

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI



FARKLI MİKTARDA KÖK DENTİN DESTEĞİNE SAHİP
DİŞLERİN RESTORASYONU: SONLU ELEMANLAR
YÖNTEMİ İLE STRES ANALİZİ VE YORULMA DENEYİ
GERÇEKLEŞTİRİLMESİ

DOKTORA TEZİ

Dt. Ali KARAHANOĞLU

Ankara, 2010

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI



FARKLI MİKTARDA KÖK DENTİN DESTEĞİNE SAHİP
DİŞLERİN RESTORASYONU: SONLU ELEMANLAR
YÖNTEMİ İLE STRES ANALİZİ VE YORULMA DENEYİ
GERÇEKLEŞTİRİLMESİ

DOKTORA TEZİ

Dt. Ali KARAHANOĞLU

Danışman: Doç. Dr. Selim ERKUT

Bu proje TÜBİTAK tarafından desteklenmiştir.

Proje No: 109S246 (1002 Hızlı Destek)

T.C
BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Protetik Diş Tedavisi Dalında Doktora Programı çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 30/04/2010

“ Farklı Miktarda Kök Dentin Desteğine Sahip Dişlerin Restorasyonu: Sonlu Elemanlar Yöntemi ile Stres Analizi ve Yorulma Deneyi Gerçekleştirilmesi ”

TEZ DANIŞMANI: DOÇ.DR. SELİM ERKUT

TEZ JÜRİSİ ÜYELERİ

Prof.Dr. Nehir ÖZDEN

Prof.Dr.Orhan YILDIRIM

Doç.Dr. Pervin İMİRALIOĞLU

Doç.Dr. Selim ERKUT

Doç.Dr.Bülem YÜZÜGÜLLÜ ÇELİK

ONAY:Bu tez Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulunca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Yönetim Kurulu'nun 04 / 05 / 2010 tarih, 007 sayılı kararıyla kabul edilmiştir.

Prof.Dr.Rengin Erdal

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimimin tamamlanmasında en büyük pay sahibi olan, bana göstermiş olduğu destek ve duyduğu güvenden ötürü kendisine daima minnettar kalacağım, çok değerli hocam Prof. Dr. Kenan ARAZ'a,

Doktora eğitimim boyunca; bana her konuda destek olan, gerek akademik yönünü, gerekse insani vasıflarını hayat boyu kendime örnek alacağım, kendisiyle çalışmaktan her daim büyük keyif aldığım, kendisinden çok şey öğrendiğim, çok değerli danışman hocam Doç. Dr. Selim Erkut'a,

Doktora eğitimimde emek sahibi olan, Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Bölümü öğretim üyeleri; Doç. Dr. Pervin İmirzalıoğlu, Yrd. Doç. Dr. Bulem Yüzügüllü Çelik ve Yrd. Doç. Dr. Alper Çağlar'a,

Beni bu günlere getiren, protez uzmanı bir dişhekimisi olmamda, maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen ve bu amaç için hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan; örnek kişiliği ve çalışma tarzıyla, akademisyen olma hayalini bana aşıl原因an saygıdeğer babam, ODTÜ Jeoloji Mühendisliği Bölümü öğretim üyesi Prof. Dr. Nurkan Karahanoğlu'na, her şeyim, canım annem Belma Karahanoğlu ve canım kardeşim Anıt Karahanoğlu'na,

Doktora eğitimim boyunca; destek, ilgi ve alakalarını esirgemeyen, ikinci bir annem ve babam olarak gördüğüm, değerli kayınpederim Osman Tunç ve değerli kayınvalidem Sevim Tunç'a,

En son olarak da, canım oğlum Arda'dan sonra, hayatın bana verdiği en değerli hediye olan; acısıyla tatlısıyla hayatı paylaştığımız, bana olan sevgisi bu hayattaki en büyük destekçim olan, biricik aşkım, hayat arkadaşım Ortodonti Uzmanı Seda Karahanoğlu'na teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Bu çalışmada farklı miktarlardaki kök dentin kaybına uğramış dişlerin restorasyonlarında; dentin, post materyalleri ve post materyalleri ile kök dentini arasındaki siman tabakasında oluşan streslerin analizleri gerçekleştirilmiştir. Stres analizlerinden elde edilen sonuçlara göre, farklı miktarlarda kök dentin kaybına uğramış dişlere uygulanan farklı yapılarıdaki post materyallerinin yorulma testlerinin, 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiz metodu kullanılarak incelenmesi amaçlanmıştır.

Çalışmamızda; stres analizleri ve yorulma testleri için, Rhinoceros 4.0 programı kullanılarak, 4 adet, farklı miktarda kök dentin kaybına uğramış alt birinci küçükazı dişine ait 3 boyutlu modeller oluşturulmuştur (klinik senaryo 1,2,3,4). Bu modellere; döküm altın post-kor, karbon fiber post kompozit kor, cam fiber post kompozit kor, polietilen fiber post kompozit kor, prefabrike titanyum post kompozit kor ve tek parça zirkonya post-kor yapılar uygulanmıştır. Post-kor uygulamalarını takiben modellere metal destekli porselen kron uygulanarak modellerin restorasyonları tamamlanmıştır.

Restorasyonları tamamlanan 3 boyutlu modellere, sonlu elemanlar stres analiz metodu kullanılarak, dişin uzun eksenine 45° açıyla, 1 Hz frekansta 125 N'luk yük uygulanarak, dinamik yükleme gerçekleştirilmiştir. Dinamik yükleme sonrasında tüm modeller için elde edilen veriler, Algor Fatigue Wizard programına yüklenerek her bir modeldeki post materyali için yorulma deneyleri gerçekleştirilmiştir. Dinamik yük uygulaması ve yorulma deneyleri sonucunda elde edilen veriler değerlendirilerek, farklı miktarlardaki kök dentini kayıpları sonucu, yapısı zayıflamış dişlerin restorasyonunda kullanılabilecek post-kor uygulamaları belirlenmiştir.

Dentin desteğinin yeterli olduğu 1 ve 2. klinik senaryolarda (K-1, K-2), rijit yapıdaki döküm altın ve tek parça zirkonya post-kor yapıların kullanımı, dentin dokusunda fiber içerikli esnek yapıdaki post materyallerine göre daha az stres oluşturmuştur. Minimum kök dentin kaybına uğramış dişlerin post-kor

restorasyonlarında; dentin, post simanı ve post materyalinde oluşan stresler bir bütün olarak değerlendirildiğinde, en düşük stres değerleri cam fiber ve polietilen fiber post kullanılan modellerde tespit edilmiştir. Kök dentin kaybının ileri düzeyde modellendiği K-3 ve K-4'te dentinde yüksek düzeyde stres değerleri saptanmıştır. Dentin kaybının ileri düzeyde olduğu ancak diş etrafındaki basamağın tamamen diş yapısı üzerinde olduğu K-3'te, dentin dokusunda oluşan en düşük stres değerleri rijit yapıdaki, döküm altın ve tek parça zirkonya post-kor yapıların uygulandığı modellerde tespit edilmiştir. Kök dentin kaybı nedeniyle diş etrafındaki basamağın yarısının kor yapı üzerinde şekillendirilmesi gereken K-4'te ise, dentin dokusunda oluşan en düşük stres değerleri polietilen fiber ve cam fiber postların kullanıldığı modellerde saptanmıştır.

Tüm klinik senaryolar için gerçekleştirilen yorulma deneylerinde, en başarılı değerler, cam fiber post kullanılan modellerde, en kötü değerler ise tek parça zirkonya post-kor kullanılan modellerde tespit edilmiştir. Yorulma deneyleri sonuçlarına göre, cam fiber ve polietilen fiber postların, tek parça zirkonya ve döküm altın post-kor uygulamalarına kıyasla, klinik ağızda kalma sürelerinin daha fazla olacağı öngörülmektedir.

Anahtar Kelimeler: Dental post materyalleri, kök dentin kaybı, sonlu elemanlar stres analiz yöntemi, dinamik yük uygulaması, yorulma deneyi.

ABSTRACT

In this study, for the restoration of teeth with different amounts of root dentin loss, stress analysis were performed for the stresses generated at; root dentin, post materials and the cement layer between post materials and root dentin. Following the stress analysis, fatigue testing of the post materials were performed for each post material which is used for the restoration of teeth with different amounts of root dentin loss, using the 3D finite element stress analysis method according to the results of the stress analysis.

For the dynamic stress analysis and fatigue testing, 4 different 3 dimensional models of the lower first premolar tooth, simulating 4 different root dentin loss amounts (clinical scenarios 1,2,3,4) were performed using the Rhinoceros 4.0 software. Each of these models received; cast gold post-core, carbon fiber post and composite core, glass fiber post and composite core, polyethylene fiber and composite core, prefabricated titanium post and composite core and one piece zirconia post-core for their restorations. Following the post-core applications, all models received metal fused to porcelain crowns for their final restorations.

Following the complete restorations of the 3D models, dynamic load application performed with a load of 125 N at 1 Hz frequency with 45 degrees along the tooth's long axis for each of the models, using the finite element stress analysis method. The results obtained from the dynamic stress analysis were loaded to the Fatigue Wizard software for the fatigue testing of each of the post materials. The results obtained from the stress analysis and the fatigue tests were evaluated to determine the most suitable post-core application for the restoration of the teeth having root dentin loss.

In the first and second clinical scenarios, the use of the rigid post materials (cast gold post-core and one piece zirconia post-core) developed lower stress values at the dentin layer, compared with the use of fiber posts. When the stresses

generated at; dentin, post materials and the cement layer between the post materials and the root dentin were evaluated together for the restoration of teeth having minimum amounts of root dentin loss, lower stress values were obtained from the models receiving glass fiber and polyethylene fiber posts. Greater stress values were obtained from the models of the third and fourth clinical scenarios, which have greater amounts of root dentin loss. For the third clinical scenario, which have a greater amount of root dentin loss, but the marginal preparation line around the tooth is on the sound dentin, lowest stress values at the dentin layer were obtained from the models restored with cast gold post-core and one piece zirconia post-core. For the fourth clinical scenario, which has a marginal preparation line supported by core material and dentin, lowest stress values at the dentin layer were obtained from the models restored with glass fiber and polyethylene fiber posts.

According to the fatigue testing results performed for all of the clinical scenarios, best results were obtained from the models restored with glass fiber posts. Lowest results were obtained from the models restored with one piece zirconia post-core. It was concluded that, related to the results of fatigue tests, the clinical survival rate of the use of glass fiber and polyethylene fiber posts would be better, compared with the use of cast gold post-core and one piece zirconia post-core.

Keywords: Dental post materials, root dentin loss, finite element stress analysis method, dynamic load application, fatigue testing.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
Kabul ve onay sayfası	iii
Teşekkür	iv
Özet ve anahtar kelimeler	v
İngilizce özet (Abstract and keywords)	vii
İçindekiler	ix
Kısaltmalar ve simgeler dizini	xii
Şekil ve tablolar dizini	xiv
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	5
2. 1. Post Kor Sistemler	5
2. 2. Postların Sınıflandırılması	7
2. 3. Metal Döküm Postlar	7
2. 4. Prefabrike Postlar	8
2. 4. 1. Metal Prefabrike Postlar	9
2. 4. 2. Metal Olmayan Prefabrike Postlar	10
2. 5. Post-kor Endikasyonları	15
2. 6. Post-kor Kontrendikasyonları	15
2. 7. İdeal Bir Post Sisteminin Sahip Olması Gereken Özellikler	16
2. 8. Post Seçim Kriterleri	16
2. 9. Dental Post Uygulamasına Yönelik Klinik Tavsiyeler	22
2. 10. Post-kor Restorasyonların Başarısını Etkileyen Faktörler	22
2. 11. Post-kor Başarısızlık Tipleri	24
2. 12. Endodontik Tedavili Dişler İçin Biyomekanik	27
Değerlendirmeler	
2. 13. Post Simantasyonunda Kullanılan Ajanlar	28
2. 14. Post Yerleştirilmesi	32
2. 15. Kuvvet Analiz Yöntemleri	33
2. 15. 1. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi	33
2. 16. Konu İle İlgili Temel Kavramlar	35

2. 17. Yorulma Deneyleri	37
3. GEREÇ ve YÖNTEM	38
3. 1. Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Modellerinin Oluşturulması	39
3. 1. 1. Geometrik Modellerin Oluşturulması:	39
3. 1. 1. 1. Alt çenenin (mandibula) Modellenmesi:	39
3. 2. Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Modellerinin Özellikleri	42
3. 3. Çalışmada Kullanılan Post Materyalleri	44
3. 4. Farklı Miktarlardaki Dentin Kaybının Modellenmesi	45
3. 4. 1. Klinik Senaryo 1	45
3. 4. 2. Klinik Senaryo 2	47
3. 4. 3. Klinik Senaryo 3	49
3. 4. 4. Klinik Senaryo 4	50
3. 5. Materyal Özellikleri	52
3. 6. Stres Analizlerinin Gerçekleştirilmesi	54
3. 6. 1. Dinamik Yük Uygulaması	54
3. 6. 2. Yorulma Deneyleri	55
4. BULGULAR	58
4. 1. Dinamik Yük Uygulamasının Bulguları	58
4. 1. 1. Klinik Senaryo 1	58
4. 1. 1. 1. Dentinde Oluşan Stresler	58
4. 1. 1. 2. Post Materyalinde Oluşan Stresler	59
4. 1. 1. 3. Siman Tabakasında Oluşan Stresler	61
4. 1. 2. Klinik Senaryo 2	66
4. 1. 2. 1. Dentinde Oluşan Stresler	66
4. 1. 2. 2. Post Materyalinde Oluşan Stresler	68
4. 1. 2. 3. Siman Tabakasında Oluşan Stresler	69
4. 1. 3. Klinik Senaryo 3	72
4. 1. 3. 1. Dentinde Oluşan Stresler	72
4. 1. 3. 2. Post Materyalinde Oluşan Stresler	74
4. 1. 3. 3. Siman Tabakasında Oluşan Stresler	76
4. 1. 4. Klinik Senaryo 4	79
4. 1. 4. 1. Dentinde Oluşan Stresler	79
4. 1. 4. 2. Post Materyalinde Oluşan Stresler	81
4. 1. 4. 3. Siman Tabakasında Oluşan Stresler	83

4. 2. Yorulma Deneyi Sonuçları	86
4. 2. 1. Klinik Senaryo 1	87
4. 2. 2. Klinik Senaryo 2	89
4. 2. 3. Klinik Senaryo 3	90
4. 2. 4. Klinik Senaryo 4	92
5. TARTIŞMA	95
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	130
7. KAYNAKLAR	132

