekilde 100 N büyüklüğünde kuvvet uygulanmıştır.

İç kök rezorpsiyonu görülen dişlerin tedavisi sırasında kök kanal sistemi içerisindeki düzensizlikler nedeniyle kök kanalının doldurulmasında hekimler farklı yöntem ve materyaller kullanmaktadır. Literatür incelendiğinde iç kök rezorpsiyonu görülen dişlerin tedavisinde rezorpsiyon kavitelerinin çeşitli sıcak güta-perka dolum teknikleriyle kanal dolumu yapılabileceği bildirilirken (133,227,250), MTA (251,252) ve Biodentine (12) gibi kalsiyum silikat esaslı materyallerin kullanıldığına dair birçok çalışma da bulunmaktadır. Bununla birlikte iç kök rezorpsiyon kavitesinin apikalinde kalan kök kanalının güta-perka, rezorpsiyon kavitesinin ise kalsiyum silikat esaslı materyaller ile doldurulduğu hibrit teknikler de önerilmektedir (136,143). Materyal seçiminde önemli faktörlerden birisi de özellikle rezorpsiyonun ilerlemiş olduğu vakalarda kullanılan dolum materyalinin dişlerin kırılma direnci üzerine etkisidir. Bu tür olgularda kullanılacak restoratif materyal, diş ve çevre dokularını destekleyecek yeterli mekanik özelliklere sahip olmalı, yüksek çiğneme kuvvetlerine karşı dayanıklı olmalı ve diş yapısını güçlendirerek kırılma direncini arttırmalıdır (253). Bu nedenle iç kök rezorpsiyonu tedavisinde doğru materyal seçimi büyük önem kazanmaktadır.

Bu çalışmada, farklı boyutlardaki iç kök rezorpsiyonu görülen dişlerin tedavisinde kullanılan materyallerin statik kuvvet karşısında gösterdiği stres absorpsiyonu ve diş ve çevre dokularda ortaya çıkan gerilme dağılımları SEA ile değerlendirilmiştir. Elde edilen bulgular doğrultusunda, iç kök rezorpsiyonu dişteki stres birikimini önemli ölçüde arttırmıştır ve rezorpsiyon kavitesinin restore edilerek tedavi edilmesi stres değerlerinde belirgin bir azalma sağlamıştır. Literatürde de iç kök rezorpsiyonu görülen dişlerin kırılma direncinin azaldığını ve rezorpsiyonun tamir edilmesi ile kırılma direncinin arttığını gösteren birçok çalışma bulunmaktadır (13,14). Ulusoy ve ark. iç kök rezorpsiyona sahip dişlerin kırılma direncini inceledikleri bir in vitro çalışmada mandibular premolar dişlerde

rezorpsiyon kaviteleri oluşturup bu rezorpsiyon kavitelerini farklı materyaller ile restore ederek dişlerin tedavisini tamamlamışlardır. Ayrıca çalışmada iç kök rezorpsiyonu bulunmayan sağlıklı bir pozitif kontrol grubu ve iç kök rezorpsiyonu olan ancak tedavi edilmemiş bir negatif kontrol grubu da bulunmaktadır. Çalışmanın sonuçlarına göre tedavi edilmiş modellerdeki kırılma direnci negatif kontrol grubuna göre anlamlı derecede artmış, pozitif kontrol grubuna göre ise anlamlı derecede azalmıştır (13). Türker ve ark. yaptıkları in vitro çalışmada mandibular premolar dişlerde perfore rezorpsiyon kaviteleri oluşturup, bu rezorpsiyon kavitelerini ve rezorpsiyon kavitesinin üzerindeki kök kanal sisteminin dolumunu farklı materyaller ile yaparak dişlerin tedavilerini tamamlamışlardır. Çalışmada ayrıca, iç kök rezorpsiyonu bulunmayan sağlıklı bir pozitif kontrol grubu ve iç kök rezorpsiyonu olan ancak tedavi edilmemiş bir negatif kontrol grubu da bulunmaktadır. Bu şekilde, perfore iç kök rezorpsiyona sahip dişlerin farklı kalsiyum silikat esaslı materyaller ve backfilling materyalleri ile tedavi edilmesinden sonraki kırılma dirençleri incelenmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre, tüm tedavi edilmiş modellerdeki kırılma direnci, negatif kontrol grubuna göre anlamlı derecede artmış, pozitif kontrol grubuna göre ise anlamlı derecede azalmıştır (14). Çalışmamızda da stres birikimine neden olan rezorpsiyon kavitelerinin, diş yapısını güçlendirme kapasitesine sahip materyallerle tedavi edilmesi stres değerlerinde azalmalar ile sonuçlanmış olabilir (254).

Dentin kalınlığı dişlerin kırılmaya karşı direncini belirleyen en önemli faktörlerden biridir. Çalışmamızın sonuçlarına göre, tedavi edilmemiş rezorpsiyon modellerinde iç kök rezorpsiyon çapı arttıkça dentindeki en yüksek von Mises gerilmesi ve minimum asal gerilme değerlerinde artış tespit edilmiştir. Literatürde de kök kanal sistemi çevresinde kalan dentin miktarı azaldıkça dişin kırılma direncinin azaldığını gösteren çalışmalar mevcuttur. Tjan ve Nemetz yaptıkları çalışmada kök kanalında kalan dentin kalınlığının 1 mm olmasının 2 mm ve 3 mm olmasına göre dişin kırılma direncini anlamlı derecede düşürdüğünü ve dişin kırılmaya yatkın hale geldiği sonucuna ulaşmışlardır (255). Bhagat ve ark. yaptığı çalışmanın sonucuna göre kök kanal çevresinde kalan dentin miktarının 0,5 mm olması 1 mm ve 1,5 mm olmasına göre dişin kırılma direncini anlamlı derecede düşürmektedir (238). Literatürdeki bu çalışmalar ile uyumlu olarak bu durumun muhtemel sebebi dişi destekleyecek yeterli dentin dokusu bulunmamasından kaynaklanabilir (256). Ayrıca iç kök rezorpsiyon çapı 1,5 mm, 2,5 mm ve 3,5 mm olan gruplarda stres daha çok bukkal servikal bölgede görülürken, iç kök rezorpsiyon çapı 4,5 mm olan tedavi edilmemiş ve güta-perka ile tedavi edilmiş modellerde kalan dentin miktarının azalması nedeniyle stres

bukkal servikal bölgeden rezorpsiyon kavitesi çevresindeki dentin bölgesine doğru yayılmıştır. Dentinde meydana gelen en yüksek stres değerlerinin genellikle bukkal servikal bölgede görülmesinin muhtemel sebebi bu bölgenin çiğneme işlevi sırasında dayanak noktası olarak görev görmesi olabilir. İç kök rezorpsiyon çapı 4,5 mm olan tedavi edilmemiş ve güta-perka ile tedavi edilmiş modellerdeki en yüksek stres değerlerinin rezorpsiyon kavitesi çevresindeki bölgede görülmesinin muhtemel sebebi de bu bölgede yeterli dentin dokusunun bulunmayışı ve dentini destekleyecek materyal kullanılmamasından kaynaklanabilir (256).

Mevcut literatür bilgilerine göre elastisite modülü yüksek olan materyaller üzerinde daha fazla stres birikimi olur ve dentine daha az stres iletilir (257,258). Li ve ark.'nın yaptıkları bir SEA çalışmasında titanyum alaşımlı postlar ve farklı simanlar kullanarak kök kanal tedavisine sahip maksiller santral dişler restore edilmiştir. Çalışmanın sonucuna göre kullanılan materyallerin elastisite modülü değerleri arttıkça dentinde meydana gelen gerilme değerlerinde azalma görülmüştür. Bunun yanı sıra dentine benzer elastisite modülüne sahip materyallerin zayıflamış kökü güçlendireceği, dentindeki stresi azaltacağı ve gelen kuvvetler karşısında dentin ile birlikte deforme olacağı sonucuna ulaşmışlardır (258). Gürbüz ve ark. maksiller süt santral dişlerde farklı materyallerden oluşan kısa post kor ve restorasyonların stres dağılımını SEA ile incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda elastisite modülü yüksek olan materyallerin dentinde meydana gelen stresleri azalttığı ve dişte meydana gelebilecek kırık riskini azalttığı sonucuna ulaşmışlardır. Ancak dentin ile materyal arasındaki elastisite modülü değeri farkı çok fazla artarsa yapıda bozulma ve başarısızlık olabileceğini de belirtmişlerdir. Bu yüzden materyal seçiminde materyalin elastisite modülünün dentinin elastisite modülüne en yakın materyalin seçilmesini önermişlerdir (257). Mevcut çalışmamızda da önceki çalışmalarla uyumlu sonuçlara ulaşılmış ve aynı iç kök rezorpsiyon çapına sahip tedavi edilmiş modeller kendi aralarında karşılaştırıldığında, elastisite modülü daha yüksek materyal olan Biodentine ile tedavi edilen modellerde hem dentin, hem kortikal ve trabeküler kemik, hem de periodontal ligament üzerinde daha düşük gerilme değerleri tespit edilmiştir.

Ulusoy ve ark. iç kök rezorpsiyona sahip dişlerin kırılma direncini inceledikleri in vitro çalışmada mandibular premolar dişlerde rezorpsiyon kaviteleri oluşturup bu rezorpsiyon kavitelerini Obtura II, MTA Fillapex, Biodentine ve DiaRoot Bioaggregate ile restore ederek dişlerin tedavisini tamamlamışlardır. Tedavi edilmiş gruplar kendi aralarında

karşılaştırıldıklarında rezorpsiyon kavitesinin Biodentine ile doldurulduğu grubun kırılma direncinin diğer gruplara göre anlamlı derecede çok daha yüksek olduğu ve en düşük kırılma direnci değerlerinin ise rezorpsiyon kavitesinin Obtura II ile doldurulduğu grupta olduğu görülmüştür (13). Bu sonuç çalışmamızda ortaya çıkan dentin ve komşu dokular üzerinde biriken stres değerlerinde Biodentine'in güta-perkaya karşı olumlu sonuçları ile uyumludur.

Biodentine, MTA'ya kıyasla çok daha fazla kalsiyum ve silikon iyonu salınımı yapmaktadır. Bu iyonlar dentin-sement ara yüzeyinde mineral infiltrasyon bölgesi adı verilen bir tabaka oluşturur. Bu tabaka sayesinde Biodentine, dentine daha güçlü bir şekilde bağlanma özelliği kazanmaktadır (259). Bazı araştırmacılar MTA'nın alkaliliği ve Biodentine'e kıyasla dentine bağlanma eksikliği nedeniyle kök dentinini yeterince güçlendiremediğini öne sürmektedir (260,261). Biodentine'in ise daha yüksek gerilme direnci göstermesi ve dentine daha iyi bağlanması kök dentininin zayıflamasını önleyerek güçlendirebilir (262). Çalışmamızda aynı çaptaki rezorpsiyon kavitelerinin farklı materyaller ile dolularının hem dentin, hem kortikal ve trabeküler kemik, hem de periodontal ligament üzerinde meydana gelen stres değerleri incelendiğinde genellikle Biodentine ile tedavi edilen modellerde MTA ile tedavi edilen modellere göre daha düşük stres değerleri bulunmuştur. Aslan ve ark., mandibular molar dişlerde Biodentine ve MTA ile tamir edilen çeşitli iatrojenik kök perforasyonlarının stres dağılımlarını SEA kullanarak incelemiştir. Farklı perforasyon türleri (strip perforasyon, furkasyon perforasyonu ve post boşluğu perforasyonu) ve tamir materyalleri (Biodentine ve MTA) SEA modelleri oluşturularak analiz edilmiş ve dentinde meydana gelen maksimum von Mises gerilim değerleri ile stres dağılımları karşılaştırılmıştır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre Biodentine modelleri, MTA modellerinden dentinde daha düşük von Mises gerilim değerleri göstermiştir. Ayrıca bu çalışma, Biodentine'nin MTA'ya kıyasla kök perforasyonu onarımında daha düşük strese neden olabileceğini ve hem Biodentine hem de MTA kullanımının kök perforasyon bölgelerinde potansiyel olarak zararlı stres riskini azalttığını göstermiştir (215). Aslan ve ark.'nın çalışma sonucu bizim çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlar ile uyumludur.

Çalışmamızda, aynı çaptaki rezorpsiyon kavitelerinin farklı materyaller ile doldurulmasının dentin, kortikal ve trabeküler kemik ile periodontal ligament üzerinde meydana gelen stres değerleri incelendiğinde, genellikle MTA ile tedavi edilen modellerde güta-perka ile tedavi edilen modellere göre daha düşük stres değerleri gözlemlenmiştir.

Aslan ve ark., iç kök rezorpsiyonu görülen dişlerde kök kanallarının doldurulmasında kullanılan gütaperka ve MTA'nın dişlerin kök dentininde meydana gelen von Mises stres dağılımını nasıl etkilediğini belirlemek için bir SEA çalışması yapmıştır. Bu çalışmanın sonucuna göre MTA kullanımı rezorpsiyon bölgelerinde ortaya çıkan stres konsantrasyonu riskini azaltmıştır. Gütaperka kullanılarak yapılan kök kanal dolguları ise stresi dentin dokusuna iletmiş ve dişte kırık meydana gelme riskini arttırmıştır. Bu çalışmanın sonuçları iç kök rezorpsiyonu görülen dişlerin klinik yönetiminde MTA'nın gütaperka'ya göre daha iyi bir seçenek olduğunu ve tek başına MTA kullanılması kadar etkili olmasa da MTA ile gütaperka kombinasyonunun da kullanılabileceğini belirtmektedir (17). MTA'nın gütaperkaya karşı bu olumlu sonuçları bizim çalışmamızda ortaya çıkan sonuçlar ile de uyumludur.

Türker ve ark. yaptıkları in vitro çalışmada mandibular premolar dişlerde perfore rezorpsiyon kavileri oluşturup bu rezorpsiyon kavilerini ve rezorpsiyon kavitesinin üzerindeki kök kanal sisteminin dolumunu sırasıyla MTA + MTA, MTA + gütaperka/kanal patı, Biodentine + Biodentine, Biodentine + gütaperka/kanal patı, MTA Plus + MTA Plus, MTA Plus + gütaperka/kanal patı ile yaparak tedavilerini tamamlamışlardır. Çalışmanın sonuçlarına göre tedavi edilmiş gruplar kendi aralarında karşılaştırıldığında MTA + gütaperka/kanal patı, Biodentine + gütaperka/kanal patı, MTA Plus + gütaperka/kanal patı içeren gruplar, MTA + MTA, Biodentine + Biodentine, MTA Plus + MTA Plus içeren gruplara göre anlamlı derecede daha düşük kırılma direnci göstermiştir. En yüksek kırılma direnci Biodentine + Biodentine içeren grupta görülürken, en düşük kırılma direnci MTA Plus + gütaperka/kanal patı içeren grupta görülmüştür. Ayrıca çalışmada iç kök rezorpsiyon kavilerinin dolumunda kalsiyum silikat esaslı materyallerin kullanımı önerilmiştir (14). Bu sonuçlar bizim çalışmamızda elde ettiğimiz Biodentine ve MTA'nın gütaperka'ya karşı üstün sonuçları ile uyumludur.

Darak ve ark. (263) ile Mohammed ve ark. (264) yaptıkları in vitro çalışmalarda simüle edilmiş immatür dişlerin apeksifikasyon tedavilerini MTA ve Biodentine ile gerçekleştirmiş ve bu tedavilerin kırılma direnci üzerindeki etkilerini değerlendirmişlerdir. Elde edilen sonuçlara göre tam kanal obturasyonu MTA ile yapılan dişlerdeki kırılma direnci tam kanal obturasyonu Biodentine ile yapılan dişlerden daha yüksek bulunmuştur. MTA + gütaperka ile obturasyonu yapılan dişlerdeki kırılma direnci de Biodentine + gütaperka ile obturasyonu yapılan dişlerden daha yüksek bulunmuştur. Elnaghy ve Elsaka da yaptıkları in

vitro çalışmada simüle edilmiş immatür dişlerde rejeneratif endodontik prosedür için pulpa boşluğu bariyeri olarak Biodentine ve MTA kullanmış ve dişlerin uzun dönemli kırılma direncini değerlendirmişlerdir (265). Yapılan çalışmanın sonucunda rejeneratif endodontik prosedür için Biodentine ve MTA kullanılan diş grupları arasında kırılma dirençleri açısından anlamlı bir fark bulunmasa da MTA kullanılan diş gruplarında daha yüksek kırılma direnci değerleri görülmüştür. Yukarıda bahsedilen üç çalışma da in vitro çalışma olup, in vitro çalışmalarda çekilmiş dişlerin standardize edilmesinin zor olduğu ve diş köklerinin apikal kısmının uzaklaştırılmasıyla immatür dişlerin tam olarak simüle edilemediği bilinmektedir. Bizim çalışmamızda ise kök gelişimini tamamlamış apikali dentin ile çevrili diş modelleri seçildiği ve çekilmiş diş üzerindeki kırılma dayanımı testinden farklı bir analiz modeli kullanıldığı için sonuçlar farklı çıkmış olabilir.

Çalışmamızda uygulanan kuvvet sonucu dentinde oluşan maksimum asal gerilmeler değerlendirildiğinde en yüksek stres değeri 2,5 mm çapında iç kök rezorpsiyona sahip tedavi edilmemiş diş modelinde görülmüştür. İç kök rezorpsiyon çapı 1,5 mm'den 2,5 mm'ye arttıkça dentindeki maksimum asal gerilme değeri artış gösterirken 2,5 mm'den 3,5 ve 4,5 mm'ye arttıkça dentindeki maksimum asal gerilme değerinde azalma görülmüştür. Bu durumunun dişin çekme kuvvetlerine karşı daha dayanıksız olması ve rezorpsiyon çapı 2,5 mm'den daha fazla artıp kalan dentin miktarı azaldıkça dişin gelen kuvveti absorbe edemeyip komşu destek dokulara iletmesinden kaynaklanması muhtemeldir (266,267). Tedavi edilmiş modeller kendi aralarında değerlendirildiğinde, 1,5 mm çapındaki rezorpsiyon kavitelerinin tedavi edildiği modellerde tüm materyaller eşit değerler gösterirken, 2,5 mm, 3,5 mm ve 4,5 mm çapındaki rezorpsiyon kavitelerinin Biodentine ile tedavi edildiği modellerde daha düşük gerilim değerleri görülmüştür. En yüksek gerilim değerleri ise güta-perka ile yapılan modellerde meydana gelmiştir. Hassouneh ve ark. yaptıkları bir SEA çalışmasında immatür bir maksiller santral kesici dişe farklı klinik prosedürler uygulamış ve dişte meydana gelen stres dağılımını ve kırık riskini değerlendirmişlerdir. Farklı klinik prosedürler için apikal ve koronal bariyer materyalleri olarak MTA ve Biodentine kullanılan çalışmanın sonuçlarına göre, dentinde meydana gelen maksimum asal gerilme değerleri açısından MTA ve Biodentine materyalleri arasında belirgin bir fark bulunmamaktadır (256). Mevcut çalışmamızda da iç kök rezorpsiyon çapları aynı olan modellerin dentindeki maksimum asal gerilme değerleri kendi aralarında kıyaslandığında aralarında belirgin bir fark bulunmamakla birlikte en düşük stres değerleri genellikle Biodentine ile tedavi edilen modellerde görülmüştür.

Kortikal ve trabeküler kemik üzerinde meydana gelen stresler değerlendirildiğinde en düşük maksimum ve minimum asal gerilme değerleri sağlıklı diş modellerinde görülmüştür. İç kök rezorpsiyon çapları aynı olan modellerin kortikal ve trabeküler kemik üzerinde meydana gelen maksimum ve minimum asal gerilmeleri kendi aralarında kıyaslandığında en yüksek gerilme değerleri tedavi edilmemiş diş modellerinde görülürken bunu güta-perka ile tedavi edilen modeller izlemiştir. En düşük gerilme değerleri ise Biodentine ile tedavi edilen modellerde görülmüştür. İç kök rezorpsiyon kaviteleri aynı materyal ile doldurulan modellerin hem kortikal kemik hem de trabeküler kemik üzerindeki maksimum ve minimum asal gerilme değerleri karşılaştırıldığında, genellikle rezorpsiyon çapı arttıkça ve kök dentininde kalan dentin miktarı azaldıkça, maksimum ve minimum asal gerilme değerlerinde de artış görülmüştür. Ancak, Biodentine ile tedavi edilen modellerde, rezorpsiyon çapı arttıkça kortikal kemik üzerinde maksimum ve minimum asal gerilme değerlerinde azalma görülmüştür. Bu durumun muhtemel sebebi Biodentine'in elastisite modülünün diğer materyallerden ve dentinden fazla olması ve gelen stresi kendi üzerinde absorbe etmesi olabilir (153). Ek olarak, trabeküler kemikte meydana gelen gerilme dağılımları kortikal kemikle karşılaştırıldığında daha düşük değerler göstermiştir. Bu durumun, trabeküler kemiğin daha az yoğun ve daha gözenekli olup, bu gözeneklerin streslerin daha homojen dağılmasına izin vermesinden kaynaklanmış olması muhtemeldir (268).