KISALTMALAR VE SİMGELER DİZİNİ

AL:	Döküm altın post-kor
Al ₂ O ₃ :	Alüminyum oksit
B ₂ O ₃ :	Bor oksit
BİS-GMA:	Bisfenilglisidil dimetakrilat
CaO:	Kalsiyum oksit
CF:	Cam fiber kompozit post
DOS:	Dentinde oluşan stresler
E-cam:	Elektriksel cam
GPa:	Gigapascal
HEMA:	Hidroksietil metakrilat
Hz:	Hertz
K-1:	Klinik senaryo 1
K-2:	Klinik senaryo 2
K-3:	Klinik senaryo 3
K-4:	Klinik senaryo 4
KBSS:	Klinik başarısızlığın görüldüğü yükleme siklusu sayısı
KF:	Karbon fiber kompozit post
Kvp:	Peak kilovoltage
mA:	Miliamper
MDP:	10-Metakriloloksidesil dihidrojen fosfat
META:	Metakriloksiletil trimelitat anhidrit
mm/sn:	Milimetre/saniye
mm:	Milimetre
MPa:	Megapaskal
N:	Newton
Ni-Cr-AuPd:	Nikel krom altın palladyum
Ni-Cr:	Nikel krom
PF:	Polietilen fiber kompozit post
POS:	Post materyalinde oluşan stresler
SEM:	Scanning electron microscope
SiO ₂ :	Silisyum Dioksit

SOS: Siman tabakasında oluşan stresler
Sn: Saniye
STK: Siman tabakası kesiti
TEG-DMA: Tetraetilenglikol dimetakrilat
Tİ: Prefabrike titanyum post
Ti-Ti: Titanyum titanyum
Ti-NiCr: Titanyum-Nikel krom
UDMA: Üretan dimetakrilat
Vb: Ve bunun gibi
Ve ark: Ve arkadaşları
YDS: Yorulma deneyi sonuçları
ZR: Tek parça zirkonya post-kor
 σ : Çekme ve basma stresleri sembolü
 τ : Makaslama stresleri sembolü

ŞEKİL VE TABLOLAR DİZİNİ

Şekil 2.1. Ribbond'un kanal boşluğuna uygulanması	14
Şekil 3.1. 3 boyutlu çalışma modelini oluşturan katmanlar	40
Şekil 3.2. 3 boyutlu çalışma modelinin genel görüntüsü	41
Şekil 3.3. 3 boyutlu modeldeki metal altyapı ve porselen tabakası	43
Tablo 3.1. Farklı 3 boyutlu modeller için eleman ve düğüm sayıları	44
Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan post materyalleri	45
Şekil 3.4.a. K-1, prefabrike post	46
Şekil 3.4.b. K-1, tek parça post-kor	46
Şekil 3.4.c. K-1 için kayıp kök dentin dokusunun gösterilmesi	47
Şekil 3.4.d. K-1 için kayıp kök dentin dokusunun gösterilmesi	47
Şekil 3.5.a. K-2, prefabrike post	48
Şekil 3.5.b. K-2, tek parça post-kor	48
Şekil 3.5.c. K-2 için kayıp kök dentin dokusunun gösterilmesi	48
Şekil 3.5.d. K-2 için kayıp kök dentin dokusunun gösterilmesi	48
Şekil 3.6.a. K-3, prefabrike post	49
Şekil 3.6.b. K-3, tek parça post-kor	49
Şekil 3.6.c. K-3 için kayıp kök dentin dokusunun gösterilmesi	50
Şekil 3.6.d. K-3 için kayıp kök dentin dokusunun gösterilmesi	50
Şekil 3.7.a. K-4, prefabrike post	51
Şekil 3.7.b. K-4, tek parça post-kor	51
Şekil 3.7.c. K-4 için kayıp kök dentin dokusunun gösterilmesi	52
Şekil 3.7.d. K-4 için kayıp kök dentin dokusunun gösterilmesi	52
Tablo 3.3. Çalışmada modellenen izotropik malzemelerin mekanik değerleri	53
Tablo 3.4. Çalışmada modellenen ortotropik malzemelerin mekanik değerleri	53
Şekil 3.8. 3 boyutlu modele yük uygulama noktaları	54
Şekil 3.9. Yorulma deneyleri için bilgisayar uygulama aşaması 1	55
Şekil 3.10. Yorulma deneyleri için bilgisayar uygulama aşaması 2	56
Şekil 3.11. Yorulma deneyleri için bilgisayar uygulama aşaması 3	56
Şekil 3.12. Yorulma deneyleri için bilgisayar uygulama aşaması 4	57
Şekil 3.13. Yorulma deneyleri için bilgisayar uygulama aşaması 5	57
Şekil 4.1. K-1, DOS, AU	58
Şekil 4.2. K-1, DOS, KF	58

Şekil 4.3. K-1, DOS, CF	59
Şekil 4.4. K-1, DOS, PF	59
Şekil 4.5. K-1, DOS, Tİ	59
Şekil 4.6. K-1, DOS, ZR	59
Şekil 4.7. K-1, POS, AU	60
Şekil 4.8. K-1, POS, KF	60
Şekil 4.9. K-1, POS, CF	61
Şekil 4.10. K-1, POS, PF	61
Şekil 4.11. K-1, POS, Tİ	61
Şekil 4.12. K-1, POS, ZR	61
Şekil 4.13.a. K-1, SOS, AU	62
Şekil 4.13.b. K-1, SOS, STK, AU	62
Şekil 4.14.a. K-1, SOS, KF	63
Şekil 4.14.b. K-1, SOS, STK, KF	63
Şekil 4.15.a. K-1, SOS, CF	63
Şekil 4.15.b. K-1, SOS, STK, CF	63
Şekil 4.16.a. K-1, SOS, Tİ	64
Şekil 4.16.b. K-1, SOS, STK, Tİ	64
Şekil 4.17.a. K-1, SOS, ZR	64
Şekil 4.17.b. K-1, SOS, STK, ZR	64
Tablo 4.1. Dinamik yük uygulaması sonucu modellerde farklı tabakalarda tespit edilen maksimum von Mises stres değerleri	65
Şekil 4.18. K-2, DOS, AU	66
Şekil 4.19. K-2, DOS, KF	66
Şekil 4.20. K-2, DOS, CF	67
Şekil 4.21. K-2, DOS, PF	67
Şekil 4.22. K-2, DOS, Tİ	67
Şekil 4.23. K-2, DOS, ZR	67
Şekil 4.24. K-2, POS, AU	68
Şekil 4.25. K-2, POS, KF	68
Şekil 4.26. K-2, POS, CF	69
Şekil 4.27. K-2, POS, PF	69
Şekil 4.28. K-2, POS, Tİ	69
Şekil 4.29. K-2, POS, ZR	69

Şekil 4.30.a. K-2, SOS, AU	70
Şekil 4.30.b. K-2, SOS, STK, AU	70
Şekil 4.31.a. K-2, SOS, KF	70
Şekil 4.31.b. K-2, SOS, STK, KF	70
Şekil 4.32.a. K-2, SOS, CF	71
Şekil 4.32.b. K-2, SOS, STK, CF	71
Şekil 4.33.a. K-2, SOS, Ti	71
Şekil 4.33.b. K-2, SOS, STK, Ti	71
Şekil 4.34.a. K-2, SOS, ZR	72
Şekil 4.34.b. K-2, SOS, STK, ZR	72
Şekil 4.35. K-3, DOS, AU	73
Şekil 4.36. K-3, DOS, KF	73
Şekil 4.37. K-3, DOS, CF	73
Şekil 4.38. K-3, DOS, PF	73
Şekil 4.39. K-3, DOS, Ti	74
Şekil 4.40. K-3, DOS, ZR	74
Şekil 4.41. K-3, POS, AU	75
Şekil 4.42. K-3, POS, KF	75
Şekil 4.43. K-3, POS, CF	75
Şekil 4.44. K-3, POS, PF	75
Şekil 4.45. K-3, POS, Ti	76
Şekil 4.46. K-3, POS, ZR	76
Şekil 4.47.a. K-3, SOS, AU	77
Şekil 4.47.b K-3, SOS, STK, AU	77
Şekil 4.48.a. K-3, SOS, KF	77
Şekil 4.48.b K-3, SOS, STK, KF	77
Şekil 4.49.a. K-3, SOS, CF	78
Şekil 4.49.b K-3, SOS, STK, CF	78
Şekil 4.50.a. K-3, SOS, Ti	78
Şekil 4.50.b K-3, SOS, STK, Ti	78
Şekil 4.51.a. K-3, SOS, ZR	79
Şekil 4.51.b K-3, SOS, STK, ZR	79
Şekil 4.52. K-4, DOS, AU	80
Şekil 4.53. K-4, DOS, KF	80

Şekil 4.54. K-4, DOS, CF	80
Şekil 4.55. K-4, DOS, PF	80
Şekil 4.56. K-4, DOS, Ti	81
Şekil 4.57. K-4, DOS, ZR	81
Şekil 4.58. K-4, POS, AU	82
Şekil 4.59. K-4, POS, KF	82
Şekil 4.60. K-4, POS, CF	82
Şekil 4.61. K-4, POS, PF	82
Şekil 4.62. K-4, POS, Ti	83
Şekil 4.63. K-4, POS, ZR	83
Şekil 4.64.a K-4, SOS, AU	84
Şekil 4.64.b K-4, SOS, STK, AU	84
Şekil 4.65.a K-4, SOS, KF	84
Şekil 4.65.b K-4, SOS, STK, KF	84
Şekil 4.66.a K-4, SOS, CF	85
Şekil 4.66.b K-4, SOS, STK, CF	85
Şekil 4.67.a K-4, SOS, Ti	85
Şekil 4.67.b K-4, SOS, STK, Ti	85
Şekil 4.68.a K-4, SOS, ZR	86
Şekil 4.68.b K-4, SOS, STK, ZR	86
Tablo 4.2. K-1 için yorulma deneyi sonuçları	87
Şekil 4.69. K-1, YDS, AU	88
Şekil 4.70. K-1, YDS, KF	88
Şekil 4.71. K-1, YDS, CF	88
Şekil 4.72. K-1, YDS, PF	88
Şekil 4.73. K-1, YDS, Ti	88
Şekil 4.74. K-1, YDS, ZR	88
Tablo 4.3. K-2 için yorulma deneyi sonuçları	89
Şekil 4.75. K-2, YDS, AU	89
Şekil 4.76. K-2, YDS, KF	89
Şekil 4.77. K-2, YDS, CF	90
Şekil 4.78. K-2, YDS, PF	90
Şekil 4.79. K-2, YDS, Ti	90
Şekil 4.80. K-2, YDS, ZR	90

Tablo 4.4. K-3 için yorulma deneyi sonuçları	91
Şekil 4.81. K-3, YDS, AU	91
Şekil 4.82. K-3, YDS, KF	91
Şekil 4.83. K-3, YDS, CF	91
Şekil 4.84. K-3, YDS, PF	91
Şekil 4.85. K-3, YDS, Tİ	92
Şekil 4.86. K-3, YDS, ZR	92
Tablo 4.5. K-4 için yorulma deneyi sonuçları	92
Şekil 4.87. K-4, YDS, AU	93
Şekil 4.88. K-4, YDS, KF	93
Şekil 4.89. K-4, YDS, CF	93
Şekil 4.90. K-4, YDS, PF	93
Şekil 4.91. K-4, YDS, Tİ	93
Şekil 4.92. K-4, YDS, ZR	93
Grafik 4.1. Yorulma deneyleri bulguları	94

1. GİRİŞ

Dişlerin kron kısımları; çürük, fiziksel travma yada abrazyon, atrizyon ve erozyon gibi nedenlerle oluşan aşınmalar sonucu aşırı düzeyde madde kaybına uğrayabilir(1-3). Travma veya pulpa enfeksiyonuna neden olan çürük varlığı, endodontik tedavi uygulamasını gerektirir(4-6). Endodontik tedavili dişlerin restorasyonu günümüzde halen tartışılan bir uygulamadır. Ancak, endodontik tedavi sonucunda çok az rezidüel dentin kalsa bile, ileri düzeyde madde kaybına uğramış dişlerin korunması ve restorasyonu, klinik olarak önerilmektedir(7,8). Bu dişler; çürükler, önceden yapılmış restorasyonlar, endodontik tedavi için kanal preparasyonu ya da vital pulpanın kaybı sonucu, dişteki nem kaybı nedeniyle, normal dişlere göre daha zayıftırlar(2,4). Bu durumdaki dişler; endodontik tedaviyi takiben, farklı malzemelerden üretilen kronlar uygulanarak, estetik ve fonksiyonel olarak restore edilmelidir(5,6). Aşırı koronal kayıp durumunda yapılacak olan bu restorasyonlar, yeterli tutuculuk ve dayanıklılık sağlayacak sağlam bir altyapı ile desteklenmelidir(1,2,4,9).

Aşırı koronal doku kaybına uğramış dişlerin restorasyonunda kullanılan yöntemlerden biri post-kor uygulamasıdır(4,7). Bu uygulama, kök kanal boyunun en az 2/3'üne kadar uzanan bir çivi (post) ve hem bu yapıdan destek alacak, hem de dişe yapılacak restorasyona desteklik ve tutuculuk sağlayacak bir çekirdek (kor) altyapıdan oluşmaktadır(4,7,8,10). Bu şekilde, kron yada sabit protetik restorasyon yapılana kadar, dişin daha ileri düzeyde yıkımı önlenir ve dişe direnç kazandırılır(1,2,15).

Endodontik tedavili dişlerde, kullanılan materyal ve post şekline bağlı olarak; kök, post ve periodontal ligamentte farklı seviyelerde stres oluşur(9,11-22). Bu streslere bağlı olarak, postun kök içinde kalan kısmında ya da dişin kök kısmında kırıklar oluşmaktadır(23-25). Yüksek elastisite modülüne sahip postların kullanımı daha düşük seviyede stres oluşturmaktadır(17-20). Post materyallerinin şekli, restore edilen dişteki stres dağılımında çok etkili değildir(16,20,26). Ancak, farklı post materyalleri stres dağılımında çok çeşitli varyasyonlar oluşturur(9,12,15-18). Kullanılan post materyalinin elastisite modülü dentine yakın olmalı ve post

materyali, diş kökünün apikalinde ideal tıkamayı sağlamak için 5-6 mm guttaperka bırakılacak şekilde kök kanalına yerleştirilmelidir(13,27,28).

Klinikte kullanılan çok sayıda post materyali mevcuttur(4,10,29,30). Tüm bu post materyallerinin pek çok avantaj ve dezavantajları mevcuttur. İdeal bir post sisteminin sahip olması gereken özellikler; dişte stres oluşturmaması, dişte kırık oluşturmaması, uygulamasının kolay olması ve fazla madde kaybı gerektirmemesi şeklinde özetlenebilir(29,31). Günümüzde aşırı koronel harabiyete uğramış kanal tedavili dişlerin restorasyonunda genellikle metal veya metal olmayan prefabrike postlar kullanılmaktadır(4,10,32-34). Son zamanlarda artan estetik beklentilerin karşılanmasına yönelik olarak diş rengi ile uyumlu post materyalleri de geliştirilmiştir(35,36).