Periodontal ligament üzerinde meydana gelen stresler değerlendirildiğinde en düşük von Mises değerleri 4,5 mm çapında iç kök rezorpsiyonu Biodentine ile tedavi edilen modelde görülmüştür. İç kök rezorpsiyon çapları aynı olan modellerin periodontal ligament üzerinde meydana gelen von Mises stres değerleri kendi aralarında karşılaştırıldığında en yüksek gerilme değerleri tedavi edilmemiş diş modellerinde görülürken bunu güta-perka ile tedavi edilen modeller izlemiştir. En düşük gerilme değerleri ise Biodentine ile tedavi edilen modellerde görülmüştür. İç kök rezorpsiyon kaviteleri aynı materyal ile tedavi edilen diş modelleri kendi aralarında kıyaslandığında güta-perka ve MTA ile tedavi edilen modellerde iç kök rezorpsiyon çapı arttıkça ve rezorpsiyon kavitesi etrafında kalan sağlam dentin miktarı azaldıkça periodontal ligament üzerinde biriken von Mises stres değerlerinde artış gözlemlenmiştir. Biodentine ile tedavi edilen modellerde ise rezorpsiyon çapı arttıkça periodontal ligament üzerinde meydana gelen von Mises stres değerlerinde azalma görülmüştür ve tüm modeller arasında en düşük gerilme değeri 4,5 mm çapındaki rezorpsiyon kavitesinin Biodentine ile tedavi edildiği modelde meydana gelmiştir.

Biodentine'in elastisite modülünün diğer materyallerden ve dentinden fazla olması, gelen stresi kendi üzerinde absorbe edebilmesi ve 4,5 mm'lik rezorpsiyon kavitesinde diğer boyutlardaki rezorpsiyon kavitelerine göre daha fazla miktarda bulunması bu durumun muhtemel sebebi olabilir (153). Rajawat ve Kaushik yaptıkları bir SEA çalışmasında simüle edilmiş dış servikal rezorpsiyon kavitelerinin farklı materyaller ile dolununun dış ve komşu destek dokuları üzerindeki stres birikimini incelemiştir. Periodontal ligament üzerinde biriken stres dağılımları incelendiğinde dış servikal kök rezorpsiyon varlığının periodontal ligament üzerinde biriken stresi arttırdığı ve tedavi edilmesi ile bu stresin azaldığı belirlenmiştir (269). Bu sonuç bizim çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlar ile uyumludur.

Dolum materyalleri üzerinde biriken von Mises stresleri değerlendirildiğinde iç kök rezorpsiyon kaviteleri aynı materyal ile tedavi edilen diş modelleri kendi aralarında kıyaslandığında tüm modellerde iç kök rezorpsiyon çapı arttıkça dolum materyalleri üzerinde biriken gerilim değerlerinde artış görülmüştür. İç kök rezorpsiyon çapları aynı olan modeller karşılaştırıldığında tüm modellerde en yüksek gerilim değerleri Biodentine materyalleri üzerinde görülürken, en düşük gerilim değerleri gütaperka materyalleri üzerinde görülmüştür. Öksüzer ve Çıkman yaptıkları bir SEA çalışmasında simüle edilmiş dış servikal kök rezorpsiyonu kavitesinin farklı materyaller ile tamirinin dentin ve tamir materyalleri üzerinde biriken stres dağılımlarını incelemişlerdir. Tamir materyalleri üzerinde biriken stres değerleri incelendiğinde elastisite modülü daha yüksek bir materyal olan Biodentine'in gelen kuvveti absorbe etmiş olduğu ve Biodentine üzerinde biriken stres değerinin MTA üzerinde biriken stres değerinden daha yüksek olduğu görülmüştür (217). Bu sonuç bizim çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlar ile benzerdir.

Klinik olarak ortaya çıkan diş mobilitesini inceleyebilmek adına maksimum yer değiştirme büyüklüklerinin incelenmesi önemli bir kriterdir. Diş mobilitesi, yalnızca alveoler kemik desteğinin değerlendirilmesinde önemli bir parametre olmakla kalmayıp, aynı zamanda çiğneme fonksiyonunun sürdürebilmek için normal aralıkta olması gereken önemli bir gerekliliktir (270). Hassouneh ve ark. yaptıkları bir SEA çalışmasında immatür maksiller santral kesici diş farklı klinik prosedürler uygulamış ve dişte meydana gelen maksimum yer değiştirme büyüklüklerini incelemiştir. Bu çalışmanın sonucuna göre maksimum yer değiştirme büyüklüğü en fazla yeterli dentin dokusu bulunmayan kök gelişimini tamamlamamış diş modelinde görülmüştür (256). Jang ve ark. yaptıkları bir SEA çalışmasında apikal kök rezeksiyonu miktarının ve periodontal kemik kaybının biyomekanik

etkisini analiz etmiş ve rezeke edilen kök miktarı ve periodontal kemik kaybı arttıkça ve sağlam diş dokusu azaldıkça dişte meydana gelen maksimum yer değiştirme büyüklüğünün arttığı sonucuna varmışlardır. Aynı zamanda periodontal kemik kaybının maksimum yer değiştirme üzerinde daha büyük etkiye sahip olduğunu belirtmişlerdir (270). Örs ve ark. da farklı boyutlardaki furkasyon perforasyonlarının ve furkasyon bölgesindeki kemik kaybının biyomekanik etkilerini inceledikleri SEA çalışmalarında furkasyon perforasyon boyutunun maksimum yer değiştirme büyüklüğünü çok fazla değiştirmedeği ancak furkasyon bölgesindeki kemik kaybının maksimum yer değiştirme miktarını önemli ölçüde arttırdığı sonucuna ulaşmışlardır (271). Mevcut çalışmamızda tüm modeller arasında benzer maksimum yer değiştirme büyüklükleri görülmekle beraber 4,5 mm çapında iç kök rezorpsiyona sahip tedavi edilmemiş ve gütaperka ile tedavi edilmiş modellerde daha yüksek maksimum yer değiştirme büyüklükleri görülmüştür. Bunun muhtemel sebebi, dentindeki en yüksek gerilme streslerinin genellikle dişin bukkal servikal bölgesinde yoğunlaşması iken, maksimum yer değiştirme büyüklükleri diğer modellere göre daha yüksek olan 4,5 mm çapında iç kök rezorpsiyona sahip tedavi edilmemiş ve gütaperka ile tedavi edilmiş modellerde en yüksek stres değerlerinin, rezorpsiyon kavitesi sınırındaki dentin bölgesine geçmesi veya bu modellerde yeterli dentin dokusu bulunmaması olabilir. Buna karşılık diğer modeller arasında belirgin bir fark olmamasının muhtemel sebebi periodontal olarak sağlıklı ve kemik kaybı olmayan diş modelleri seçilmesidir.

SEA çalışmaları, diş hekimliğinde stres ve gerilim dağılımlarını incelemek için yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir. Bu yöntemin birçok avantajı olmasına rağmen bazı sınırlamaları da bulunmaktadır (272). SEA modelleri, gerçek koşulları basitleştirmek ve hesaplamaları kolaylaştırmak için birçok varsayımda bulunarak oluşturulur ve bu basitleştirmeler sonuçların doğruluğunu etkileyebilir. Çoğu diş materyali ve diş dokusu izotropik ve homojen değildir, yani mekanik özellikleri konuma ve yöne göre değişebilir (273). Bu çalışmada ise tüm materyaller lineer, izotropik ve homojen olarak kabul edilmiştir. Bu basitleştirme, gerçek gerilim dağılımlarını etkileyebilir. Ek olarak, gerçekte iç kök rezorpsiyon kavitesinin boyutları değişken olmakla beraber rezorpsiyon kavitesinin yüzeyleri çalışma modellerimizde olduğu gibi pürüzsüz değildir (7).

İç kök rezorpsiyonu genişleyerek kök kanalını perfore ederek gingival dokulara açılabilir (9). Ancak bizim çalışmamızda sadece perfore olmayan iç kök rezorpsiyon modelleri kullanılmıştır. Gerçekte dişler çiğneme, yutma ve konuşma gibi çeşitli

fonksiyonlar sırasında doğrusal olmayan karmaşık ve değişken yüklemelere maruz kalmaktadır. Bizim çalışmamızda oluşturulan yükleme senaryosunda ise tek bir noktadan, doğrusal ve sabit bir kuvvet uygulanmıştır. Bu yükleme senaryosu bir hastada meydana gelen fonksiyonel yükleme sırasında meydana gelen karmaşıklıktan uzaktır ve bu durum gerilim dağılımlarının doğrusallık varsayımından sapmasına neden olur (274). SEA modelleri genellikle in vivo veya laboratuvar ortamında doğrulanamaz. Bu nedenle bu modellerin gerçek klinik durumlarda ne kadar doğru olduğu bilinemez. Ayrıca, SEA modelleri genellikle kısa vadeli stres ve gerilim dağılımlarına odaklanır. Uzun vadeli sonuçlar ise göz ardı edilebilir (187). Bu gibi faktörler çalışmamızı sınırlayan etmenlerdendir. Bu çalışmadan elde edilen bulgular klinik pratiğe birebir yansıtılamasa da standart koşullar altında materyalleri karşılaştırma olanağı sağlar ve ileri klinik ve deneysel çalışmalar ile desteklenmek üzere ön fikir oluşturabilir.

6.SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızda elde edilen sonuç ve öneriler aşağıda sunulmuştur:

- Dişte iç kök rezorpsiyonu bulunması dişlerin gerilme dağılımını önemli ölçüde arttırmaktadır. Rezorpsiyon kavitesinin tamir edilmesi ise gerilme dağılımını önemli ölçüde azaltmaktadır.
- İç kök rezorpsiyonu bulunan dişlerde fonksiyonel kuvvetler sonucu dentinde oluşan en yüksek gerilme değerleri genellikle bukkal servikal bölgede oluşmaktadır.
- Büyük iç kök rezorpsiyonu defektleri, daha küçük iç kök rezorpsiyonu defektlerine kıyasla daha fazla stres birikimine neden olur. Bu nedenle, daha büyük defektlerin daha dikkatli bir şekilde tamir edilmesi gerekir.
- İç kök rezorpsiyonu görülen dişlerin dentin üzerindeki streslerin azaltılmasında ve dolayısıyla kırılma direnci üzerinde rezorpsiyon kavitesinin tamirinde kullanılan materyallerin türü önemlidir.
- İç kök rezorpsiyonu tamirinde Biodentine ve MTA kullanımı gelen kuvveti daha çok absorbe edip gütta-perka'ya göre dentine daha az stres iletilmesine neden olmuştur.
- İç kök rezorpsiyonu tamirinde elastisite modülü daha yüksek olan materyal kullanımı gelen stresi materyal üzerinde biriktirerek dişe ve çevre dokulara daha az stres iletilmesine ve gerilimin daha homojen dağılmasına olanak sağlamaktadır.
- Dişler ağız ortamında fonksiyonel kuvvetlerin yanı sıra parafonksiyonel kuvvetlere de maruz kalabilmektedir. Bu hususlar dikkate alınarak sonuçlarımız, farklı kök bölgelerindeki iç kök rezorpsiyonlarının, parafonksiyonel kuvvetlerin etkisinin ve farklı restoratif materyallerin uzun vadeli performansı gibi faktörlerin de değerlendirildiği daha geniş kapsamlı çalışmalarla desteklenmelidir.

KAYNAKLAR

1. Patel S, Kanagasingam S, Pitt Ford T. External Cervical Resorption: A Review. *J Endod* 2009;35(5):616-625.
2. Darcey J, Qualtrough A. Resorption: part 1. Pathology, classification and aetiology. *Br Dent J* 2013;214(9):439-451.
3. Patel S, Saberi N. External Cervical Resorption Associated with the Use of Bisphosphonates: A Case Series. *J Endod* 2015;41(5):742-748.
4. Al-Momani Z, Nixon PJ. Internal and external root resorption: aetiology, diagnosis and treatment options. *Dent Update* 2013;40(2):102-112.
5. Aidos H, Diogo P, Santos JM. Root Resorption Classifications: A Narrative Review and a Clinical Aid Proposal for Routine Assessment. *Eur Endod J* 2018;3(3):134.
6. Patel S, Saberi N. The ins and outs of root resorption. *Br Dent J* 2018;224(9):691-699.
7. Patel S, Ricucci D, Durak C, Tay F. Internal Root Resorption: A Review. *J Endod* 2010;36(7):1107-1121.
8. Mittal S, Mittal S, Sharma J, Kumar T. Internal root resorption: An endodontic challenge: A case series. *J Conserv Dent* 2014;17(6):590.
9. Patel S, Saberi N, Pimental T, Teng P. Present status and future directions: Root resorption. *Int Endod J* 2022;55(S4):892-921.
10. Nilsson E, Bonte E, Bayet F, Lasfargues J-J. Management of Internal Root Resorption on Permanent Teeth. *Int J Dent* 2013;1-7.
11. Quality guidelines for endodontic treatment: consensus report of the European Society of Endodontology. *Int Endod J* 2006;39(12):921-930.
12. Umashetty G, Hoshing U, Patil S, Ajgaonkar N. Management of Inflammatory Internal Root Resorption with Biodentine and Thermoplasticised Gutta-Percha. *Case Rep Dent* 2015;1-4.

13. Ulusoy Öİ, Paltun YN. Fracture resistance of roots with simulated internal resorption defects and obturated using different hybrid techniques. *J Dent Sci* 2017;12(2):121-125.
14. Aktemur Türker S, Uzunoğlu E, Deniz Sungur D, Tek V. Fracture Resistance of Teeth with Simulated Perforating Internal Resorption Cavities Repaired with Different Calcium Silicate-based Cements and Backfilling Materials. *J Endod* 2018;44(5):860-863.
15. Zogheib C, Sfeir G, Plotino G, Deus G, Daou M, Khalil I. Impact of minimal root canal taper on the fracture resistance of endodontically treated bicusps. *J Int Soc Prev Community Dent* 2018;8(2):179.
16. Karapinar Kazandag M, Sunay H, Tanalp J, Bayirli G. Fracture resistance of roots using different canal filling systems. *Int Endod J* 2009;42(8):705-710.
17. Aslan T, Üstün Y, Esim E. Stress distributions in internal resorption cavities restored with different materials at different root levels: A finite element analysis study. *Aust Endod J* 2019;45(1):64-71.
18. Akman S, Akman M, Eskitascioglu G, Belli S. Influence of several fibre-reinforced composite restoration techniques on cusp movement and fracture strength of molar teeth. *Int Endod J* 2011;44(5):407-415.
19. Plotino G, Grande NM, Isufi A, Ioppolo P, Pedullà E, Bedini R, Gambarini G, Testarelli L. Fracture Strength of Endodontically Treated Teeth with Different Access Cavity Designs. *J Endod* 2017;43(6):995-1000.
20. Olsen JL, Koroluk L, Ko C-C, Lee J. *Finite Element Analysis of Maxillary Central Incisor Trauma.*; 2013.
21. Ramoğlu S, Ozan O. Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2015;9(9).
22. Ulusoy Mutahhar, Aydın Kevser. *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler*. 2. bs. Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları; 2003.
23. Patel S, Mavridou AM, Lambrechts P, Saberi N. External cervical resorption-part 1: histopathology, distribution and presentation. *Int Endod J* 2018;51(11):1205-1223.

24. Bille MLB, Kvetny MJ, Kjaer I. A possible association between early apical resorption of primary teeth and ectodermal characteristics of the permanent dentition. *Eur J Orthod* 2008;30(4):346-351.
25. Bille ML, Nolting D, Kvetny MJ, Kjaer I. Unexpected early apical resorption of primary molars and canines. *Eur Arch Paediatr Dent* 2007;8(3):144-149.
26. Furseth R. The resorption processes of human deciduous teeth studied by light microscopy, microradiography and electron microscopy. *Arch Oral Biol* 1968;13(4):417-431.
27. Hammarström L, Lindskog S. General morphological aspects of resorption of teeth and alveolar bone. *Int Endod J* 1985;18(2):93-108.
28. Andreasen JO. External root resorption: its implication in dental traumatology, paedodontics, periodontics, orthodontics and endodontics. *Int Endod J* 1985;18(2):109-118.
29. V Adaki DrR, Adaki DrSR, M Agrwal DrJ, G Nanjannawar DrL. External Apical Root Resorption – An Unusual Case Report. *IOSR J Dent Med Sci* 2014;13(1):60-62.
30. Trope M. Root Resorption due to Dental Trauma. *Endod Topics* 2002;1(1):79-100.
31. Khojastepour L, Bronoosh P, Azar M. Multiple Idiopathic Apical Root Resorption: a Case Report. *J Dent (Tehran)* 2010;7(3):165.
32. Fuss Z, Tsesis I, Lin S. Root resorption - diagnosis, classification and treatment choices based on stimulation factors. *Dent Traumatol* 2003;19(4):175-182.
33. Lencheden A, Blomlöf L, Lindskog S. Effect of delayed calcium hydroxide treatment on periodontal healing in contaminated replanted teeth. *Eur J Oral Sci* 1991;99(2):147-153.
34. Friedman S, Rotstein I, Libfeld H, Stabholz A, Heling I. Incidence of external root resorption and esthetic results in 58 bleached pulpless teeth. *Dent Traumatol* 1988;4(1):23-26.

35. von Arx T, Schawalder P, Ackermann M, Bosshardt DD. Human and Feline Invasive Cervical Resorptions: The Missing Link?—Presentation of Four Cases. *J Endod* 2009;35(6):904-913.
36. Patel K, Schirru E, Niazi S, Mitchell P, Mannocci F. Multiple Apical Radiolucencies and External Cervical Resorption Associated with Varicella Zoster Virus: A Case Report. *J Endod* 2016;42(6):978-983.
37. Solomon CS, Notaro PJ, Kellert M. External root resorption—fact or fancy. *J Endod* 1989;15(5):219-223.
38. Soltanoff CS, Yang S, Chen W, Li Y-P. Signaling Networks that Control the Lineage Commitment and Differentiation of Bone Cells. *Crit Rev Eukaryot Gene Expr* 2009;19(1):1-46.
39. McHugh KP, Shen Z, Crotti T, Flannery MR, Fajardo RJ, Bierbaum BE, vd. Role of Cell-matrix Interactions in Osteoclast Differentiation. *Adv Exp Med Biol* 2007:107-111.
40. Pierce AM. Experimental basis for the management of dental resorption. *Endod Dent Traumatol* 1989;5(6):255-265.
41. Lindskog S, Blomlof L, Hammarstrom L. Repair of periodontal tissues In vivo and in vitro. *J Clin Periodontol* 1983;10(2):188-205.
42. Speziani C, Rivollier A, Gallois A, Coury F, Mazzorana M, Azocar O, vd. Murine dendritic cell transdifferentiation into osteoclasts is differentially regulated by innate and adaptive cytokines. *Eur J Immunol* 2007;37(3):747-757.
43. Harokopakis-Hajishengallis E. Physiologic root resorption in primary teeth: molecular and histological events. *J Oral Sci* 2007;49(1):1-12.
44. Tyrovola JB, Spyropoulos MN, Makou M, Perrea D. Root resorption and the OPG/RANKL/RANK system: a mini review. *J Oral Sci* 2008;50(4):367-376.
45. Fernandes M, de Ataide I, Wagle R. Tooth resorption part I - pathogenesis and case series of internal resorption. *J Conserv Dent* 2013;16(1):4.
46. Trope M. Root resorption of dental and traumatic origin: classification based on etiology. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1998;10(4):515-22.

47. Wedenberg C. Evidence for a dentin-derived inhibitor of macrophage spreading. *Eur J Oral Sci* 1987;95(5):381-388.
48. Wedenberg C, Lindskog S. Evidence for a resorption inhibitor in dentin. *Eur J Oral Sci* 1987;95(3):205-211.
49. Schaffner P, Dard MM. Structure and function of RGD peptides involved in bone biology. *Cell Mol Life Sci* 2003;60(1):119-132.
50. Ishijima M, Rittling SR, Yamashita T, Tsuji K, Kurosawa H, Nifuji A, vd. Enhancement of Osteoclastic Bone Resorption and Suppression of Osteoblastic Bone Formation in Response to Reduced Mechanical Stress Do Not Occur in the Absence of Osteopontin. *J Exp Med* 2001;193(3):399-404.
51. Chung CJ, Soma K, Rittling SR, Denhardt DT, Hayata T, Nakashima K, vd. OPN deficiency suppresses appearance of odontoclastic cells and resorption of the tooth root induced by experimental force application. *J Cell Physiol* 2008;214(3):614-620.
52. Uchiyama M, Nakamichi Y, Nakamura M, Kinugawa S, Yamada H, Udagawa N, vd. Dental Pulp and Periodontal Ligament Cells Support Osteoclastic Differentiation. *J Dent Res* 2009;88(7):609-614.
53. Wada N, Maeda H, Tanabe K, Tsuda E, Yano K, Nakamuta H, vd. Periodontal ligament cells secrete the factor that inhibits osteoclastic differentiation and function: the factor is osteoprotegerin/osteoclastogenesis inhibitory factor. *J Periodontal Res* 2001;36(1):56-63.
54. Andreasen J. Review of root resorption systems and models. Etiology of root resorption and the homeostatic mechanisms of the periodontal ligament. In: *The biological mechanisms of tooth eruption and root resorption.*; 1988:9-21.
55. Andreasen JO. Luxation of permanent teeth due to trauma A clinical and radiographic follow-up study of 189 injured teeth. *Eur J Oral Sci* 1970;78(1-4):273-286.
56. Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Verbeken E, Wevers M, Van Meerbeek B, Lambrechts P. Cervical external root resorption in vital teeth. *J Clin Periodontol* 2002;29(6):580-585.