Post-kor uygulamasıyla restore edilmiş bir dişte, stres yoğunlaşmalarının olduğu bölgelerde kırıklar oluşabilmektedir(11,23,37,38). Post-kor uygulanarak restore edilen bir dişin kırılma dayanıklılığı, rezidüel dentin dokusunun kalınlığıyla doğru orantılıdır(39,40). Bu durumda kanal dentin dokusundaki azalma, diş-post sisteminin klinik başarısını olumsuz etkileyecektir(41). Kanal boşluğu genişletilirken, uygun post boyutlarının seçimi kritik bir faktördür çünkü kanalın fazla genişletilmesi diş dokusunu zayıflatacaktır(4,42). Kanala uygulanmış postların sökülmesi, kırık, internal rezorpsiyon ve endodontik tedavi sırasındaki aşırı kanal preparasyonu gibi bazı durumlarda kalan kanal dentin miktarı azalarak incelik ve buna bağlı olarak post boşluğu genişleyerek, özellikle koronal bölgede dışa doğru açılanma yapar(43-45). Böyle bir dişte prefabrike post kullanılması durumunda, post ile dentin arasındaki geniş boşluğu siman dolduracaktır(46). Bu durumda rezin esaslı bir siman kullanıldığında, siman tabakasının kalınlığındaki artış ile doğru orantılı olarak polimerizasyon kontraksiyonu artmakta ve bu rezin simanın dentinden ayrılmasına neden olabilmektedir(47). Bu etki sonucu ise, post ile dentin yüzeyi arasında mikrosızıntı gözlenebilmektedir(48-51). Bu durum ise post-kor restorasyonun erken kaybına neden olabilmektedir(49). İleri düzeyde kanal dentin kaybına uğramış dişlerde fiber postların kullanımı alternatif olarak önerilmektedir(17-19,29,52-54). Ancak fiber post uygulaması sonucu post-kor uygulanan dişlerde özellikle kole bölgesinde stres birikimleri olduğu

gösterilmiştir(17-21). İleri seviyede kanal dentin kaybına uğramış dişlerde, dişin en zayıf bölgesinin kole bölgesi olduğu düşünüldüğünde, fiber post uygulaması dişte kırık oluşumuna neden olabilir(15,55,56). Diğer yandan daha rijit özellikteki döküm veya metal prefabrike postların kullanıldığı durumlarda ise dişe gelen stresler post materyali tarafından karşılanır(17,18). Stres; çevre dokulara fiber post uygulamalarına kıyasla daha az iletildiği için, kanal dentin kaybı nedeniyle yapısı zayıflamış dişlerde döküm post veya metal prefabrike postların kullanımı avantajlı olabilir(17,18,20,21). Fakat, farklı düzeylerde kanal dentini kaybı nedeniyle zayıflamış dişlere uygulanan; dentine göre belirgin düzeyde yüksek elastisite modülüne sahip postlar(52), arta kalan dentin miktarı ile orantılı olarak dentine benzer bir esneme gösteremezler(57). Bu nedenle yeterli dentin dokusuna sahip olmayan dişlerde, bu durum dişte kırık oluşumuna neden olabilir(58-60).

Post-kor uygulamalarının klinik başarısında, restorasyonda kullanılacak post materyalinin çapı da önemli bir faktördür(37,42). Yeterli dentin desteğine sahip dişlerde, ince çaptaki fiber post ve döküm postlar arasında kırılma dayanımı açısından önemli farklar görülmezken, (37,42) kanal dentin kaybı nedeniyle yapısı zayıflamış dişlerde döküm post ve fiber postların kalınlıklarındaki artış restorasyonun başarısını etkileyecektir(46). Kanal dentin kaybı nedeniyle yapısı aşırı zayıflamış dişlerde çok geniş çaplı döküm post uygulaması, dişte kırık oluşumuna neden olabilir(61). Bu durumda, elastisite modülü dentine daha yakın olan fiber post uygulamasının daha avantajlı olduğu ileri sürülmektedir(62). Fakat bu durumda dişe gelen stresler döküm post uygulamasına göre dentine daha fazla iletileceği için(17,18,20), yapısı zayıflamış dentin dokusunda bu stresler altında daha fazla kırık oluşabileceği bildirilmiştir(58-60).

Kanal dentin kaybı nedeniyle yapısı zayıflamış dişlerin post-kor uygulamasıyla restorasyonlarında, arta kalan kanal dentin miktarı önemli bir unsurdur(2). Kalan kanal dentin dokusu miktarına göre; optimum boyutta ve klinik beklentileri karşılayabilecek özelliklerdeki post materyalinin seçimi restorasyonun başarısını önemli düzeyde etkileyebilir(46). Bu yüzden, farklı miktarlardaki dentin dokusu kaybına uğramış dişlerde, farklı uygulama yöntemi (direkt, indirekt) ve yapısal özellikler (metal, seramik, fiber) gösteren post materyallerinin uygulanması

gerekebilir(53). Bu tip restorasyonlarda hangi seçeneğin en tatminkar çözümü sunacağı konusunda kesin bir görüş mevcut değildir. Farklı miktarlardaki kök dentini kaybı sonucu uygulanacak restorasyonun, kullanılan yöntem ve materyal tipi ile ilişkili olarak incelenmesi ve elde edilecek sonuçların değerlendirilmesi klinik uygulamalarda yararlı olabilir.

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi, mühendislik alanında değişik ve karmaşık problemlerin çözülmesi için geliştirilen bir sayısal modelleme/simülasyon metodudur(63-65). Diğer bir deyişle, karmaşık diferansiyel denklemler yardımı ile ifade edilen değişik mekanizmaların, analitik çözümlerinin elde edilememesi durumunda sayısal yaklaşım yöntemleri olan sonlu elemanlar veya sonlu farklar yöntemlerine başvurulmasıdır(63,64). Değişik mühendislik alanlarında sonlu elemanlar yöntemi başarılı bir şekilde uygulanmakta olup(64), son yıllarda biyomekanik alanında da başarılı çalışmalar yapılmıştır(63). Bu yöntem dişhekimliğinin farklı alanlarında stres analizi için başarılı bir şekilde uygulanmaktadır(13,17,18-21,63).

Bu çalışmada, farklı miktarlardaki kök dentin kaybına uğramış dişlerin restorasyonlarında; dentin, post materyalleri ve post materyalleri ile kök dentini arasındaki siman tabakasında oluşan streslerin analizleri ve farklı miktarlarda kök dentin kaybına uğramış dişlere uygulanan farklı yapı ve çaptaki post materyallerinin yorulma testleri, 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiz metodu kullanılarak incelenmesi amaçlanmıştır. Elde edilecek sonuçların farklı miktarlardaki kök dentini kayıpları sonucu yapısı zayıflamış dişlerin restorasyonunda kullanılabilecek yöntemin belirlenmesinde yol gösterici olabileceği düşünülmektedir.

2. GENEL BİLGİLER

2. 1. Post Kor Sistemler

Dişlerin kron kısımları; çürük, fiziksel travma yada abrazyon, atrizyon ve erozyon gibi nedenlerle oluşan aşınmalar sonucu, aşırı düzeyde madde kaybına uğrayabilir(1-3). Travma veya pulpa enfeksiyonuna neden olan çürük varlığı, endodontik tedavi uygulamasını gerektirir(4-6). Endodontik tedavili dişlerin restorasyonu günümüzde halen tartışılan bir uygulamadır. Ancak, endodontik tedavi sonucunda çok az rezidüel dentin dokusu kalsa bile, ileri düzeyde madde kaybına uğramış dişlerin korunması ve restorasyonu, klinik olarak önerilmektedir(7,8). Bu dişler; çürükler, önceden yapılmış restorasyonlar, endodontik tedavi için kanal preparasyonu ya da vital pulpanın kaybı sonucu, dişteki nem kaybı nedeniyle, normal dişlere göre daha zayıftırlar(2,4). Bu durumdaki dişler; endodontik tedaviyi takiben, farklı malzemelerden üretilen kronlar uygulanarak, estetik ve fonksiyonel olarak restore edilmelidir. Aşırı koronal kayıp durumunda yapılacak olan bu restorasyonlar, yeterli tutuculuk ve dayanıklılık sağlayacak sağlam bir altyapı ile desteklenmelidir(1,2,4,9).

Aşırı koronal doku kaybına uğramış dişlerin restorasyonunda kullanılan yöntemlerden biri post-kor uygulamasıdır. Bu uygulama, kök kanal boyunun en az 2/3'üne uzanan bir çivi (post) ve hem bu yapıdan destek alacak, hem de dişe yapılacak restorasyona desteklik ve tutuculuk sağlayacak bir çekirdek (kor) altyapıdan oluşmaktadır(4,7,8,10). Bu şekilde, kron yada sabit protetik restorasyon yapılana kadar, dişin daha ileri düzeyde yıkımı önlenir ve dişe direnç kazandırılır(1,2,9).

Endodontik dişlerin tedavisi, temel olarak dayanıklılık ve estetiğe yönelik uygulamalara dayanır(7,8,10). Esas amaç, koronal bölge ve kök bölgesindeki restorasyonlardan kalan diş dokusunda, biyomekanik olarak tercih edilen bir yük iletiminin sağlanmasıdır(34,66-68). Kalan dentin dokusunun miktarı ve yapısı, restorasyonda kullanılan materyaller ve dokular ile biyomateryaller arasındaki

bağlantının özelliği, yapılacak restorasyonun başarısını etkileyecektir(19-21). Restorasyonun yapımında kullanılacak materyallerin elastisite modüllerinin, diş dokularının elastisite modülüne yakın seçilmesi en uygun stres dağılımını sağlamaktadır(11,34,62,66,69-72).

Endodontik tedavi görmüş dişin prognozu, sadece kanal tedavisinin başarısına değil aynı zamanda kanalın apikal tıkanmasına(13,27,28), ve koronal restorasyonların yapımıyla bakteri ve ağız sıvılarının mikrosızıntı yoluyla kök bölgesine ulaşmasına engel olunmasına bağlıdır(49-51,73). Bu şekilde uygulanacak tedavide post materyallerinin kullanımı düşünülmelidir(74-76).

Post-kor sistemler temel olarak 3 kısımdan oluşur:

Post: Dişin kök kanalı içine yerleştirilen ve ideal olarak apikalde 3-4 mm gutta bırakacak şekilde kökün 2/3'üne kadar uzanan yapıdır. Sistemin başarısı için post çapı minimumda tutulmalıdır(4,10,77).

Kor: Restorasyonun post ile birleşen kısmıdır. Restorasyonun kron yapısını temsil etmektedir. Kor yapı mümkün olduğunca kalın yapılmalıdır(4,10,77).

Koping: Kırık oluşumuna karşı ferrule etkisi gösteren ortalama 2 mm genişliğinde metal banttır. Oluşan stresi; kor ve post yapıları arasında iletir ve dentinde dağıtır, simanın örtücülük özelliğini devam ettirir(4,10,77).

Post materyalleri, kor materyaline tutuculuk sağlarlar(39). Restore edilecek dişte, kalan diş dokusu miktarı, post yerleştirilmesine karar verilmesinde önemli bir kriterdir(39-41). Peroz ve arkadaşları(76); dişteki doku kaybı miktarlarını kalan aksiyel kavite duvar sayısına göre 5 gruba ayırarak, restore edilecek dişin post ihtiyacını değerlendirmişlerdir. Buna göre;

Sınıf 1: Tüm aksiyel duvarların mevcut olduğu durumdur. İdeal sayılabilecek giriş kavite preparasyonunu ifade eder. Diş post yerleştirilmesine gerek yoktur, kalıcı dolgu yapılabilir(76).

Sınıf 2 ve 3: Bir veya iki kavite duvarının eksik olduğu durumu ifade eder. Eğer kor yapı olarak, adesiv sistemler kullanılacaksa ve kalan diş dokusunun yüzey miktarı yeterli ise, genel olarak diş post yerleştirilmesine gerek yoktur(76).

Sınıf 4: Bir aksiyel kavite duvarının mevcut olduğu durumdur. Bu durumda diş post yerleştirilmesi gerekir. Estetik nedenlerden dolayı, ön bölgedeki dişlerde metal olmayan post materyallerinin uygulanması önerilir. Arka grup dişlerde ise böyle bir gereklilik yoktur(76).

Sınıf 5: Kor materyaline yeterli destek sağlanamayacağı için, diş post materyali uygulanmalıdır. Özellikle bu grupta, ferrule etkisi oluşturulması kırılma direncini önemli ölçüde artırır. Eğer ferrule etkisi oluşturulması mümkün değilse, cerrahi müdahale ile kron uzatma işlemi başarılı sonuç verecektir(76).

2. 2. Postların Sınıflandırılması

Klinik uygulamaya yönelik çok sayıda post ve kor sistemi mevcuttur(5,9). En genel haliyle post-kor sistemler; tek parça olarak farklı metallerden döküm post-kor sistemler, ve iki parça olarak farklı materyallerden prefabrike postlar ve bunlar üzerine uygulanan kor yapılar olarak ikiye ayrılır(5,9).

2. 3. Metal Döküm Postlar

Metal döküm postlar, direkt olarak dişin kök kanalından alınan ölçüye göre hazırlanır. Yapımı tasarlanan post, sıklıkla kor yapıya birleşik, tek parça halinde döküm yoluyla elde edilir(4). Döküm post-korlar, direkt ve indirekt olarak iki teknikte hazırlanırlar. Direkt teknikte, post-kor yapı ağız içinde, indirekt teknikte ise

post yuvası hazırlanmış dişten alınan ölçüyle elde edilen model üzerinde hazırlanır(78). İndirekt teknikte, post yerleştirilmesi için prepare edilen post yuvasına uyacak bir ölçü postu yerleştirilir veya akrilik post uygulaması yapılır(10). Düşük viskoziteye sahip bir elastomerik ölçü maddesi, lentülo veya enjektör kullanılarak post yuvasına uygulanır(10). Aynı zamanda hazırlanan yüksek viskoziteli bir ölçü maddesi ölçü kaşığına yerleştirilerek, ölçü postu ile birlikte tek aşamada ölçü alınır. Bilinen yöntemlerle model elde edilir ve post-kor yapı hazırlanır(10).

Metal döküm postlar, kanal boşluğuna tam uyum gösterirler ve tek parça oldukları için, post-kor sistemlerde karşılaşılan bağlantı problemleri, metal döküm post uygulamalarında daha az görülür(79). Ancak ölçü işlemi zaman alır ve özellikle tam seramik restorasyon uygulanacak dişlerde kullanıldıklarında estetik problem oluştururlar(79). Tutuculukları ise sürtünmesel olarak ya da yapıştırıcı ajanlarla sağlanır. Ancak her iki tutuculuk türünün sağlanabilmesi için, uzun bir preparasyon süresi gerekir. Bu preparasyon şekilleri, rezidüel dentinde aşırı stres oluşturarak, metal ve dentin arasındaki büyük sertlik farkına bağlı olarak kök kırığına neden olabilir(9).