57. Özdemir O, Hazar E, Koçak S, Koçak MM, Sağlam BC. Kök Rezorpsiyonları. *Uluslararası Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi* 2019;5(2):38-44.
58. Tronstad L. Root resorption - etiology, terminology and clinical manifestations. *Dent Traumatol* 1988;4(6):241-252.
59. Cholia S, Wilson P, Makdissi J. Multiple idiopathic external apical root resorption: report of four cases. *Dentomaxillofac Radiol* 2005;34(4):240-246.
60. Yadav P, Rao Y, Jain A, Relhan N, Gupta S. Treatment of internal resorption with mineral trioxide aggregates: a case report. *J Clin Diagn Res* 2013;7(10):2400-2401.
61. Keinan D, Heling I, Stabholtz A, Moshonov J. Rapidly progressive internal root resorption: a case report. *Dent Traumatol* 2008;24(5):546-549.
62. Petel R, Fuks A. Pink Spot – Literature Review and Case Report. *J Clin Pediatr Dent* 2016;40(5):353-355.
63. Gulabivala K, Searson LJ. Clinical diagnosis of internal resorption: an exception to the rule. *Int Endod J* 1995;28(5):255-260.
64. Borg E, Källqvist A, Gröndahl K, Gröndahl H-G. Film and digital radiography for detection of simulated root resorption cavities. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1998;86(1):110-114.
65. Patel S, Durack C, Abella F, Roig M, Shemesh H, Lambrechts P, vd. European Society of Endodontology position statement: The use of CBCT in Endodontics. *Int Endod J* 2014;47(6):502-504.
66. Mavridou AM, Hauben E, Wevers M, Schepers E, Bergmans L, Lambrechts P. Understanding External Cervical Resorption in Vital Teeth. *J Endod* 2016;42(12):1737-1751.
67. Majorana A, Bardellini E, Conti G, Keller E, Pasini S. Root resorption in dental trauma: 45 cases followed for 5 years. *Dent Traumatol* 2003;19(5):262-265.
68. Moze G, Seehra J, Fanshawe T, Davies J, McDonald F, Bister D. In vitro comparison of contemporary radiographic imaging techniques for measurement of tooth length: reliability and radiation dose. *J Orthod* 2013;40(3):225-233.

69. Andreasen JO, Hjørting-Hansen E. Replantation of Teeth. II. Histological Study of 22 Replanted Anterior Teeth in Humans. *Acta Odontol Scand* 1966;24(3):287-306.
70. Heithersay GS. Invasive cervical resorption. *Endod Topics* 2004;7(1):73-92.
71. Mavridou AM, Bergmans L, Barendregt D, Lambrechts P. Descriptive Analysis of Factors Associated with External Cervical Resorption. *J Endod* 2017;43(10):1602-1610.
72. Liang H, Burkes E, Frederiksen N. Multiple idiopathic cervical root resorption: systematic review and report of four cases. *Dentomaxillofac Radiol* 2003;32(3):150-155.
73. Patel S, Ford TP. Is the Resorption External or Internal? *Dent Update* 2007;34(4):218-229.
74. A. Ghazi RF, Khalifa FA. Sub-clinical Cervical Root Resorption: A Case Report. *Cureus* 2022.
75. Gartner AH, Mack T, Somerlott RG, Walsh LC. Differential diagnosis of internal and external root resorption. *J Endod* 1976;2(11):329-334.
76. Patel S, Dawood A. The use of cone beam computed tomography in the management of external cervical resorption lesions. *Int Endod J* 2007;40(9):730-737.
77. Estevez R, Aranguren J, Escorial A, de Gregorio C, De La Torre F, Vera J, vd. Invasive Cervical Resorption Class III in a Maxillary Central Incisor: Diagnosis and Follow-up by Means of Cone-Beam Computed Tomography. *J Endod* 2010;36(12):2012-2014.
78. Heithersay GS. Clinical, radiologic, and histopathologic features of invasive cervical resorption. *Quintessence Int* 1999;30(1):27-37.
79. Patel S, Foschi F, Mannocci F, Patel K. External cervical resorption: a three-dimensional classification. *Int Endod J* 2018;51(2):206-214.
80. Tel KP, Foschi F, Pop I, Patel S, Mannocci F. The use of Intentional Replantation to Repair an External Cervical Resorptive Lesion not am Enable to Conventional Surgical Repair. *Prim Dent J* 2016;5(2):78-83.

81. Laux M, Abbott P V., Pajarola G, Nair PNR. Apical inflammatory root resorption: a correlative radiographic and histological assessment. *Int Endod J* 2000;33(6):483-493.
82. Vier F V., Figueiredo JAP. Prevalence of different periapical lesions associated with human teeth and their correlation with the presence and extension of apical external root resorption. *Int Endod J* 2002;35(8):710-719.
83. Finucane D, Kinirons MJ. External inflammatory and replacement resorption of luxated, and avulsed replanted permanent incisors: a review and case presentation. *Dent Traumatol* 2003;19(3):170-174.
84. Heithersay G. Management of tooth resorption. *Aust Dent J* 2007;52(s1).
85. Sak M, Radecka M, Karpiński T, Wędrychowicz-Welman A, Szkaradkiewicz A. Tooth root resorption: etiopathogenesis and classification. 2016.
86. Cvek M. Prognosis of luxated non-vital maxillary incisors treated with calcium hydroxide and filled with gutta-percha. A retrospective clinical study. *Dent Traumatol* 1992;8(2):45-55.
87. Abbott P. Prevention and management of external inflammatory resorption following trauma to teeth. *Aust Dent J* 2016;61(S1):82-94.
88. Lin S, Moreinos D, Kaufman AY, Abbott P V. Tooth Resorption – Part 1: The evolvment, rationales and controversies of tooth resorption. *Dent Traumatol* 2022;38(4):253-266.
89. Heboyan A, Avetisyan A, Karobari MI, Marya A, Khurshid Z, Rokaya D, vd. Tooth root resorption: A review. *Sci Prog* 2022;105(3).
90. Barrett EJ, Kenny DJ. Avulsed permanent teeth: a review of the literature and treatment guidelines. *Dent Traumatol* 1997;13(4):153-163.
91. Yoon H, Song M. Long-Term Retention of Avulsed Maxillary Incisors with Replacement Root Resorption: A 9-Year Follow-Up. *Case Rep Dent* 2021; 1-7.
92. Salamati A, Chen J, Herring SW, Liu Z-J. Functional tooth mobility in young pigs. *J Biomech* 2020; 104: 109716.

93. Andreasen JO, Hjørtting-Hansen E. Replantation of Teeth. I. Radiographic and Clinical Study of 110 Human Teeth Replanted After Accidental Loss. *Acta Odontol Scand* 1966;24(3):263-286.
94. Andersson L, Bodin I, Sörensen S. Progression of root resorption following replantation of human teeth after extended extraoral storage. *Dent Traumatol* 1989;5(1):38-47.
95. Andersson L, Malmgren B. The Problem Of Dentoalveolar Ankylosis And Subsequent Replacement Resorption In The Growing Patient. *Aust Endod J* 1999; 25(2):57-61.
96. McNamara T, O'Shea D, McNamara C, Foley T. The management of traumatic ankylosis during orthodontics: a case report. *J Clin Pediatr Dent* 2000; 24(4):265-267.
97. Andreasen FM. Transient apical breakdown and its relation to color and sensibility changes after luxation injuries to teeth. *Dent Traumatol* 1986; 2(1):9-19.
98. Cohenca N, Karni S, Rotstein I. Transient apical breakdown following tooth luxation. *Dent Traumatol* 2003; 19(5):289-291.
99. Fernandes M, de Ataíde I, Wagle R. Tooth resorption part II - external resorption: Case series. *J Conserv Dent* 2013; 16(2):180.
100. Boyd KS. Transient apical breakdown following subluxation injury: a case report. *Dent Traumatol*, 1995; 11(1):37-40.
101. Bellizzi R, Cio WL. Endodontic management of extensive internal root resorption. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1980;49(2):162-165.
102. Petel R, Fuks A. Pink Spot – Literature Review and Case Report. *J Clin Pediatr Dent* 2016;40(5):353-355.
103. Çalışkan MK, Türkün M. Prognosis of permanent teeth with internal resorption: a clinical review. *Dent Traumatol* 1997;13(2):75-81.
104. Haapasalo M, Enda L U. Internal inflammatory root resorption: the unknown resorption of the tooth. *Endod Topics* 2006;14(1):60-79.

105. Walton RE, Leonard LA. Cracked tooth: An etiology for “idiopathic” internal resorption? *J Endod* 1986;12(4):167-169.
106. Solomon CS, Coffiner MO, Chalfin HE. Herpes zoster revisited: Implicated in root resorption. *J Endod* 1986;12(5):210-213.
107. Bakhsh A, Patel and, S, Bhuva B. Root Resorption. İçinde: *Endodontic Advances and Evidence-Based Clinical Guidelines*. Wiley; 2022:117-129.
108. Ricucci. Apical limit of root canal instrumentation and obturation, part 1. Literature review. *Int Endod J* 1998;31(6):384-393.
109. Thomas P, Krishna Pillai R, Pushparajan Ramakrishnan B, Palani J. An Insight into Internal Resorption. *ISRN Dent* 2014; 2014:1-7.
110. Wedenberg C, Lindskog S. Experimental internal resorption in monkey teeth. *Dent Traumatol* 1985;1(6):221-227.
111. Frank AL, Weine FS. Nonsurgical Therapy for the Perforative Defect of Internal Resorption. *J Am Dent Assoc* 1973;87(4):863-868.
112. Silveira FF, Nunes E, Soares JA, Ferreira CL, Rotstein I. Double ‘pink tooth’ associated with extensive internal root resorption after orthodontic treatment: a case report. *Dent Traumatol* 2009;25(3).
113. Heithersay GS. Clinical endodontic and surgical management of tooth and associated bone resorption. *Int Endod J* 1985;18(2):72-92.
114. Internal Root Resorption. İçinde: *Diseases and Conditions in Dentistry*. Wiley; 2018:193-196.
115. Abbott P V., Lin S. Tooth resorption—Part 2: A clinical classification. *Dent Traumatol* 2022;38(4):267-285.
116. Wedenberg C, Zetterqvist L. Internal resorption in human teeth—a histological, scanning electron microscopic, and enzyme histochemical study. *J Endod* 1987;13(6):255-259.
117. Reichart PA, Dürr U -M., Triadan H, Vickendey G. Periodontal disease in the domestic cat. *J Periodontal Res* 1984;19(1):67-75.