2. 4. Prefabrike Postlar

Post kor uygulamalarında, klasik olarak tercih edilen metal postların elastisite modülleri ile dentinin elastisite modülü arasında önemli bir fark vardır(80). Metal post materyalleri ve dentin dokusu arasındaki sertlik farkı, restore edilecek dişte kök kırıklarına neden olabilir(62,72). Bu durumu ortadan kaldıracı için dentine yakın sertlik değerine sahip prefabrike postların seçimi ve simantasyonları önerilmektedir(9). Prefabrike postlar, ilk olarak 1960'lı yıllarda uygulanmaya başlamıştır(81). Döküm post-kor sistemlere göre; ilave ölçü alımı gerektirmemesi, klinik uygulamalarının kolaylığı, ekonomik olmaları ve minimum preparasyon gerektirmeleri en belirgin avantajlarındandır(4,10,81).

Restore edilecek dişin kök kanalının, geniş ve düzensiz yapıda olması durumunda prefabrike postların kullanımı olumsuz sonuçlar doğurabilir(4,41,42). Bu durumda tek bir post, kök kanal boşluğunu doldurmada yetersiz kalacak ve rezidüel dentin ve post arasındaki boşluğu siman dolduracaktır(49). Simanın postlara göre daha zayıf olan yapısı ve hacimce polimerizasyon büzülmesine uğraması, post materyali ve dentin birleşiminde stres oluşumuna neden olacaktır(47,49). Bu durumu önlemenin bir yolu, kök kanal boşluğuna birden fazla post uygulanmasıdır(9,55,82).

Prefabrike postlar kendi içinde; şekil ve yüzey özelliklerine, retansiyonlarına ve üretildikleri malzemeye göre sınıflandırılırlar(7,79):

şekil ve yüzey özelliklerine göre:

1. Konik, düz yüzeyli postlar
2. Paralel yivli ve oluklu postlar
3. Konik, vidalı postlar
4. Paralel, vidalı postlar
5. Paralel, uç bölümü konik olan postlar(7)

Retansiyon şekillerine göre:

1. Aktif retansiyonlu postlar
2. Pasif retansiyonlu postlar(79)

Üretildikleri malzemeye göre:

1. Metalden üretilen prefabrike postlar
2. Metal olmayan malzemeden üretilen prefabrike postlar(79)

2. 4. 1. Metal Prefabrike Postlar

Metal prefabrike postlar, klinikte yaygın kullanım alanı bulmuşlardır. Yüksek altın alaşımları, saf titanyum, titanyum alaşımları, krom-nikel ve krom-kobalt

alaşımlarından üretilirler(10,83). Üstün fiziksel özellikler gösterirler ve krom-nikel dışındaki alaşımlar biyouyumludurlar(4).

2. 4. 2. Metal Olmayan Prefabrike Postlar

Karbon fiber post haricindeki metal olmayan prefabrike postlar, özellikle anterior bölgede tam seramik restorasyonların uygulanacağı dişlerde endikedirler(8,84). Metal olmayan prefabrike postlar aşağıdaki gibi sınıflandırılırlar:

1. Karbon fiber postlar
2. Diş rengindeki postlar
 - A. Zirkonyum kaplı karbon fiberler
 - B. Tam seramik postlar
 - a. Cam seramikler
 - b. Alüminyum oksitle güçlendirilmiş seramikler
 - c. Zirkonyum oksit esaslı seramikler
 - C. Fiberle güçlendirilmiş postlar.
 - a. Cam fiber postlar
 - b. Kuartz fiber postlar
 - c. Polietilen fiber postlar(8,84)

1. Karbon fiber postlar:

İlk olarak 1992 yılında Duret ve arkadaşları(85) tarafından uygulanmıştır. Karbon fiber postlar, epoksi rezin matriks içinde sürekli aynı yönde paralel şekilde sıralanmış 8 mikron çapındaki karbon fiberlerden oluşur. Matriks ve fiberlerin birleşimi organik yapıdadır(85). Bu fiberler, postun ağırlık olarak %64'ünü oluşturur. Diğer fiber post tipleri gibi mekanik özellikleri anizotropik olarak tanımlanır(85). Bu özelliklerine bağlı olarak uygulanan kuvvetin yönüne göre farklı elastik davranışlar gösterirler ve kuvvet altında elastisite modülleri değişiklik gösterir(62). Kompozit rezin, siman ve kor kullanılmasıyla güçlü bir monoblok sistem oluşturulur ve kırılma riski minimuma iner(72). Üstün mekanik özelliklere sahiptirler(86) ve bu nedenle, ilk üretilen fiberle güçlendirilmiş rezin post

çeşididirler(52). Elastisite modülleri, dentine yakın olduğundan daha az stres birikimine neden olur ve daha az kök kırığı oluşumuna yol açarlar(87). Post-kor restorasyonu başarısız olursa, diştten çıkarılmaları kolaydır. Korozyona dirençleri yüksektir ve biyouyumludur(85). En büyük dezavantajları; siyah renkte olmaları, sıvılarla temasa geçtiğinde mekanik özelliklerinde düşüş görülmesi, radyopak olması ve ışık geçirgenliğinin olmamasıdır(85).

2. Diş rengindeki postlar:

A. Zirkonyum kaplı karbon fiberler: Karbon fiber postların estetik dezavantajını ortadan kaldırmak için, tüm post yüzeyi zirkonyum ile kaplanmıştır(88).

B. Tam seramik postlar: Tam seramik post sistemleri, geleneksel metal postlara alternatif olarak geliştirilmiştir(84). Başlıca avantajları; translüsent özellikleri, korozyona direnç göstermeleri ve biyouyumlu olmalarıdır. En büyük dezavantajları ise, düşük kırılma dayanımı göstermeleridir(84). In-ceram, procera ve zirkonyum oksit gibi çeşitli uygulamaları mevcuttur(36). Zirkonyum seramik postlar; yüksek dayanıklılığa sahiptir, renk ve yarı şeffaflık bakımından doğal dentine benzerler, diş rengine uygun parlaklık sağlar ve dişeti kenarındaki gölgelenmeyi önlerler(36).

C. Fiberle güçlendirilmiş postlar: Dişhekimliğinde kullanılan fiber çeşitleri karbon, aramid, cam ve poletilendir. Fiber çeşitlerinin de farklı formları mevcuttur(89-91):

1. Örgü tip fiber
2. Devamlı, tek yönlü fiberler
3. Parçalı fiberler (89-91)

Örgü fiberlerle yapılan post-kor restorasyonlar, metal postlara göre daha az kırılma direci gösterir ancak kök kırığı oluşumuna neden olmazlar(91). Sistemde

rezin matrikse yerleştirilmiş cam fiberler bulunur. Elastisite modülleri dentine oldukça yakındır ve restorasyona uygulanan kuvvetlerin kanal boyunca eşit dağılımını sağlarlar(91).

Fiber postların mekanik özellikleri, anizotropik olarak adlandırılmaktadır. Yani farklı doğrultularda yüklendiklerinde, farklı fiziksel özellikler gösterirler(18,19,92). Bu özelliğe bağlı olarak postların yükleme altındaki elastisite modülleri de değişmektedir(92). En önemli avantajlarından biri, elastisite modüllerinin dentine (18.6 GPa) yakın olmasıdır(93). Fiber postlarla birlikte; kompozit rezin, siman ve kor materyali kullanılmasıyla homojen bir bütünlüğün sağlandığı düşünülmektedir(62). Yani tüm bu materyaller birlikte kullanıldıklarında, güçlü bir monoblok sistem oluştururlar ve kırılma riskini minimuma indirirler(62).

Paslanmaz çeliğin elastisite modülünün dentinin 20 misli, titanyumun ise 10 misli olduğu düşünülürse; elastisite modülü 6.8-10.8 GPa olan rezin simanların, 5.7-25 GPa olan kompozit rezinlerin ve 16-40 GPa olan fiber postların dentine çok yakın değerler gösterdiği görülmektedir(80). Monoblok oluşturan materyallerin (dentin,post,siman,kor materyali) benzer elastisite modülüne sahip olmaları gerekir(62). Yüksek elastisite modülüne sahip postlar, yükleme sırasında dişle birlikte bükülmemekte, bu da kırılmaya neden olmaktadır(62). Fiber postlar ise dentine eşdeğer şekilde esneme göstererek, diş üzerindeki restorasyonun kırılma direncini artırır. Oklüzal stresleri dağıtır, metal postlar gibi direkt olarak iletmez(17,19-22). Fiber postlar, aktif yivler yerine pasif retansiyon olukları içerirler. Kanala pasif olarak yerleştirildiğinden ve kanal duvarıyla post arasında rezin simanla bir hibridizasyon olduğundan, kök üzerinde stres oluşmamaktadır(89,94).

Dişhekimliğinde kullanılan fiber post çeşitlerinden bazıları; cam fiber, karbon fiber, kuartz fiber ve polietilen fiberdir(89,90).

a. Cam fiber postlar: Resin matriks içine gömülmüş cam fiberlerden oluşmaktadır. Genelde kullanılan fiberler silika bazlıdır ve kalsiyum, sodyum ve boron gibi değerli oksitleri içerirler(86). Cam fiber postlar estetik özellikleri en fazla olan post materyalleridir. Fiziksel özellikleri, dentin ve kompozit rezine yakındır(17-

19,21,95). Dişin sert dokularına, kompozite ve rezin simana bağlanırlar. Biyouyumlu bir materyaldir, korozyon ve kırılma riski rijit yapıdaki post materyallerine göre daha düşüktür(96). Ayrıca uygulama sırasında istenilen uzunluğa kolayca kısaltılabilir. Gerekğinde frez yardımıyla kanaldan uzaklaştırılabilmeleri metalik postlara göre daha rahattır(86). Ancak bu postların direnci karbon ve kuartz fiberlere göre daha düşüktür. Nemli ortamda stabil olmamaları ise önemli bir dezavantajlarıdır(86,97).

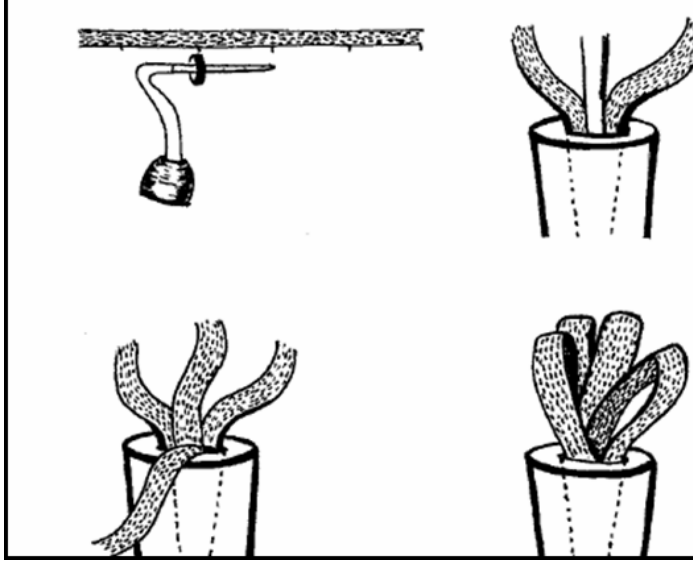
Cam fiber postlar farklı tipteki camlardan yapılabilir. Elektriksel cam (E-cam), SiO_2 , CaO , B_2O_3 , Al_2O_3 ve diğer bazı alkali metal oksitlerin bir karışımı olan amorf fazdaki cam tiplerinden en sık kullanılanıdır. Ayrıca bazı cam fiber postlar yapısında belirli miktarlarda kuartz fiberler ihtiva edebilir(98).

b. Kuartz fiber postlar: Fiberle güçlendirilmiş postlardan biri de translüsent yapıdaki kuartz fiber post sistemidir(86). Bunların özelliği, kök kanalına ışığı geçirmesi ve bu sayede adeziv sistemlerin ve ışıkla sertleşen rezin simanların polimerizasyonlarını arttırmasıdır(86).

c. Polietilen fiber postlar: Adeziv dişhekimliğindeki olumlu gelişmeler ile birlikte yeni jenerasyon dentin bonding ajanlar, rezin simanlar ve restoratif materyallerin ortaya çıkarılması, endodontik tedavili dişlerin restorasyonunda yüzeyleri plazma ile modifiye edilmiş polietilen fiberler ile güçlendirilmiş post materyalinin kullanımını yaygınlaştırmıştır(99).

Polietilen fiber ile güçlendirilmiş post materyallerinden biri olan Ribbond yaygın kullanım alanı bulmaktadır. Örgü şerit olarak da adlandırılan bu materyal, kompozit rezin veya akril ile birlikte kullanılmaktadır(10). Güçlü, biyolojik olarak zararlı olmayan, ışığı geçirebilme özelliğine sahip, estetik ve kolayca uygulanabilen bir materyal olan Ribbond (Ribbond, Ribbond Inc, Seattle, WA, U.S.A), kilitli ve kafes şeklinde bir yapıdadır(99). Ribbond, diğer fiber post materyallerine göre klinik olarak daha farklı şekilde uygulanırlar(17,100). Üretici firma talimatlarına göre; kanal içine yerleştirilen fiber demetleri, plugger yardımıyla

apekse doğru kondanse edilir. Yeterli seviyede uyum sağlandıktan sonra, koleden yaklaşık 4 mm'lik Ribbond demetlerinin taşması sağlanır. Taşan kısımlar bir el aleti yardımıyla, rezin emdirilerek şekillendirilir ve kor yapı oluşturulur.



Şekil 2.1. Ribbond'un kanal boşluğuna uygulanması(17)

Polietilen fiberler, plazma ile modifiye edilmeden dental rezinlerle kimyasal olarak bağlanamazlar(99). Bunun için önce plazma uygulanarak polimerik hibrit oluşturulur ve böylece hibrit yapı, dental rezinlere interfasiyal bağlanmayı yüksek düzeye getirerek gelen kuvvetleri taşıyabilecek gücü artırır(99).

Güçlendirilmiş polietilen fiberin, yumuşak kıvamdayken şekillendirilmesi nedeni ile kök kanalı ve pulpa odasına adapte edilmesi sırasında, sağlam diş yapısının fazla miktarda çıkarılmasını gerektirmez(99,101).

Düzensizliklere ve andırıklara adapte olarak, dişe bağlandığı için sertleştikten sonra daha retantif olduğu ve rotasyon yapmadığı bildirilmiştir(99). Diş renginde olduğu için döküm veya prefabrike postlar gibi oksidasyon sonucu kök kanal duvarı boyunca ve yumuşak dokuda renk değişimi yaratmaz(99). Buna bağlı olarak daha sonra yapılacak restorasyonu estetik açıdan olumsuz olarak etkilememektedir(99,101).