118. Ne RF, Witherspoon DE, Gutmann JL. Tooth resorption. *Quintessence Int* 1999;30(1):9-25.
119. Cotran RS, Kumar V, Collins T. *Robbins: pathologic basis of disease*. WB Saunders. Philadelphia; 1999.
120. Andreasen FM, Andreasen JO. Resorption and mineralization processes following root fracture of permanent incisors. *Dent Traumatol* 1988;4(5):202-214.
121. Sweet AP. Internal resorption. A chronology. *Dent Radiogr Photogr* 1965;38(4):75-81.
122. Pierce A. Pathophysiological and therapeutic aspects of dentoalveolar resorption. *Aust Dent J* 1989;34(5):437-448.
123. Chogle S, Zuaitar M, Sarkis R, Saadoun M, Mecham A, Zhao Y. The Recommendation of Cone-beam Computed Tomography and Its Effect on Endodontic Diagnosis and Treatment Planning. *J Endod* 2020;46(2):162-168.
124. Patel S, Brown J, Semper M, Abella F, Mannocci F. European Society of Endodontology position statement: Use of cone beam computed tomography in Endodontics. *Int Endod J* 2019;52(12):1675-1678.
125. Ved R, Hegde V. Endodontic management of internal inflammatory resorption. *Int J Prev Clin Dent Res* 2020;7(3):84.
126. Zehnder M. Root Canal Irrigants. *J Endod* 2006;32(5):389-398.
127. Burleson A, Nusstein J, Reader A, Beck M. The In Vivo Evaluation of Hand/Rotary/Ultrasound Instrumentation in Necrotic, Human Mandibular Molars. *J Endod* 2007;33(7):782-787.
128. Siqueirajr J, Rocas I, Santos S, Lima K, Magalhaes F, Deuzeda M. Efficacy of Instrumentation Techniques and Irrigation Regimens in Reducing the Bacterial Population within Root Canals. *J Endod* 2002;28(3):181-184.
129. Byström A, Claesson R, Sundqvist G. The antibacterial effect of camphorated paramonochlorophenol, camphorated phenol and calcium hydroxide in the treatment of infected root canals. *Dent Traumatol* 1985;1(5):170-175.

130. McMullin A, Fleming PS, Dibiase AT. Idiopathic generalized apical root resorption: a report of three cases. *Int J Paediatr Dent* 2008;18(4):312-316.
131. Andersen M, Lund A, Andreasen JO, Andreasen FM. In vitro solubility of human pulp tissue in calcium hydroxide and sodium hypochlorite. *Dent Traumatol* 1992;8(3):104-108.
132. Ricucci D, Siqueira JF. Anatomic and Microbiologic Challenges to Achieving Success with Endodontic Treatment: A Case Report. *J Endod* 2008;34(10):1249-1254.
133. Gencoglu N, Yildirim T, Garip Y, Karagenc B, Yilmaz H. Effectiveness of different gutta-percha techniques when filling experimental internal resorptive cavities. *Int Endod J* 2008;41(10):836-842.
134. Friedman S. Surgical-restorative treatment of bleaching-related external root resorption. *Dent Traumatol* 1989;5(1):63-67.
135. Isidor F, Stokholm R. A case of progressive external root resorption treated with surgical exposure and composite restoration. *Dent Traumatol* 1992;8(5):219-222.
136. Hsien H, Cheng Y, Lee Y, Lan W, Lin C. Repair of Perforating Internal Resorption with Mineral Trioxide Aggregate: A Case Report. *J Endod* 2003;29(8):538-539.
137. Dumfahrt H, Moschén I. A New Approach in Restorative Treatment of External Root Resorption. A Case Report. *J Periodontol* 1998;69(8):941-947.
138. Heithersay GS. Treatment of invasive cervical resorption: an analysis of results using topical application of trichloroacetic acid, curettage, and restoration. *Quintessence Int* 1999;30(2):96-110.
139. White C, Bryant N. Combined Therapy of Mineral Trioxide Aggregate and Guided Tissue Regeneration in the Treatment of External Root Resorption and an Associated Osseous Defect. *J Periodontol* 2002;73(12):1517-1521.
140. Göker Kamalı S, Ağralı ÖB, Türkyaydın D, Baştürk FB, Karadayı A, Sazak Öveçoğlu H, vd. Management Of Perforating External Cervical Root Resorption. *Eur J Res Dent* 2019;2(3):115-118.

141. Torabinejad M, Hong C-U, Pitt Ford TR, Kariyawasam SP. Tissue reaction to implanted super-EBA and mineral trioxide aggregate in the mandible of guinea pigs: A preliminary report. *J Endod* 1995;21(11):569-571.
142. Sanaei-rad P, Bolbolian M, Nouri F, Momeni E. Management of internal root resorption in the maxillary central incisor with fractured root using Biodentine. *Clin Case Rep* 2021;9(7).
143. Jacobovitz M, De Lima RKP. Treatment of inflammatory internal root resorption with mineral trioxide aggregate: a case report. *Int Endod J* 2008;41(10):905-912.
144. Vishwanath V, Rao Hm. Gutta-percha in endodontics - A comprehensive review of material science. *J Conserv Dent* 2019;22(3):216.
145. Borthakur B. Search for indigenous gutta percha. *Endodontology* 2002;14(1):24.
146. Goodman A, Schilder H, Aldrich W. The thermomechanical properties of gutta-percha. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1974;37(6):954-961.
147. Gurgel-Filho ED, Andrade Feitosa JP, Teixeira FB, Monteiro de Paula RC, Araújo Silva JB, Souza-Filho FJ. Chemical and X-ray analyses of five brands of dental gutta-percha cone. *Int Endod J* 2003;36(4):302-307.
148. Combe EC, Cohen BD, Cummings K. Alpha- and beta-forms of gutta-percha in products for root canal filling. *Int Endod J* 2001;34(6):447-451.
149. Friedman CE, Sandrik JL, Heuer MA, Rapp GW. Composition and physical properties of gutta-percha endodontic filling materials. *J Endod* 1977;3(8):304-308.
150. Alaçam T, Aydın M, Tınaz C, Ömürlü H, Can H, Uzel İ, vd. *Endodonti*. 1. bs. İstanbul; 2012.
151. Hemalatha H, Sandeep M, Kulkarni S, Yakub SS. Evaluation of fracture resistance in simulated immature teeth using resilon and ribbond as root reinforcements – An in vitronstudy. *Dent Traumatol* 2009;25(4):433-438.
152. Huang H-M, Ou K-L, Wang W-N, Chiu W-T, Lin C-T, Lee S-Y. Dynamic Finite Element Analysis of the Human Maxillary Incisor Under Impact Loading in Various Directions. *J Endod* 2005;31(10):723-727.

153. Belli S, Eraslan O, Eskitaşcıoğlu G. Effect of Different Treatment Options on Biomechanics of Immature Teeth: A Finite Element Stress Analysis Study. *J Endod* 2018;44(3):475-479.
154. Torabinejad M, Watson TF, Pitt Ford TR. Sealing ability of a mineral trioxide aggregate when used as a root end filling material. *J Endod* 1993;19(12):591-595.
155. Schwartz RS, Mauger M, Clement DJ, Walker WA. Mineral Trioxide Aggregate: A New Material For Endodontics. *J Am Dent Assoc* 1999;130(7):967-975.
156. Saidon J, He J, Zhu Q, Safavi K, Spångberg LSW. Cell and tissue reactions to mineral trioxide aggregate and portland cement. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2003;95(4):483-489.
157. Parirokh M, Torabinejad M. Mineral Trioxide Aggregate: A Comprehensive Literature Review—Part I: Chemical, Physical, and Antibacterial Properties. *J Endod* 2010;36(1):16-27.
158. Islam I, Chng HK, Yap AUJ. X-ray diffraction analysis of mineral trioxide aggregate and Portland cement. *Int Endod J* 2006;39(3):220-225.
159. Cervino G, Laino L, D’Amico C, Russo D, Nucci L, Amoroso G. Mineral Trioxide Aggregate Applications in Endodontics: A Review. *Eur J Dent* 2020;14(04):683-691.
160. Sarkar N, Caicedo R, Rıtwik P, Moiseyeva R, Kawashima I. Physicochemical Basis of the Biologic Properties of Mineral Trioxide Aggregate. *J Endod* 2005;31(2):97-100.
161. Holland R, Desouza V, Nery M, Estradabernabe P, Otobonifilho J, Dezanjunior E. Calcium Salts Deposition in Rat Connective Tissue After the Implantation of Calcium Hydroxide-Containing Sealers. *J Endod* 2002;28(3):173-176.
162. Torabinejad M, Hong C, McDonald F, Pittford T. Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *J Endod* 1995;21(7):349-353.
163. Camilleri J. The chemical composition of mineral trioxide aggregate. *J Conserv Dent* 2008;11(4):141.

164. Camilleri J, Montesin FE, Papaioannou S, McDonald F, Pitt Ford TR. Biocompatibility of two commercial forms of mineral trioxide aggregate. *Int Endod J* 2004;37(10):699-704.
165. Camilleri J, Pitt Ford TR. Evaluation of the effect of tracer pH on the sealing ability of glass ionomer cement and mineral trioxide aggregate. *J Mater Sci Mater Med* 2008;19(8):2941-2948.
166. Tawil PZ, Duggan DJ, Galicia JC. Mineral trioxide aggregate (MTA): its history, composition, and clinical applications. *Compend Contin Educ Dent* 2015;36(4):247-52; quiz 254, 264.
167. Damle SG, Bhattal H, Loomba A. Apexification of anterior teeth: a comparative evaluation of mineral trioxide aggregate and calcium hydroxide paste. *J Clin Pediatr Dent* 2012;36(3):263-8.
168. Stringhini Junior E, dos Santos MGC, Oliveira LB, Mercadé M. MTA and biodentine for primary teeth pulpotomy: a systematic review and meta-analysis of clinical trials. *Clin Oral Investig* 2019;23(4):1967-1976.
169. Arandi NZ, Thabet M. Minimal Intervention in Dentistry: A Literature Review on Biodentine as a Bioactive Pulp Capping Material. *Biomed Res Int* 2021; 2021:1-13.
170. Grech L, Mallia B, Camilleri J. Characterization of set Intermediate Restorative Material, Biodentine, Bioaggregate and a prototype calcium silicate cement for use as root-end filling materials. *Int Endod J* 2013;46(7):632-641.
171. Malkondu Ö, Kazandağ MK, Kazazoğlu E. A Review on Biodentine, a Contemporary Dentine Replacement and Repair Material. *Biomed Res Int* 2014; 2014:1-10.
172. Alhodiry W, Lyons MF, Chadwick RG. Effect of saliva and blood contamination on the bi-axial flexural strength and setting time of two calcium-silicate based cements: Portland cement and biodentine. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2014;22(1):20-3.
173. Grech L, Mallia B, Camilleri J. Investigation of the physical properties of tricalcium silicate cement-based root-end filling materials. *Dental Materials* 2013;29(2): 20-28.

174. Caronna V, Himel V, Yu Q, Zhang J-F, Sabey K. Comparison of the Surface Hardness among 3 Materials Used in an Experimental Apexification Model under Moist and Dry Environments. *J Endod* 2014;40(7):986-989.
175. Formosa LM, Mallia B, Camilleri J. The effect of curing conditions on the physical properties of tricalcium silicate cement for use as a dental biomaterial. *Int Endod J* 2012;45(4):326-336.
176. Gomes-Cornélio AL, Rodrigues EM, Salles LP, Mestieri LB, Faria G, Guerreiro-Tanomaru JM, vd. Bioactivity of MTA Plus, Biodentine and an experimental calcium silicate-based cement on human osteoblast-like cells. *Int Endod J* 2017;50(1):39-47.
177. Luo Z, Li D, Kohli MR, Yu Q, Kim S, He W. Effect of Biodentine™ on the proliferation, migration and adhesion of human dental pulp stem cells. *J Dent* 2014;42(4):490-497.
178. Arora DV. Bioactive dentin replacement. *IOSR J Dent Med Sci* 2013;12(4):51-57.
179. Poggio C, Ceci M, Beltrami R, Dagna A, Colombo M, Chiesa M. Biocompatibility of a new pulp capping cement. *Ann Stomatol (Roma)* 2014;5(2):69-76.
180. Bayram E, Bayram HM. Fracture resistance of immature teeth filled with mineral trioxide aggregate, bioaggregate, and biodentine. *Eur J Dent* 2016;10(02):220-224.
181. About I. Biodentine: from biochemical and bioactive properties to clinical applications. *G Ital Endod* 2016;30(2):81-88.
182. Angelo A. Caputo, Jon P. Standlee. *Biomechanics in Clinical Dentistry.*; 1987.
183. William J. O'Brien. *Physical properties and Biocompatibility. In: Dental materials and their selection.*; 2002.
184. Robert G. Craig, John M. Powers, Ronald L. Sakaguchi. *Craig's Restorative Dental Materials In St. Louis: Mosby. Elsevier*; 2006.
185. Chabrier F, Lloyd CH, Scrimgeour SN. Measurement at low strain rates of the elastic properties of dental polymeric materials. *Dental Materials* 1999;15(1):33-38.

186. J. Keith Nisbeth, Richard G. Budynas. *Shigley's Mechanical Engineering Design*. 10. bs.; 2014.
187. Akbaş M, Akbulut MB, Belli S. Sonlu Elemanlar Stres Analizi ve Endodontide Kullanımı. *Eur J Res Dent* 2021; 5(2): 85-94.
188. Küçük Kurt S. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ve dental implantoloji ile ilgili yapılan araştırmalar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2018.
189. Pesqueira AA, Goiato MC, Filho HG, Monteiro DR, Santos DM dos, Haddad MF. Use of Stress Analysis Methods to Evaluate the Biomechanics of Oral Rehabilitation With Implants. *J Oral Implantol* 2014;40(2):217-228.
190. Geng J-P, Tan KBC, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;85(6):585-598.
191. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications. *J Dent* 2008;36(7):463-471.
192. Shetty P, Hegde A, Rai K. Finite Element Method – An Effective Research Tool for Dentistry. *J Clin Pediatr Dent* 2010;34(3):281-285.
193. Logan Darly L. *A First Course in the Finite Element Method*. Nelson Education Ltd.; 2007.
194. Baiamonte T, Abbate MF, Pizzarello F, Lozada J, James R. The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. *J Oral Implantol* 1996;22(2):104-10.
195. Ledley RS, Huang HK. Linear Model of Tooth Displacement by Applied Forces. *J Dent Res* 1968;47(3):427-432.
196. Farah JW, Craig RG. Finite Element Stress Analysis of a Restored Axisymmetric First Molar. *J Dent Res* 1974;53(4):859-866.
197. Chang K-H, Magdum S, Khera SC, Goel VK. An Advanced Approach for Computer Modeling and Prototyping of the Human Tooth. *Ann Biomed Eng* 2003;31(5):621-631.

198. Soares C, Versluis A, Andra, Aline, Crisnicaw, Bruno, vd. Finite element Analysis in Dentistry – Improving the quality of oral health care: *Finite Element Analysis - From Biomedical Applications to Industrial Developments*. InTech; 2012.
199. Huempfer-Hierl H, Schaller A, Hemprich A, Hierl T. Biomechanical investigation of naso-orbitoethmoid trauma by finite element analysis. *Br J Oral Maxillofac Surg* 2014;52(9):850-853.
200. Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dental Materials* 2007;23(5):539-548.
201. Zhang Y, Liu Y, She Y, Liang Y, Xu F, Fang C. The Effect of Endodontic Access Cavities on Fracture Resistance of First Maxillary Molar Using the Extended Finite Element Method. *J Endod* 2019;45(3):316-321.
202. Allen C, Meyer C, Yoo E, Vargas J, Liu Y, Jalali P. Stress distribution in a tooth treated through minimally invasive access compared to one treated through traditional access: A finite element analysis study. *J Conserv Dent* 2018;21(5):505.
203. Cheng R, Zhou X -D., Liu Z, Yang H, Gao Q -H., Hu T. Finite element analysis of the effects of three preparation techniques on stresses within roots having curved canals. *Int Endod J* 2009;42(3):220-226.
204. Cheng R, Zhou X-D, Liu Z, Hu T. Development of a Finite Element Analysis Model With Curved Canal and Stress Analysis. *J Endod* 2007;33(6):727-731.
205. Rundquist BD, Versluis A. How does canal taper affect root stresses? *Int Endod J* 2006;39(3):226-237.
206. Sathorn C, Palamara J, Messer H. A Comparison of the Effects of Two Canal Preparation Techniques on Root Fracture Susceptibility and Fracture Pattern. *J Endod* 2005;31(4):283-287.
207. İbrahim AA, El Ashry SH, Fayyad DM. Stress Analysis of Two Ni-Ti Rotary Files in Simulated Root Canals Using Finite Element Method-Part II: Root Analysis. *Egypt Dent Journal* 2017;63: 841-848.
208. Hu T, Cheng R, Shao M, Yang H, Zhang R, Gao Q, vd. Application of Finite Element Analysis in Root Canal Therapy.: *Finite Element Analysis*. Sciyo; 2010.

209. Necchi S, Taschieri S, Petrini L, Migliavacca F. Mechanical behaviour of nickel-titanium rotary endodontic instruments in simulated clinical conditions: a computational study. *Int Endod J* 2008;41(11):939-949.
210. Er Ö, Yaman SD, Hasan M. Finite element analysis of the effects of thermal obturation in maxillary canine teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2007;104(2):277-286.
211. Hong J, Xia W, Xiong H. Analysis of the effect on the stress of root canal wall by vertical and lateral condensation procedures. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue* 2003;12(5):359-61.
212. Soares C, Silva N, Castro C, Santos-Filho P, Silva G, Campos R, vd. Influence of different post design and composition on stress distribution in maxillary central incisor: Finite element analysis. *Indian J Dent Res* 2009;20(2):153.
213. Belli S, Eraslan O, Hakki SS, Eskitascioglu M, Eskitascioglu G. Effect of post-restoration on stresses in premolars with endodontic–periodontal lesion: an FEA study. *J Adhes Sci Technol* 2017;31(6):591-601.
214. Ozkurt-Kayahan Z, Turgut B, Akin H, Kayahan MB, Kazazoglu E. A 3D finite element analysis of stress distribution on different thicknesses of mineral trioxide aggregate applied on various sizes of pulp perforation. *Clin Oral Investig* 2020;24(10):3477-3483.
215. Aslan T, Esim E, Üstün Y, Dönmez Özkan H. Evaluation of Stress Distributions in Mandibular Molar Teeth with Different Iatrogenic Root Perforations Repaired with Biodentine or Mineral Trioxide Aggregate: A Finite Element Analysis Study. *J Endod* 2021;47(4):631-640.
216. Anthrayose P, Nawal RR, Yadav S, Talwar S, Yadav S. Effect of revascularisation and apexification procedures on biomechanical behaviour of immature maxillary central incisor teeth: a three-dimensional finite element analysis study. *Clin Oral Investig* 2021;25(12):6671-6679.
217. Çoban Öksüz M, Şanal Çıkman A. Evaluation of Fracture Strength after Repair of Cervical External Resorption Cavities with Different Materials. *J Endod* 2024;50(1):85-95.

218. Askerbeyli Örs S, Küçükkaya Eren S. Effects of different treatment modalities on biomechanical behavior of maxillary incisors with external invasive cervical resorption at different progression levels. *Dent Traumatol* 2023;39(6):605-615.
219. Yıkılğan İ, Bala O. How Can Stress Be Controlled in Endodontically Treated Teeth? A 3D Finite Element Analysis. *The Scientific World Journal* 2013; 2013:1-7.
220. Lin J, Lin Z, Zheng Z. Effect of different restorative crown design and materials on stress distribution in endodontically treated molars: a finite element analysis study. *BMC Oral Health* 2020;20(1):226.
221. Aslan T, Üstün Y, Esim E. Stress distributions in internal resorption cavities restored with different materials at different root levels: A finite element analysis study. *Aust Endod J* 2019;45(1):64-71.
222. Baumgaertel S. Cortical bone thickness and bone depth of the posterior palatal alveolar process for mini-implant insertion in adults. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. Aralık 2011;140(6):806-11.
223. Gomes EA, Diana HH, Oliveira JS, Silva-Sousa YTC, Faria ACL, Ribeiro RF. Reliability of FEA on the Results of Mechanical Properties of Materials. *Braz Dent J*. Aralık 2015;26(6):667-70.
224. Zhang YY, Peng MD, Wang YN, Li Q. The effects of ferrule configuration on the anti-fracture ability of fiber post-restored teeth. *J Dent* 2015;43(1):117-125.
225. Helkimo E, Carlsson GE, Carmeli Y. Bite force in patients with functional disturbances of the masticatory system. *J Oral Rehabil* 1975;2(4):397-406.
226. Poiate IAVP, de Vasconcellos AB, de Santana RB, Poiate E. Three-Dimensional Stress Distribution in the Human Periodontal Ligament in Masticatory, Parafunctional, and Trauma Loads: Finite Element Analysis. *J Periodontol* 2009;80(11):1859-1867.
227. Goldberg F, Massone EJ, Esmoris M, Alfie D. Comparison of different techniques for obturating experimental internal resorptive cavities. *Dent Traumatol* 2000;16(3):116-121.