2. 5. Post-kor Endikasyonları

Post-kor restorasyonlarının başlıca endikasyonları şunlardır:

1. Koronal diş defektlerinin; dolgu, pin veya adesiv tekniklerle restore edilemediği durumlarda
2. Kanal tedavisi sırasında temizlenen çürük ve kanal preparasyonu esnasında kaldırılan dentin dokusu sonucu kalan diş dokusunun az olduğu durumlarda
3. Overdenture protezlerin retansiyonu için bar ve çivi başlı ataçmanların köklerle desteklenmesi gereken durumlarda
4. Ortodonti hastalarının protetik tedavilerinde
5. Pulpada geri dönüşümü olmayan doku hasarının olduğu durumlarda
6. Periodontal desteği zayıf dişlerde, kron/kök oranının endodontik desteklerle güçlendirilmesinde
7. Malpoze dişin oklüzal veya aksiyel düzeltmesinin pulpa bütünlüğünü bozduğu durumlarda
8. Restorasyon yapılmasını takiben, kanal tedavi uygulamasının zor olacağı pulpa prognozunun şüpheli olacağı geniş defektli dişlerde(4,77,102)

2. 6. Post-kor Kontrendikasyonları

Post-kor restorasyonların başlıca kontrendikasyonları şunlardır:

1. İyileşmeyen periapikal lezyon varlığında
2. Kalsifiye kanal dokusu varlığında
3. Kanal dolgusu ideal yapılmamış dişlerde
4. Kırılmaya dirençli olmayan ince köklü dişlerde
5. Aşırı derecede eğimli kökü olan dişlerde
6. Oral hijyeni kötü olan hastalarda(4,10,77,102)

2. 7. İdeal Bir Post Sisteminin Sahip Olması Gereken Özellikler

İdeal bir post-kor uygulamasının sahip olması gereken bazı özellikler vardır. Bu özellikler şu şekilde sıralanabilir:

1. Fiziksel özellikleri dentine yakın olmalı
2. Minimum doku kaybı oluşturularak, maksimum tutuculuğa sahip olmalı
3. Kök boyunca fonksiyonel stresler eşit olarak dağıtılmalı
4. Restorasyon ve çevreleyen dokuyla estetik açıdan uyumlu olmalı
5. Post yerleştirilmesi ve simantasyon sırasında minimal stres oluşturmali
6. Yerdeğiştirmeye dirençli olmalı
7. İyi düzeyde kor retansiyonuna sahip olmalı
8. Gerekğinde kolaylıkla çıkartılabilmeli
9. Kor materyali ile post materyali uyumlu olmalı
10. Uygun maliyetli olmalı
11. Kullanımı kolay ve güvenilir olmalı(4,10,29)

2. 8. Post Seçim Kriterleri

Post-kor restorasyonlarında uygulanacak post materyalinin seçimi önemli bir kriterdir. Çünkü ideal post materyali seçiminin, post-kor restorasyonunun uzun dönem başarısına etkili olduğu bildirilmiştir(1). İdeal post materyalinin seçiminde değerlendirilmesi gereken kriterler şunlardır:

Post dizaynı: Post materyalleri yüzey özelliklerine göre, aktif ya da pasiftir(29). Aktif postlar yüzeylerindeki yivlerle dentine sıkıca tutunurken, pasif olanların tutuculukları, simanların kullanımı veya diş kanal duvarlarına sıkı bir şekilde adapte edilerek sağlanır(29). Çoğu çalışmada, aktif post dizaynı, post-kor uygulamasıyla restore edilmiş dişlerde kırık oluşumundan sorumlu tutulmuştur(103). Aynı çalışmalarda uca doğru incelen post dizaynının, doğal dişlerdeki kök ve kanal formuna daha uygun olduğu belirtilmiştir(29,103). Ancak bu dizayna sahip postların, diş kökünün koronal kısmında stres oluşturduğu ve daha az tutuculuk özellikleri gösterdiği belirtilmiştir(29,103). Paralel kenarlı postlar, daha

eşit düzeyde stres dağılımı sağlar ve tutuculukları da fazladır(103). Stres yoğunluğu postun uç kısmında, kanalın daralan bölgesinde gözlenir(103). Stresin oluşum nedeni olarak, kanalın uç kısmında fazla madde kaybı olması ve postun köşeli kısımlara sahip olması gösterilmektedir(29). Paralel kenarlı, uca doğru daralan yapıdaki post materyallerinde ise tutuculuk paralel kenarlarla sağlanır ve uç kısımda aşırı stres oluşumu önlenir(29). Yüzeyi yivli post materyalleri en yüksek tutuculuk özellikleri gösterirler. Bunları, yüzeyi pürüzlü postlar ve pürüzsüz olanlar izler(29). Ancak yivli postlar diş kökünde daha fazla stres oluşumuna neden olurlar(104). Diş kökündeki stres oluşumunu önlemek için yivlerin sayısının azaltılması, post kanallarının kapatılması ve postun sıkıştırıldıktan sonra yarım tur gevşetilmesi önerilmektedir(104).

Post uzunluğu: İdeal post uzunluğu diş kökünün 2/3'ü kadar olmalıdır. Post uzunluğu/kron uzunluğu oranı ise en az 1 olmalıdır(105). Post uzunluğu kök boyunca oluşan stres yükünü etkiler(13,20). Kanal kavite genişliği arttıkça, servikal stres miktarı da artar(43,44). Kanal boşluğuna post yerleştirilmesi ise bu stresi azaltır(25). Kısa kalın postlar servikal bölgede stres oluştururken, uzun postlarda stres apikal bölgede yoğunlaşır(26,74). Kırılma dayanıklılığı için post uzunluğu, ferrule etkisi oluşturulmasına göre daha az etkilidir(106).

Kök uzunluğu: Diş kökünün uzunluğu ve şekli, kullanılacak postun materyalinin şeklini belirler(16). İdeal post uzunluğunun belirlenebilmesi için, diş kökü de değerlendirilmelidir(16). Post materyali ne kadar uzun olursa; tutuculuğu ve yapısındaki stres dağılımı da o kadar iyi olacaktır(16,103,104). Ancak diş kökünün kısa ve eğimli olduğu dişlerde her zaman istenen uzunlukta post kullanılamaz. Kısa köklü molar dişlerin restorasyonunda, birden fazla post yerleştirilmesi önerilmektedir(107). Ayrıca, ideal apikal tıkama için, 3-5 mm guttaperkanın bırakılması gerekliliği de kısa köklü dişlerde post uygulaması için olumsuz bir faktördür(13,27,28,107).

Diş anatomisi: Diş kökünün anatomisi, post seçimini direkt olarak etkiler(108). Kök uzunluğu ve formunun değerlendirilmesi önemlidir(16). Aksi takdirde; yetersiz post yuvası preparasyonu ya da çok geniş post kullanımı apikal

veya lateral perforasyon riskini arttıracaktır(109). Post seçiminde diş anatomisini değerlendirmede en yararlı işlem radyografik inceleme yapmaktır(29).

Post kalınlığı: Post kalınlığının seçiminde; diş dokusunun korunması, perforasyon riskinin azaltılması ve restore edilen dişin dayanıklılık gösterebilmesi önemli kriterlerdir(37). Lloyd ve Palik(42) post kalınlığının belirlenmesine yönelik düşünceleri 3 grupta toplamıştır:

- A. **Konservatif yaklaşım:** Kalan diş dokusunun korunması için mümkün olduğu kadar az kanal preparasyonu ve dar çaplı post seçimini destekler.
- B. **Koruyucu yaklaşım:** Seçilen post en az 1 mm kalınlıktaki sağlıklı dentin tabakasıyla desteklenmelidir
- C. **Fırsatçı yaklaşım:** Kök kalınlığının en az olduğu kısımda post kalınlığı, kök kalınlığının 1/3'ünden fazla olmamalıdır(42).

Post kalınlığındaki artışın, tutuculuğa yönelik belirgin bir etkisi yoktur(110). Daha kalın çaptaki postların kullanıldığı restorasyonların, daha az kırılma dayanımı gösterdiği belirtilmiştir(111).

Lambjerg-Hansen ve Asmussen(75), yeterli retansiyon için postun en az 1.3 mm kalınlıkta olması gerektiğini belirtir. Peroz ve arkadaşlarının(76) çalışmasında ise; yeterli post retansiyonu için minimum post kalınlığı, 1.25 mm olarak açıklanmıştır.

Kanal konfigürasyonu ve post uyumluluğu: Kanal konfigürasyonu, özel üretim postlar veya prefabrike post materyalleri arasında seçim yapılmasına yardımcı olur(31). Post materyali diş kanal boşluğuna sıkı bir şekilde oturursa ve kanal boyut ve şekline uyum gösterirse; az miktarda dentin dokusu kaldırılacağından işlem daha konservatif olur, dişin kırılma dayanımı artar ve post daha retantif olur(112).

İdeal olmayan formdaki kanallarda, paralel kenarlı post uygulaması ve kalan boşluğun simanla doldurulması veya daha fazla preparasyon yapılarak daha büyük bir post kullanımı önerilmektedir(29). Uyumu yetersiz bir prefabrike post uygulaması yerine, kanalda daha fazla preparasyon yapılarak, kanala daha uyumlu bir döküm post-kor uygulamasının daha retantif olacağı ileri sürülmüştür(113). Ancak Morgano ve Milot(114), uyumu çok sıkı olan postlarda artmış katastrofik kırılma oranı bildirmişlerdir.

Koronal yapı: Restore edilecek dişin, kalan koronal doku miktarı da post seçiminde önemlidir. Dişe uygulanacak restorasyona yeterli retansiyon sağlanabilmesi için, marjin bölgesinde en az 1.5-2 mm diş dokusu bulunması gerektiği bildirilmiştir(115). Döküm post ve kor sistemler kullanılarak restore edilen orta ya da ciddi düzeyde koronal doku kaybı olan dişlerde, 5 yıl sonundaki başarı oranı %90.6'dır(116). Bu konudaki invivo ve invitro çalışmalar, aşırı düzeydeki kayıplarda döküm post-kor kullanımını, yeterli seviyede dentin varlığında ise metal olmayan postların kullanımını önerirler(116,117).

Stres: Post-kor uygulanarak restore edilen endodontik tedavi görmüş dişler; sıkıştırma, çekme ve makaslama streslerine maruz kalırlar. Bunlar arasında en yıkıcı etki gösteren makaslama stresidir(10). Holmes ve arkadaşları(16), post boyutlarındaki farklılıkların makaslama streslerini ciddi miktarda etkilediğini belirtmiştir. Kalınlığın minimumda tutularak post uzunluğunu arttırmanın, makaslama stresini azaltacağı önerilmektedir(16).

Post-kor uygulamasıyla restore edilen dişler ağız içinde çeşitli tipte yüklere maruz kalırlar(32,118,119). Post-kor ve krona gelen bükülme kuvvetleri postun kanaldan gevşemesi ve çıkmasına dolayısıyla sistemin çökmesine neden olur(32,118). Burgess ve arkadaşları(119), antirotasyonel yapıdaki postlara dikkat çekmiş ve bükülme kuvvetlerine dirençli sistemlerde restorasyon başarısının daha iyi olacağını belirtmiştir. Ayrıca aktif tutuculu postların, bükülme kuvvetlerine pasif tutuculu postlara göre daha dirençli olduğu belirtilmiştir(118,119).

Hidrostatik basıncın rolü: Post simantasyonu, yani, diş kanal dentin duvarları ile post materyali arasındaki birleşme, retansiyon ve stres dağılımı açısından önemli bir uygulamadır(120). İşlem sırasında hidrostatik basınç oluşumu nedeniyle kanal içindeki stres artış gösterir(121). Bu basınç, postun kanal boşluğuna uyumunu etkiler ve dişte kırık oluşumuna neden olabilir(38,71). Simantasyon esnasında basıncı azaltmak için siman kaçışına izin verilmelidir. Bu amaçla stres artışını engellemek için post üzerinde 'vent' adı verilen siman kaçış yolu oluşturulur(10). Hidrostatik basınç oluşumunu önlemede, özellikle uca doğru daralan yapıdaki postların uygulanması da önerilir(10). Hidrostatik basınç oluşumu, aynı zamanda kullanılan simanın viskozitesinden de etkilenir. Siman ne kadar visköz olursa, hidrostatik basınç oluşumu da o kadar fazla olacaktır(30).

Post materyali: Optimum sonuçları elde etmek için post materyalinin fiziksel özellikleri dentine yakın olmalı, post materyali diş yapısına bağlanabilmeli ve ağız ortamı için biyouyumlu olmalıdır(52). Ayrıca limitli düzeydeki stresi diş dokusuna ileterek kuvvet emici görevi görmelidir(52). Post-kor yapımında kullanılan materyaller luting ajanlar da dahil olmak üzere diş yapısından farklı fiziksel özelliklere sahiptir ve kırılma yapıları da birbirinden farklıdır(10). Özellikle yüksek rijiditedeki materyallerin kullanımı potansiyel tehlike oluşturacaktır(52).

Materyal uyumluluğu: Postlarda korozyon oluşumu ve sonucunda kök kırıkları, literatürde rapor edilmiştir(38). İdeal olarak, post ve kor yapılar aynı alaşımdan yapılmalıdır. Farklı alaşımlar, galvanik akım oluşturarak korozyona neden olurlar(38). Elektrolitlerin post yüzeyine; sement ve dentin boyunca, koronal restorasyondaki mikrosızıntı boyunca, post yuvası preparasyonu esnasında aksesuar kanallar aracılığıyla veya teşhis edilmemiş kök kırıkları nedeniyle ulaştığı düşünülmektedir(38). Tüm post materyalleri arasında korozyona en dirençli olanlar titanyum postlardır(10). Değerli metaller de korozyona dirençlidir, ancak maliyetleri fazladır. Metal olmayan postların kullanımıyla korozyon problemi ortadan kalkmıştır(30).

Bağlantı özelliği: Postun diş yapısına bağlantısı, post retansiyonunu arttırarak ve diş yapısını güçlendirerek restorasyonun prognozunu olumlu yönde

etkilemelidir(53,110). Diş yapısının güçlendirilmesi, bağlantı ajanlarının stres dağılım özelliklerine bağlıdır(53). Postların tutuculuğunda bağlantının önemi literatürde belirtilmiştir(54). Rezin luting ajanlar, karbon fiber ve cam fiber postlara iyi bir şekilde bağlanırlar. Ancak, zirkonya postlara bağlantıları tatmin edici değildir(54).

Geri çıkartılabilme: Endodontik tedavi başarısız olduğunda yada post kırıldığında postun çıkartılması gerekir(121). Bu durumda en zor uygulama tek parça döküm post-kor sistemlerin çıkartılmasıdır(122). Çıkartılabilmeleri için postun etrafından diş dokusu kaldırılmalıdır. Karbon fiber postların çıkartılmaları metal ve seramik postlara göre daha kolaydır(122).

Estetik: Restorasyonda kullanılacak post-kor materyallerinin kron ve çevreleyen dokularla estetik açıdan uyumlu olması için en önemli kriter renk uyumudur(35,122). Ancak aşırı kök harabiyetine uğramış dişlerde, metal döküm post-kor uygulaması gerekebilir(4). Bu durumda metal kronun altından, incelmış kök yapısı altından ya da dişetinden gri renkte bir yansıma neden olacaktır(53). Bu sorunu ortadan kaldırmak için güçlendirilmiş rezin ve seramik postlar geliştirilmiştir(29). Kor materyali olarak kompozit kullanıldığında, kalınlığa bağlı olarak metal postların rengi maskelenebilmektedir. Bu uygulamanın yetersiz olacağı durumlarda ise opak tabakası bulunan metal destekli porselen kronlar önerilebilir(35). Ancak yumuşak dokudaki yansıma bu şekilde tam olarak giderilemez(35). Tam seramik kronlar translüsent oldukları için metal postların görünmesine yol açarlar. Metal olmayan karbon fiber ve zirkonya postlarda ise tam seramik kronun altyapısı ve kron kalınlığı etkilidir(35).

Post-kor uygulamasıyla restore edilmiş dişlerde teknik başarısızlıklar temel olarak; ince duvarlı zayıf yapıdaki köklerin streslere dayanamamasına ve azalmış tutucu yüzeyler nedeniyle simanda yüksek düzeyde stres oluşumuna bağlıdır(123).

2. 9. Dental Post Uygulamasına Yönelik Klinik Tavsiyeler

Post-kor uygulamalarına yönelik klinik tavsiyeler aşağıdaki gibi özetlenebilir:

1. Post için kanal preparasyonu yapılırken, mümkün olduğu kadar az doku kaldırılmalıdır
2. Düz kanal yapısına sahip aşırı koronal kaybın olduğu dişlerin restorasyonunda döküm post-kor kullanılmalıdır
3. Küçük eğimli kanallarda paralel kenarlı pasif uyumlu prefabrike postlar uygulanmalıdır
4. Eğimli kanallarda antirotasyonel postlar kullanılmalıdır
5. Post uzunluğunu değiştirmeden yeterli apikal tıkama sağlanmalıdır
6. Çok köklü, kısa dişlerde birden fazla post kullanılmalıdır
7. Paralel kenarlı postlar yeterli tutuculuk için tavsiye edilir ancak apikal bölgede dentin miktarı az ise uca doğru daralan yapıdaki postlar uygulanmalıdır
8. Post materyali doku uyumlu olmalı, bağlanabilme özelliği iyi olmalı, yeterli rijiditesi olmalı ve restorasyon ile estetik açıdan uyumlu olmalıdır
9. Başarısızlık durumunda post çıkartılıp durum düzeltilebilmelidir(29)

2. 10. Post-kor Restorasyonların Başarısını Etkileyen Faktörler

Post-kor restorasyonlarının başarısını etkileyen faktörler şunlardır:

1. Post uygulanacak dişlerin kanal tedavisi ideal yapılmış olmalıdır(124)
2. Post-kor endikasyonu iyi değerlendirilmelidir. Dişin maruz kalacağı kuvvet ve kalan rezidüel diş dokusu miktarı önemlidir(8)
3. Paralel kenarlı postların kullanımı, retansiyon ve kuvvet dağılımını artırır. Tutuculukları konik postlara göre 2-4 kat fazladır(125). Fonksiyonel yükleri köke pasif olarak iletirler. Konik postlar ise lateral kuvvetleri kama etkisiyle köke iletirler ve bu durum vertikal kök kırıklarına neden olabilir(125). Literatürde kanal yuvasına

iyi adapte olan, pasif tutuculu paralel kenarlı post uygulanmasının minimum stresle maksimum retansiyon sağladığı ifade edilmiştir(42).

4. Post, dişe uygulanacak kuvvetlere dayanacak fakat kalan diş yapısını da koruyacak uzunlukta yerleştirilmelidir(125). Post uzunluğunu 5 mm'den 8 mm'ye çıkarmak postun retansiyonunu %47 oranında arttırmaktadır(125).

Periodontal olarak sağlıklı bir dişte post uzunluk kriterleri:

- a. Oklüzoservikal veya insizoservikal boyuta eşit
- b. Kron boyundan uzun
- c. Kron boyunun 4/3'ü kadar
- d. Kron boyunun yarısı, 3/2, 5/4'ü kadar
- e. Apeks ve krestal kemik arası uzunluğun yarısı kadar
- f. Apikal tıkamayı bozmayacak kadar uzun olmalıdır(42)

Post uzunluğunun belirlenmesinde önemli kriterler; kökün uzunluğu, morfolojisi ve apikalde 3-4 mm'den az olmayacak kadar guttaperka ile ideal apikal tıkamanın sağlanmasıdır(42).

5. Dişe uygulanan post fonksiyonel kuvvetlere mukavemet gösterebilmek için yeterli kalınlıkta olmalıdır(124). Goodacre(126), post çapının kökün herhangi bir yerinde kök çapının 1/3'ünü geçmemesi gerektiğini belirtir. Post ucunun çapının da 1 mm'yi geçmemesi gerektiği ifade edilmiştir(105,126).

6. Post yüzeyi pürüzsüz yapıda veya yivli olabilir. Yivli yüzeyler siman için mekanik tutuculuk ve post için de retansiyon sağlarlar(124).

7. Kullanılan post materyalleri dişin maruz kalacağı fonksiyonel yükleri karşılayabilmelidir. Ayrıca biyouyumlu olmalı ve korozyona direnç göstermelidir(122). Sıklıkla kullanılanlar; paslanmaz çelik, titanyum, seramik, zirkonyum ve fiberle güçlendirilmiş postlardır(122).

8. Post uygulaması sırasında stres konsantrasyonu minimuma indirilmelidir(127). Paralel, aktif tutuculu ve döküm postlarda siman kaçış aralığı mutlaka oluşturulmalıdır(124).

9. Prefabrike postların korozyonu sonucu oluşan ürünler dentine hareket ederek daha büyük bir intratübüler basınca neden olmaktadır(38). Bu basınç kök dayanıklılığını aştığında kök kırıklarına neden olmaktadır(38).

10. Post simantasyonunda 4-META içeren adesiv ürünler kullanılmalıdır. Bu adesivler post retansiyonunu önemli ölçüde artırırlar(128).

2. 11. Post-kor Başarısızlık Tipleri

Post-kor restorasyonlarında görülen başlıca başarısızlık tipleri şunlardır:

Post tutuculuğunun kaybı: Dişe uygulanan post materyalinin retansiyonunu arttırmak ve diş dokusunu korumaya yönelik olarak metal olmayan postlarda, adeziv sistemlerin kullanılması gereklidir(79). Diş ile restorasyon arasındaki marjinal aralıktan, mikrosızıntı olduğunda, postun desimantasyonu görülebilmektedir(129). Metal post kullanılan sistemlerde tipik olarak post gevşemesi görülürken, seramik post kullanılan sistemlerde ise post kırığı görülmektedir(23). Simantasyonun başarısı için post yüzeyi uygun seçilmelidir. Kullanılan siman, post materyaline yeterli tutuculuk sağlar fakat kötü dizayn edilmiş post materyalini tolere edemez(8).

Postun deforme olması: Dişe yerleştirilen post materyalinin deformasyonu, post materyali ve çapıyla ilişkilidir(130). Çok ince postlar çiğneme kuvvetleri altında deforme olabilirler(130). Postlar deformasyon göstermemeleri için gerekli rijiditeyi sağlayacak kadar kalın, kalan diş dokusunu koruyacak kadar da ince olmalıdır(130). Esnek bir post uygulandığında, ferrule etkisi de çok az oluşturulduysa kron kenarında simanın etkilenmesine neden olabilir(67). Dişin kole

bölgesinde simanın zarar görmesi nedeniyle oluşacak sızıntı; post materyali diş köküne, kron da kora yapışık olduğu için çürük oluşumu yada post veya kron gevşemesine kadar farkedilmeyecektir(129).

Postun kırılması: Mekanik özellikleri zayıf olan bir post kırılabilir(28). Genellikle bu durum kök kırığına göre daha fazla tercih edilen bir durumdur. Kırık bir post kolayca çıkarılabilmelidir, aksi takdirde dentine uygulanacak stresler, diş kökünde çatlak veya kırıklara neden olabilir(4). Titanyum postların kırılma dayanımı düşüktür ve ince çaplarda kırılabilirler(75). Kırıldıklarında titanyum postlar gibi seramik postların da çıkartılmaları zordur. Aşındırıcı frezlerin kullanımıyla çıkartılabilirler(75). Dişe yerleştirilen postun materyalinin değiştirilmesi veya dişteki kanal tedavisinin yenilenmesi gereken durumlarda, kavitron cihazı ya da karbid frezler gibi bu uygulama için özel üretilen ekipmandan yararlanılmalıdır(86). Fiber postlarda daha az sıklıkla post kırığı görülür ve genellikle koronal dentin seviyesinde oluşur(86). Kırık daha çok, aşırı diagonal yük oluşumuyla meydana gelir. Adezyon ve bağlantı ideal olarak yapıldıysa, postun kendi yapısı zayıf olarak kalacaktır(86).

Kök kırıkları: Post-kor restorasyonlarında, sistemin tamamen başarısız olmasına neden olan geri dönüşümsüz bir olgudur(131). Literatürde post uygulanmış dişlerin kök kırığı insidansı %0-10 arasında bildirilmiştir(131). Konik postlar vertikal kuvvetlere maruz kaldıklarında kök çatlaklarına, oblik kuvvet aldıklarında ise kök kırığına neden olabilirler(131). Post kor uygulamasında ferrule etkisi oluşturulmadı ise, yani kron diş sert dokusu üzerinde değilse, kök kırığı görülme riski artmaktadır(4). Bu duruma özellikle anterior dişlerin restorasyonunda dikkat edilmelidir(132). Post yuvası gereğinden fazla hazırlandıysa, diş dokusunun zayıflamasına bağlı olarak kök kırığı görülme sıklığı da artış gösterir(132). Yivleri olan postların kullanımı, kök kırığı oluşumunda en etkili faktörlerden biridir(133). Literatürde yivli postların %7, uca doğru incelen postların %3 ve paralel postların ise %1 oranında kök kırığına neden olduğu bildirilmiştir(133). Kök kırığı oluşumunu önlemede en önemli faktör, dentine yakın elastisite modülüne sahip post materyallerinin tercih edilmesidir(79). Metal postların (200 MPa) ve dentin dokusunun (18.6 MPa) elastisite modülleri arasında büyük bir fark vardır ve bu

durum dentinde yüklerin eşit olarak dağılamamasına ve büyük stres alanlarının oluşumuna neden olur(79).

Kron gevşemesi: Post-kor uygulanacak dişte ferrül etkisi oluşturulmadı ise kronun tutuculuğu tamamen postun retansiyonuna bağlıdır(67). Kron kaybı siman başarısızlığına bağlı olabileceği gibi dentinde oluşan çürüklerden de kaynaklanabilir(67).

Estetik sorunlar: Metal postların kullanıldığı dişlerde kole bölgesinde dentin ince olduğu için dişetinin altında gri bir yansıma oluşur. Bu durumu engellemenin yolu seramik post materyalleri kullanmaktır(79). Eğer restore edilen dişe tam seramik kron yapılacaksa özellikle metal ya da karbon fiber postların kullanımından kaçınılmalıdır(67).

Korozyon: Post-kor sistemlerde başarısızlığa neden olan önemli bir faktördür(134). Kıymetli olmayan metallerden yapılan postlarda korozyon oluşma riski daha fazladır(79). Korozyon ürünlerinin birikimi post ve kanal arasındaki ara yüzeyi zayıflatır ve kökte renk değişimine neden olabilir(79). Karbon fiber postların korozyona uğradığı belirtilirken, karbon olmayan fiber postlar ve seramik postlarda korozyon oluşmamaktadır(68).

Çürük oluşumu: Ağız bakımındaki eksikliklere ilave olarak post-kor yapımındaki hatalardan da oluşabilir(135). Esnek bir post kullanıldı ise post kronun altında, simanda stres oluşturarak sızıntıya neden olabilir ve çürük oluşumuna yol açabilir(135). Bu çürüklerin radyografik olarak tespiti mümkün değildir ve eğer tek kron yapıldı ise kron düşmesine kadar çürük farkedilmeyecektir(135).

Kanalda enfeksiyon oluşumu: Kanal tedavisinin yenilenmesi gereklidir. Uygulanan post çıkartılmalıdır(68).

Alerji: Kıymetsiz metal alaşımlarından yapılan postlarda alerjik reaksiyon görülme sıklığı daha fazladır(136).

Kök perforasyonu: Post yerleştirilecek dişe kanal tedavisi yapılması sırasında, post yuvası hazırlanırken ya da postun bir nedenle çıkartılması gerektiğinde oluşabilir(137). Kanal anatomisine uygun olmayan uzunluk ve genişlikteki postların kullanımı kök perforasyonuna neden olur. Mutlaka radyografik inceleme yapılmalı ve dişin anatomisi iyi bilinmelidir(137,138).

2. 12. Endodontik Tedavili Dişler İçin Biyomekanik Değerlendirmeler

Diş vitalite kaybı, dokuda nem kaybı ya da kollajen yapıdaki belirgin değişikliklerle değil, daha çok endodontik tedavide kullanılan sodyum hipoklorit gibi irriganların kullanımıyla gelişir(139). Vital ve non-vital dentin arasında mikrosertlik ve sertlik açısından çok ufak farklılıklar vardır(140). Büyük değişiklikler, kök lokasyon ve dentin mikroyapı farklılıklarına bağlıdır(140). Diş biyomekaniğinde en önemli değişiklikler radiküler ve kök seviyesindeki diş kaybıyla ilişkilendirilir. Kalan servikal dokunun belirginliği ferrule etkisi olarak bilinir ve iyi incelenmelidir(42,141-143). Devital dişin stabilitesi restoratif yaklaşımdan etkilenir; bunun için nonadesiv tekniklerle restorasyon yapılması önerilir(144). Ancak daha az rijit yapıdaki fiber postlarla birlikte kompozit kullanılarak, adesiv bağlantıyla restore edilmeleri, özellikle kök kırığının önlenmesi için daha etkili bir yöntem olarak önerilir(144).

Çok sayıdaki post materyallerindeki stres dağılımını test etmek için 3 farklı yöntem kullanılır. Bunlar mekanik testler, fotoelastik stres analizleri ve sonlu elemanlar stres analiz metodudur(33,63-65). Sonlu elemanlar stres analiz metodunda rijit yapıdaki post materyalleri, kritik bölge olan servikal alanda daha az stres oluştururlar(17-21). Genel olarak, rijit yapıda seramik ya da metal postlar, stresleri internal olarak dağıtır veya apikale doğru iletirler(17,20,21). Daha yumuşak olan fiber postlarla birlikte kompozit rezin uygulamasında ise, stresler bağlantı yüzeyinde yoğunlaşır veya diş ve çevreleyen dokular boyunca uniform olarak dağılır(20,52,95,145).

Yorulma deneyleri, ağız ortamının etkileri de yansıtılarak tekrarlayan mekanik ve termal siklusları taklit eder(146,147). Post-kor uygulamalarına yönelik gerçekleştirilmiş yorulma testi sonuçları mümkün olan ölçüde dokuların korunmasını tavsiye eder(148-156). Yine ferrule etkisi restorasyonların biyomekaniği için mutlaka oluşturulmalıdır(42,142,143). Buna göre, yeterli düzeyde doku varlığında post uygulaması gereksiz olacaktır(124). Ancak dişe post yerleştirilmesi gereken durumlarda, dentine yakın fiziksel özelliklere sahip adeziv bağlantılı rezin fiber postlar en uygun yöntem olarak ifade edilmektedir(29,34).