228. Kuttler Y. Microscopic investigation of root apexes. *J Am Dent Assoc* 1955;50(5):544-552.
229. Ponce E, Vilarfernandez J. The Cemento-Dentino-Canal Junction, the Apical Foramen, and the Apical Constriction: Evaluation by Optical Microscopy. *J Endod* 2003;29(3):214-219.
230. Anckonina-Sivron S, Moreinos D, Zini A, Slutzky-Goldberg I. Maxillary Incisor Root Canal Diameter Assessments Using Cone-Beam Computed Tomography Imaging. *Essent Dent* 2022;1(3):72-76.
231. Musale PK, Kothare SS, Talekar A l. Management of internal root resorption in primary mandibular right first molar: A case report with four-year follow-up. *Contemp Pediatr Dent* 2021:57-63.
232. Karanath SA, Geeta I, James JM. Management of Internal Resorption: A Catch-22 Situation. *J Oper Dent Endod* 2017;2(1):31-35.
233. Apicella MJ, Loushine RJ, West LA, Runyan DA. A comparison of root fracture resistance using two root canal sealers. *Int Endod J* 1999;32(5):376-380.
234. Osiri S, Banomyong D, Sattabanasuk V, Yanpiset K. Root Reinforcement after Obturation with Calcium Silicate-based Sealer and Modified Gutta-percha Cone. *J Endod* 2018;44(12):1843-1848.
235. Teixeira FB, Teixeira ECN, Thompson JY, Trope M. Fracture resistance of roots endodontically treated with a new resin filling material. *J Am Dent Assoc* 2004;135(5):646-652.
236. Almohaimede A. Fracture resistance of roots obturated with bio-ceramic and epoxy resin-based sealers: In vitro study. *Turk Endod J* 2020.
237. Arunpraditkul S, Saengsanon S, Pakviwat W. Fracture Resistance of Endodontically Treated Teeth: Three Walls versus Four Walls of Remaining Coronal Tooth Structure. *J Prosthodont* 2009;18(1):49-53.
238. Bhagat A, Mittal L, Mogla S, Kaur T, Dheeraj M, Marwah G. Impact of root dentin thickness on the in vitro compressive strength of teeth treated with recent post and core systems. *J Contemp Dent Pract* 2017;18(11):1065-1070.

239. Nawar NN, Elkholy MMA, Ha WN, Saber SM, Kim H-C. Optimum Shaping Parameters of the Middle Mesial Canal in Mandibular First Molars: A Finite Element Analysis Study. *J Endod* 2023;49(5):567-574.
240. Rossi AC, Freire AR, Prado FB, Asprino L, Correr-Sobrinho L, Caria PHF. Photoelastic and Finite Element Analyses of Occlusal Loads in Mandibular Body. *Anat Res Int* 2014; 2014:1-9.
241. Eser A, Tonuk E, Akca K, Cehreli MC. Numeric simulation of time-dependent remodeling of bone around loaded oral implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24(4):597-608.
242. Akça K, Cehreli MC, Iplikçioğlu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont* 2002;15(2):115-21.
243. Rees JS. An investigation into the importance of the periodontal ligament and alveolar bone as supporting structures in finite element studies. *J Oral Rehabil* 2001;28(5):425-432.
244. Bucci C, Marcé-Nogué J, Galler KM, Widbiller M. Biomechanical performance of an immature maxillary central incisor after revitalization: a finite element analysis. *Int Endod J* 2019;52(10):1508-1518.
245. Syed AUY, Rokaya D, Shahrabaf S, Martin N. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Stress Distribution in a Tooth Restored with Full Coverage Machined Polymer Crown. *Applied Sciences* 2021;11(3):1220.
246. Koriath TWP, Versluis A. Modeling the Mechanical Behavior of the Jaws and Their Related Structures By Finite Element Analysis. *Crit Rev Oral Biol Med* 1997;8(1):90-104.
247. Maceri F, Martignoni M, Vairo G. Mechanical behaviour of endodontic restorations with multiple prefabricated posts: A finite-element approach. *J Biomech* 2007;40(11):2386-2398.

248. Xu H, Jiang Z, Xiao X, Fu J, Su Q. Influence of cavity design on the biomechanics of direct composite resin restorations in Class IV preparations. *Eur J Oral Sci* 2012;120(2):161-167.
249. Memon S, Mehta S, Malik S, Nirmal N, Sharma D, Arora H. Three-dimensional finite element analysis of the stress distribution in the endodontically treated maxillary central incisor by glass fiber post and dentin post. *J Indian Prosthodont Soc* 2016;16(1):70.
250. Keles A, Ahmetoglu F, Uzun I. Quality of different gutta-percha techniques when filling experimental internal resorptive cavities: A micro-computed tomography study. *Aust Endod J* 2014;40(3):131-135.
251. Bendyk-Szeffer M, Łagocka R, Trusewicz M, Lipski M, Buczkowska-Radlińska J. Perforating Internal Root Resorption Repaired with Mineral Trioxide Aggregate Caused Complete Resolution of Odontogenic Sinus Mucositis: A Case Report. *J Endod* 2015;41(2):274-278.
252. Meire M, De Moor R. Mineral Trioxide Aggregate Repair of a Perforating Internal Resorption in a Mandibular Molar. *J Endod* 2008;34(2):220-223.
253. Main C, Mirzayan N, Shabahang S, Torabinejad M. Repair of Root Perforations Using Mineral Trioxide Aggregate: A Long-term Study. *J Endod* 2004;30(2):80-83.
254. EL-Ma'aita AM, Qualtrough AJE, Watts DC. Resistance to vertical fracture of MTA filled roots. *Dent Traumatol* 2014;30(1):36-42.
255. Tjan AH, Nemetz H. Effect of eugenol-containing endodontic sealer on retention of prefabricated posts luted with adhesive composite resin cement. *Quintessence Int* 1992;23(12):839-44.
256. Hassouneh L, Matoug-Elwerfelli M, Al-Omari T, Setzer FC, Nagendrababu V. Assessment of biomechanical behavior of immature non-vital incisors with various treatment modalities by means of three-dimensional quasi-static finite element analysis. *Sci Rep* 2023;13(1):17491.

257. Gurbuz T, Sengul F, Altun C. Finite Element Stress Analysis of Short-post Core and Over Restorations Prepared with Different Restorative Materials. *Dent Mater J* 2008;27(4):499-507.
258. Li L, Wang Z, Bai Z, Mao Y, Gao B, Xin H, vd. Three-dimensional finite element analysis of weakened roots restored with different cements in combination with titanium alloy posts. *Chin Med J (Engl)* 2006;119(4):305-11.
259. Han L, Okiji T. Uptake of calcium and silicon released from calcium silicate–based endodontic materials into root canal dentine. *Int Endod J* 2011;44(12):1081-1087.
260. Tay FR, Pashley DH. Monoblocks in Root Canals: A Hypothetical or a Tangible Goal. *J Endod* 2007;33(4):391-398.
261. Andreasen JO, Munksgaard EC, Bakland LK. Comparison of fracture resistance in root canals of immature sheep teeth after filling with calcium hydroxide or MTA. *Dent Traumatol* 2006;22(3):154-156.
262. Rajasekharan S, Martens LC, Cauwels RGEC, Anthonappa RP. Biodentine™ material characteristics and clinical applications: a 3 year literature review and update. *Eur Arch Paediatr Dent* 2018;19(1):1-22.
263. Darak P, Likhitkar M, Goenka S, Kumar A, Madale P, Kelode A. Comparative evaluation of fracture resistance of simulated immature teeth and its effect on single visit apexification versus complete obturation using MTA and biodentine. *J Family Med Prim Care* 2020;9(4):2011.
264. Mohammed M, Kahamuk J, Premnath K, Thouseef Ch, Shazia S, Alen P. Evaluation of Fractured Resistance Using MTA & Biodentin in Apexification v/s Obturation in Simulated Immature Teeth- An In-Vitro Study. *Saudi J Med* 2019;4(7):493-497.
265. Elnaghy AM, Elsaka SE. Fracture resistance of simulated immature teeth filled with Biodentine and white mineral trioxide aggregate – an in vitro study. *Dent Traumatol* 2016;32(2):116-120.
266. Reilly DT, Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomech* 1975;8(6):393-405.

267. Bidez MW, Misch CE. Clinical Biomechanics in Implant Dentistry. İçinde: *Dental Implant Prosthetics*. Elsevier; 2015:95-106.
268. Zioupos P, Cook RB, Hutchinson JR. Some basic relationships between density values in cancellous and cortical bone. *J Biomech* 2008;41(9):1961-1968.
269. Rajawat A, Kaushik M. Stresses in Teeth with External Cervical Resorption Defects Restored with Different Biomimetic Cements: A Finite Element Analysis. *J Endod* 2023;49(8):995-1003.
270. Jang Y, Hong H-T, Roh B-D, Chun H-J. Influence of Apical Root Resection on the Biomechanical Response of a Single-rooted Tooth: A 3-dimensional Finite Element Analysis. *J Endod* 2014;40(9):1489-1493.
271. Askerbeyli Örs S, Aksel H, Küçükkaya Eren S, Serper A. Effect of perforation size and furcal lesion on stress distribution in mandibular molars: a finite element analysis. *Int Endod J* 2019;52(3):377-384.
272. Desai H MS. Basic Concepts of Finite Element Analysis and its Applications in Dentistry: An Overview. *J Oral Hyg Health* 2014;02(05).
273. Trivedi S. Finite element analysis: A boon to dentistry. *J Oral Biol Craniofac Res* 2014;4(3):200-203.
274. Brito-Júnior M, Pereira RD, Veríssimo C, Soares CJ, Faria-e-Silva AL, Camilo CC, vd. Fracture resistance and stress distribution of simulated immature teeth after apexification with mineral trioxide aggregate. *Int Endod J* 2014;47(10):958-966.