Kök dentinine bağlantı, kanal irriganları ve dezenfektanlarından olumsuz yönde etkilenebilmektedir(34). Kökle en uygun bağlantıyı sağlamak için dual-cure simanlarla total-etch sistemlerin kombine kullanımı önerilmektedir(34).

2. 13. Post Simantayonunda Kullanılan Ajanlar

Post simantasyonu uygulanacak postun tutuculuğu ve sistemde oluşabilecek mikrosızıntı açısından son derece önemli bir aşamadır(4,30). Simantasyon için kullanılabilecek farklı siman tipleri mevcuttur.

Çinko fosfat siman: Toz bileşeni %2-10 magnezyum oksit eklenmiş çinko oksit likiti ise %45-60 fosforik asit çözeltisidir(102). Yüksek basma dayanıklılığı, uygun film kalınlığı önemli avantajlarındandır. Ancak neme karşı hassas olması, ağız sıvılarında çözünmesi, dişe sadece mekanik olarak bağlanması ve düşük gerilim direnci göstermesi önemli dezavantajlarıdır(4,30).

Polikarboksilat siman: Toz bileşeni çinko oksit, alüminyum oksit ve magnezyum oksitten oluşur. Likiti ise poliakrilik asit içermektedir. Diş dokularına moleküler adezyonla bağlanırlar. Yüksek çekme dayanıklılığı gösterirler. Simantasyondan sonra ilk 24 saat basma dayanıklılığı düşüktür(102). Dezavantajları ise; kısa çalışma süresi, belli miktardaki yük altında plastik deformasyon göstermeleri, yüksek viskoziteye sahip olmaları ve çözünmelerinin

fazla olmasıdır(4,30). Bu nedenlerle postların simantasyonunda ilk tercih edilen siman polikarboksilat siman değildir(68).

Cam iyonomer siman: Toz bileşeni flor ve kalsiyum alumina silikat camdan oluşur. Likiti ise poliakrilik asit kopolimerleri, itakonik asit veya maleik asit ve tartarik asit içermektedir(102). Yüksek basma (127 MPa) ve çekme tipi (8 MPa) tipi dayanıklılık, dentin ve mineye moleküler adezyonla bağlantı, ağız sıvılarındaki düşük çözünürlük ve flor salınım özellikleri önemli avantajlarıdır(102). Uzun sertleşme süresi, başlangıç sertliğinin düşük olması ve ilk sertleşmede neme ve kontaminasyona hassas olması önemli dezavantajlarıdır(4,30). Cam iyonomer siman, post simantasyonu için yeterli fiziksel özelliklere sahiptir ancak maksimum özelliklerine ulaşması için uzun süre gereklidir. Post simantasyonunda kullanılacaksa aynı gün içinde kor yapının preparasyonu yapılmamalıdır(78).

Rezin modifiye cam iyonomer siman: Özellikle tam seramik restorasyonların simantasyonunda tercih edilirler. Önemli düzeyde sertleşme genişmesi gösterirler. Suyu emen hidrofilik rezinler içerdikleri için siman tabakasında artan bir genişleme meydana gelir(102). Tam seramik kron uygulanacak dişlerde post simantasyonunda kullanıldıklarında, kor kısmında genişleme nedeniyle kron kırığına, kökteki genişleme nedeniyle de, kanal duvarları ince olduğunda dik yönde kök kırığına neden olurlar(67,92).

Rezin simanlar: Son zamanlarda bu tip simanlara yönelik artan bir ilgi mevcuttur(159). Rezin simanlar retansiyonu artırır ve diğer simanlara göre daha az sızıntı gösterirler(51,108). Rezin matriks ve inorganik doldurucular içeren kompozit materyallerdir. Kompozit dolgu maddeleri ile aralarındaki temel farkları; düşük oranda doldurucu içermeleri ve düşük viskoziteye sahip olmalarıdır(102). Dentine; dentin bonding ajanları, mineye ise asit pürüzlendirme yöntemiyle bağlanırlar. Polimerizasyonları ışıkla ya da metal destekli restorasyonlarda uygulanacaklarsa, hem ışıkla hem de otopolimerizan olarak gerçekleştirilir(102). Post simantasyonunda kullanıldıklarında dikkat edilmesi gereken husus, dentinin öjenolle kontamine olmamasıdır(102). Çoğu kanal dolgu maddesi öjenol içermektedir(4). Kök kanalındaki basınçla dentin kanallarına iletilen öjenol

penetrasyonu ile rezin simanla simante edilen postun tutuculuğu olumsuz yönde etkilenebilir(30). Bu durumun oluşmasını önlemek için kanal duvarları çok iyi temizlenmeli ve asitle pürüzlendirme yapılmalıdır(51).

İdeal bir rezin simanın sahip olması gereken özelliklerden bazıları şunlardır:

1. Bağlanma gücü yüksek olmalı
2. Dentin tübüllerini kapatabilmeli
3. Biyouyumlu olmalı
4. Farklı yüzeylere bağlanabilmeli (mine, dentin, metal, porselen vb..)
5. Film kalınlığı 20 mikrondan az olmalı
6. Nemli yüzeylere bağlanabilmeli
7. Mikrosızıntı oluşturmamalıdır(157-160)

Geleneksel simanların çözünürlüğü ve bağlantılarının sınırlı olmasından ötürü kompozit ve seramik yapıdaki restorasyonların simantasyonunda kullanılmamaları, bunların yerine bağlantı ajanlarının uygulanımını takiben rezin siman kullanımı tavsiye edilmektedir(157-160).

Rezin simanların uygulanmasındaki zorluklar, klinik kullanımlarını sınırlayabilmektedir(102). Özellikle, adesiv rezinlerle kombine olarak uygulanmaları, klinik kullanımlarını daha zor hale getirmektedir(157). Fakat bu uygulama, hem tutuculuğu arttırmakta, hem de mikrosızıntıyı azaltmaktadır(157,161,162).

Simanın dişe bağlanabilmesi için öncelikle yüzey pürüzlendirilip ıslatılır ve bağlantı ajanı uygulanır(102). Pürüzlendirme işlemi için genellikle %37 ortofosforik asit, %10 maleik asit, %2.5 nitrik asit ya da %6 sitrik asit kullanılır (30,163).

Dişin pürüzlendirilmesini takiben bağlantıyı arttıran “primer” ajanı uygulanır. Aseton ya da etanol gibi çözücülerde veya suda çözünmüş hidrofilik özellikteki bu ajanlar, asit uygulamasını takiben desteğini kaybeden kollajen ağ yapısının

ıslanmasını sağlar(102). Primerlerin hidrofobik metakrilat grubu rezine bağlanırken, reaktif hidrofilik grubu diş dokularına bağlantıyı sağlar (30,163).

Daha sonra rezin siman bağlantısı için adeziv rezinin uygulanmasına geçilir. Adeziv rezinler genellikle BIS-GMA veya UDMA içerirler(102). TEG-DMA ve HEMA gibi hidrofilik özellikteki monomerin ilavesiyle seyreltilerek viskoziteleri azaltılabilir(102). Adeziv bağlayıcı ajanlar, primerlerin metakrilat gruplarına bağlanarak dentin tübüllerinde rezin uzantıları oluştururlar. Böylece hibrit tabakası oluşur (30,163).

Self-adeziv simanlar: Geleneksel simanların özellikle çözünürlük ve adezyon eksikliği gibi dezavantajlarını gidermek amacıyla kompozit rezin simanlar geliştirilmiştir. Ancak bu simanların kullanımından önce dentine pürüzlendirme işlemi yapılmasının ardından primer ve adezivlerin uygulanması, restorasyonların simante edilmesi için gereken süreyi arttırmasının yanı sıra, materyallerin çeşitliliği yapıştırma simanının maliyetini de yükseltmektedir(164,165). Son yıllarda piyasaya sürülen self-adeziv simanların en büyük avantajı, rezin simanların bu dezavantajını ortadan kaldırmak olmuştur(165). Self-adeziv simanlar geleneksel simanların uygulama kolaylığı ile rezin simanların üstün mekanik özellikleri, adezyon ve estetik kalitelerini birleştirmeyi amaçlamıştır(165,166).

Bu simanlarda, simantasyon öncesinde diş dokusuna ön işlem yapılmaması nedeniyle, uygulama basamaklarının azalması, hastanın koltukta kalacağı süreyi azalttığı gibi, asit/primer ve adeziv uygulamalarında hekime bağlı olarak oluşabilecek teknik hataları elimine eder (165). Self-adeziv simanlarda, tüm materyal tiplerinin farklı komponentlerinin başarıyla entegrasyonu sonucu, geleneksel ve adeziv yapıştırma tekniklerinin avantajları bir araya getirilmiştir. Bu komponentlerin basitçe bir araya getirilmesi bu simanın oluşturulmasında yetersiz kalmıştır(165). Bu nedenle tamamen yeni monomer, doldurucu ve reaksiyon başlatıcı teknoloji oluşturulmuştur. Prensipte fosforlanmış metakrilatlar self-adezyon meydana getirebilirler(165). Fosforlanmış metakrilatların asidik yapısı diş yüzeyinin demineralizasyonuna yol açarak simanın diş yüzeyine penetrasyonunu

sağlar. Bu moleküller polimerize olunca siman ve diş arasında kimyasal ve mikromekanik retansiyon sağlanır(165).

2. 14. Post Yerleştirilmesi

Kanal tedavisi uygulanmış dişe post yerleştirilmeden önce değerlendirilmesi gereken bazı kriterler vardır:

1. Kök kanal dolgusu tam olmalıdır
2. Dişte perküsyona karşı hassasiyet olmamalıdır
3. Kanal duvarlarında çürük bulunmamalıdır
4. Kök ucunda lezyon olmamalıdır
5. Kanal dolgusu ideal değilse yenilenmelidir
6. Hastanın parafonksiyonel alışkanlıkları değerlendirilmelidir(10).

Dişin kanal tedavisinin başarılı olduğundan emin olduktan sonra, dişe post yuvası hazırlanır(28). Özel frezlerle su soğutması altında apikalde minimum 3-4 mm gutta perka bırakacak şekilde kontrollü olarak kanal dolgusu uzaklaştırılır(13,27,28). Bu aşamada dikkat edilmesi gereken, post yuvası preparasyonun açılı hazırlanmamasıdır(44,45). Post yuvası ne kadar açılı hazırlırsa, postun uyumluluğu o derece azalacak ve postla dentin arasındaki boşluk da, o oranda simanla doldurulacaktır(41,43). Bu durum, hem postun retansiyonunu azaltacak, hem de siman kalınlığının fazla olduğu alanlarda dişe gelen kuvvetlerin eşit olarak dağıtılamamasına neden olacaktır. Buna bağlı olarak siman kalınlığının fazla olduğu alanlarda stres birikimi görülecektir(120,167).

Post-kor uygulamasıyla restore edilmiş kanal tedavili dişler, ağızda çiğneme yükleri altında farklı tiplerde streslere maruz kalırlar. Bunlar; baskı, gerilme ve makaslama stresleridir(10). Bu stres tipleri içinde restorasyon için en zararlı olanı makaslama stresidir(10). Post-kor restorasyonlarında oluşan bu streslerin, restorasyonun uzun dönem başarısını olumsuz yönde etkilediği bildirilmiştir(16-18,20,21). Post-kor restorasyonlarının uzun dönem başarısını arttırmak için,

restorasyonda oluşan streslerin miktar ve lokalizasyonlarının belirlenmesi önemlidir. Bu amaçla, çeşitli kuvvet analiz yöntemleri kullanılabilir(168).

2. 15. Kuvvet Analiz Yöntemleri

Bir cisme gelen kuvvetlerin nerede yoğunlaştığını ve buna göre cismin şeklinin nasıl oluşturulması gerektiğini gösteren yöntemlerdir. Dişhekimliğinde kullanılan stres analiz yöntemlerinden bazıları şunlardır:

1. Gerinim ölçer (strain gauge) analiz yöntemi
2. Halografik interferometre analiz yöntemi
3. Fotoelastik analiz yöntemi
4. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi
5. Kırılgan vernikle kaplama yöntemi(168)

2. 15. 1. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi

Sonlu elemanlar yöntemi, mühendislik alanında değişik ve karmaşık problemlerin çözülmesi için geliştirilen bir sayısal modelleme/simülasyon metodudur(63-65). Diğer bir deyişle karmaşık diferansiyel denklemler yardımı ile ifade edilen değişik mekanizmaların, analitik çözümlerinin elde edilememesi durumunda sayısal yaklaşım yöntemleri olan sonlu elemanlar veya sonlu farklar yöntemlerine başvurulmasıdır. Değişik mühendislik alanlarında sonlu elemanlar yöntemi başarılı bir şekilde uygulanmakta olup, son yıllarda biyomekanik alanında da başarılı çalışmalar yapılmıştır. Bu yöntem, dişhekimliğinin farklı alanlarında stres analizi için başarılı bir şekilde uygulanmaktadır(13,17-21,63).

Stres analizi gündeme geldiğinde Denge Mekanizması (dış kuvvetler ve deformasyon-deplasman arasındaki denge) diferansiyel denklemler yardımı ile ifade edilerek matematiksel model kurulmakta ve bu denklemlerin sayısal çözümü için sonlu elemanlar yöntemi uygulanmaktadır(63). Matematiksel model olarak ifade edilen denklemler; probleme bağlı olarak bir, iki veya üç boyutlu olabilir.

Problem ortamında değişkenin (stres analizi örneğinde deplasman değişkeni olarak alınmaktadır) tanımlandığı matematiksel model problem sınırında değişkenin tanımlanması ile sınır koşulları oluşturulmakta ve böylece matematiksel model tamamlanmış olmaktadır(63,64).

Matematiksel modelin oluşturulmasından sonra, sonlu elemanlar yöntemi uygulanarak sonlu elemanlar denklemleri elde edilmektedir. Bu amaçla, çözüm ortamı belli sayıda küçük elemanlara bölünmekte ve her bir eleman için elde edilen sonlu eleman denklemleri, elemanların bağlantı şekillerine göre birleştirilerek genel cebirsel denklem sistemleri elde edilmektedir(65). Bu denklem sistemlerinin çözümü değişkenin-deplasmanın çözüm ortamındaki dağılımını bulmaktadır. Örnek olarak, bir dişe dış kuvvet ile yapılan baskının, diş üzerinde yaptığı değişikliğin deplasmanlar yardımı ile bulunması gösterilebilir(64,65).

Sonlu elemanlar yönteminin esası, çözüm ortamının küçük elemanlara bölünmesi prensibine dayanmaktadır. Buna göre bilinmeyen değişken (deplasman), eleman boyutunda bilinen bir fonksiyon ile tanımlanmaktadır. Bir boyutlu problemde iki düğüm noktalı eleman için bilinmeyen değişken doğrusal bir fonksiyon ile ifade edilmektedir(63). Böylelikle her bir eleman için bilinen fonksiyon kullanılarak, elemanın düğüm noktaları yardımı ile eleman boyutunda sonlu eleman denklemleri elde edilmektedir. Bu aşamada bilinmeyen değişken (stress örneğinde deplasman) şekil fonksiyonları ve eleman düğüm noktaları, bilinmeyen sabitleri kullanılarak ifade edilmektedir(64). Sonlu elemanlar ağı içerisinde bulunan tüm elemanlar için, bu denklemler elde edilmekte ve daha sonra tüm elemanların düğüm noktalarında birleştirilmesi sonucu genel denklem sistemleri elde edilmektedir. Bu aşama sonunda, sonlu elemanlar ağı içerisinde bulunan eleman düğüm noktası sayısında bilinmeyen ve aynı sayıda denklem sistemi elde edilmiş olmaktadır(63,65).

Genel denklem sistemlerinin değişkenler için çözülmesi, sınır koşullarının uygulanması aşamasından sonra olmaktadır. Böylece her düğüm noktasında değişkenin değeri hesaplanmakta ve dolayısı ile değişkenin çözüm ortamındaki dağılımı elde edilmektedir(64,65).

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminin sağladığı başlıca avantajlar şunlardır:

1. Düzgün geometrisi olmayan katılar ve farklı malzeme özelliklerine sahip karmaşık yapılara kolaylıkla uygulanabilir
2. Gerçeğine daha yakın özelliklerde modelleme yapılabilir
3. İstenilen sayıda malzeme kullanılarak herhangi bir malzemeye gerek duymadan bilgisayar ortamında yapının matematiksel özelliklerinden faydalanarak modelleme yapılabilmesi
4. Stres, gerinim ve yerdeğiştirmelerin hassas bir şekilde tespit edilebilmesi(63,64,169).

Çok sayıda avantajına rağmen sistemin bazı dezavantajları da mevcuttur. Bu dezavantajlarından bazıları şunlardır:

1. Modelleri oluşturulan malzemenin izotropik, homojenik ve doğrusal elastisite gibi özelliklerinin varsayımları malzemenin tam bir temsili değildir(63,64).
2. Modellenen yapılar ağız içinde statikten ziyade dinamik yükler altındadır. Yapıların analizi bu yöntem kullanılarak dinamik olarak gerçekleştirilebilir ancak uygulama biraz zorlaşacaktır(64).
3. Yöntemin gerçeği yansıtabilmesi malzemenin sisteme tanıtılan fiziksel özelliklerinin doğruluğuna bağlıdır. Bu nedenle sisteme bilgi aktarımı son derece hassas yapılmalıdır. Aksi takdirde çalışmadan elde edilecek sonuçların doğruluğu tartışılır olacaktır(63,64,169).

2. 16. Konu İle İlgili Temel Kavramlar

Stres(gerilim): Herhangi bir cisme kuvvet uygulandığında bu kuvvete karşı bir direnç gelişir. Dış kuvvete içeriden uygulanan tepki bu kuvvete eşit ancak zıt yöndedir. Her iki kuvvet cismin tüm alanı üzerinde dağılır. Buna göre cismin içindeki stres, birim alana gelen kuvvet olarak ifade edilir(170,171).

Strain(gerinim): herhangi bir cisme gerilim uygulandığında cismin her biriminde birim uzunlukta değişim meydana gelir. Bu değişime gerinim adı verilir. Herhangi bir ölçü birimi yoktur. Stres ve gerinim birbirinden farklı niceliklerdir. Stres yönü ve büyüklüğü olan bir kuvvet, gerinim ise bir değerdir(170,171).

Stres ve gerinim tipleri:

1. Çekme stresi: Bir yapıyı uzatmaya çalışan kuvvete karşı olan strestir.
2. Basma stresi: Bir yapıyı sıkıştırmaya çalışan kuvvete karşı olan strestir
3. Makaslama stresi: Bir yapının bir kısmı diğer kısmına paralel olarak kaydırılarak büküldüğü yada deforme edildiğinde ortaya çıkan strestir(170,171).

Uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stresler iki grupta toplanır. Normal stresler (çekme ve basma stresleri) ' σ ' sembolü ile ifade edilir. Makaslama stresleri ise ' τ ' sembolü ile ifade edilir. Üç boyutlu stres elemanın x,y ve z düzlemlerine bir normal ve iki makaslama stresi etki gösterir(172).

Makaslama stresleri, $\tau_{xy} = \tau_{yx}$, $\tau_{yz} = \tau_{zy}$, $\tau_{xz} = \tau_{zx}$ olarak ifade edilir. Üç boyutlu stres elemanının stres durumu bu üç bileşenle ifade edilir(172).

Elastisite modülü: En basit ifadeyle stresin gerinime oranıdır. Young modülüsü olarak da bilinir. Elastisite modülü arttıkça cismin rijiditesi de aynı oranda artış gösterir(170,171).

Poisson oranı: Elastik sınır içerisinde yüklemeye dik yöndeki gerinimin yükleme yönündeki gerinime oranıdır(170).

Asal stres: Bir üç boyutlu elemanda, makaslama stres bileşenleri sıfır olduğu durumda oluşan normal streslere asal stresler adı verilir. Maksimum, orta ve minimum olmak üzere 3 tip asal stres vardır(172).

Von Mises stres: Çekilebilir özelliği olan maddeler için şekil değişiminin başlama anıdır ve 3 asal stres değerleri ile hesaplanır. Model üzerindeki stres yoğunluğu ve dağılımını değerlendirmeyi sağlar(171,172).

2. 17. Yorulma Deneyleri

Yorulma deneyleri, tekrarlanan mekanik ve termal yük sikluslarının etkilerini invitro koşullarda taklit eden deney yöntemleridir(146,147). Klinik çalışmalarla kıyaslandığında, yorulma deneylerinin kontrol edilemeyen değişkenlerin sayısında azalma sağlaması önemli bir avantajdır(147). Yorulma deneyleri örneklerin iyi tanımlanmış bir biyomekanik statüde test edilmelerini sağlar(146). Yorulma deneyi uygulamalarında kullanılan ilk cihazlarda, çiğneme gerilimleri ve termosiklus uygulamaları gerçekleştirilmiştir. Ancak günümüzde bazı kimyasal ve aşınma olguları da test edilebilmektedir(147,173).

Literatürde post-kor uygulamasıyla restore edilmiş dişlere yorulma deneyi uygulanan çalışmalar mevcuttur(148-156). Rosentritt ve arkadaşları(174), post-kor restorasyonların termal ve mekanik yük uygulamaları sonrasındaki kırılma dayanımını incelemişler ve fiber içerikli kompozit post materyali kullanımının daha iyi sonuç verdiğini belirtmişlerdir. Dietschi ve arkadaşları(175) ise, rijit yapıdaki metal ve seramik postların dentin-post ve dentin-kor interfazında en yüksek aralık oluşumuna neden olduğunu saptamışlardır. Mannocci ve arkadaşları(176), rijit yapıdaki zirkonyum oksit post kullanımının kök kırıklarına neden olduğunu belirtmişlerdir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada kanal tedavisi sırasında farklı miktarlarda kök dentini kaybına uğramış, insan alt birinci küçükazı dişi, farklı post materyalleri kullanılarak, metal destekli porselen kron uygulamasıyla restore edilmiş ve dinamik yük uygulaması sonucu, sistemde oluşan stresler ve farklı post materyallerinin yorulma davranışları incelenmiştir. Stres analizi üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz metodu kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Bu metodla restorasyonu tamamlanmış alt birinci premolar dişe dinamik yük uygulaması yapılmış ve sistemin maruz kaldığı streslere göre her bir post materyali için, yorulma deneyi gerçekleştirilmiştir. Araştırmada farklı düzeylerde, dentin kaybına uğramış dişlere uygulanacak post kor restorasyonların, post-kor uygulanmış sistemin uzun dönem başarısına etkileri incelenecektir. Ayrıca çalışmanın sonuçlarına göre, farklı düzeyde kanal dentin kaybına uğramış dişlerin restorasyonları için tercih edilmesi gereken en uygun post sistemlerinin tespit edilmesi amaçlanmaktadır.

Bu amaçla analizlerin yapılabilmesi için alt birinci küçükazı dişine ait, 8 ayrı 3 boyutlu model oluşturulmuştur. Farklı miktarlardaki kanal dentin kayıpları, kayıp miktarı gittikçe artan 4 farklı düzeyde modellenmiştir. Bu çalışmada kullanılan post sistemleri temel olarak 2 gruba ayrılmıştır. Bunlar; prefabrike yapıda modellenen ve üzerlerine kompozit kor yapının modellendiği postlar ve tek parça, döküm post kor gibi modellenen postlardır. Buna göre: döküm altın, tek parça zirkonya ve polietilen fiber postları temsilen ayrı; prefabrike titanyum, cam fiber ve karbon fiber postları temsilen ayrı bir model oluşturulmuştur.

Farklı düzeylerdeki kanal dentini kaybını gösteren 4 klinik senaryonun; tek parça post kor ve prefabrike post ve üzerinde kompozit kor yapıyla restorasyonunun modellenebilmesi için, toplamda 8 ayrı model oluşturulmuştur. Modellerin oluşturulmasından sonra; 4 farklı klinik senaryonun her birinin restorasyonu, 6 farklı post-kor uygulamasıyla gerçekleştirilmiştir. Restorasyonlara ilk olarak dinamik yük uygulanarak stres analizi yapılmıştır. Elde edilen sonuçlara göre, her bir restorasyonda kullanılan post sisteminin uzun dönem başarısının

tespiti için, yorulma analizi gerçekleştirilmiştir. Araştırmada 24 adet stres analizi ve 24 adet yorulma deneyi gerçekleştirilmiştir.

3. 1. Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Modellerinin Oluşturulması

3. 1. 1. Geometrik modellerin oluşturulması

Çalışmada; alt birinci küçükazı dişinin bulunduğu alt çene kemiğinin, alt birinci küçükazı dişinin anatomik yapılarının, kortikal kemiğin, dişetinin, periodontal ligamentin, kök dentininin, post yuvasının, kanal dolgusunun, post materyallerinin, siman tabakalarının, kor kompozitinin, porselen kronun metal altyapısının ve porselen kronun geometrik modelleri oluşturulmuştur.

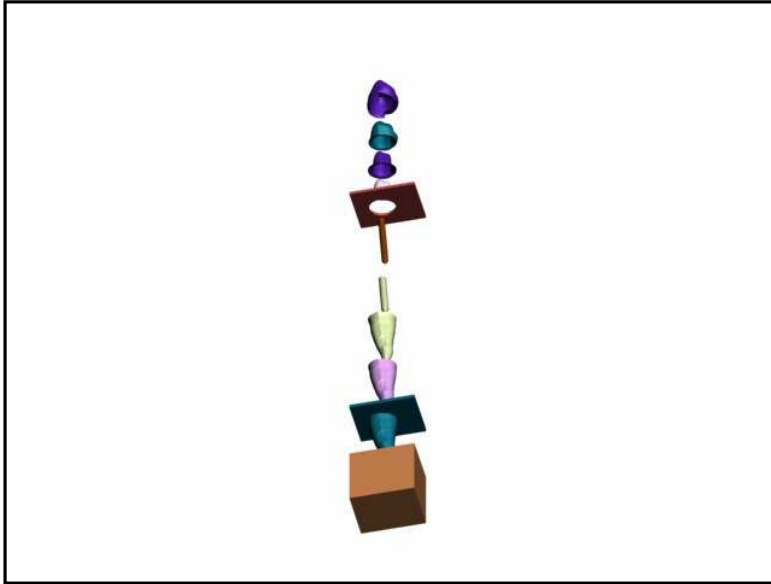
3. 1. 1. 1. Alt çenenin(mandibula) modellenmesi

Alt çeneye ait geometrik modelin oluşturulmasında insandan alınan kadavra alt çene kemiğinden yararlanıldı. Alt çene kemiği seçilirken, dikey boyutu 10 mm olan ve bukkolingual yönde 5 mm'den daha geniş A Divizyon tipinde kemik tercih edildi. Seçilen alt çene kemiği, Konik Huzme Işınlı Tomografi (ILUMA, Orthocad, CBCT, 3M Imtec, Oklahoma, ABD) cihazında tarandı. Tarama işleminde, 120 Kvp, 3.8 mA'de, 40 saniyelik tarama ile 601 kesit elde edildi. Daha sonra hacimsel veri 0.2 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edildi. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen kesitler, DICOM 3.0 formatında export edildi. Export edilen kesitler 3D-Doctor (Able Software Corp., MA, ABD) yazılımına aktarıldı.

3D-Doctor yazılımı; manyetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi de dahil olmak üzere çok sayıda görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin, bilgisayar ortamında yeniden oluşturulabildiği bir programdır. Bir modele ait kesit görüntülerinden yararlanarak rekonstrüksiyon yöntemi ile 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizine hazır modeller oluşturulmasını sağlar. Program özelliği sayesinde yeni oluşturulan görüntülerde sadeleştirme ve biçimlendirme gibi düzenlemeler yapılabilmektedir. 3D-Doctor programında stres analizleri ve

yorulma analizlerinin gerçekleştirileceği modeller katmanlara ayrılmıştır. Modeli oluşturan katmanlar şunlardır:

1. Trabeküler kemik
2. Kortikal kemik
3. Periodontal membran
4. Kanal boşluğu ve kanal dentini
5. Sement tabakası
6. Dişeti
7. Gutta perka
8. Post materyali
9. Post ile kök dentini arasındaki siman tabakası
10. Kor kompoziti
11. Metal destekli porselen kronun metal altyapısı
12. Kor kompoziti ve metal altyapı arasındaki siman tabakası
13. Metal destekli porselen kronun porselen tabakası

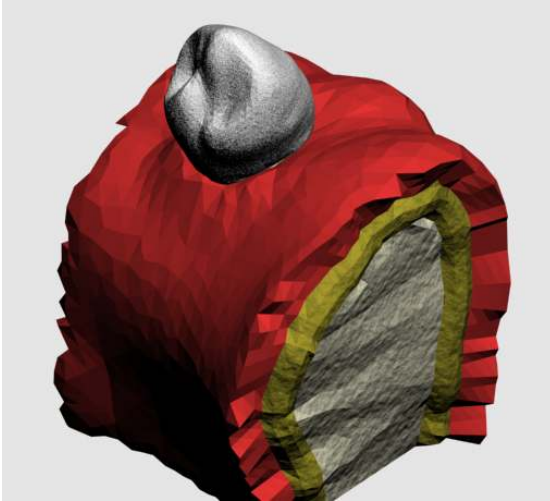


Şekil 3.1. 3 boyutlu çalışma modelini oluşturan katmanlar

3D-Doctor yazılımında kesitler üzerindeki kemik dokuları “interactive segmentation” yöntemiyle ayrıştırıldı. Bu kesitler “Complex Render” yöntemiyle 3

boyutlu modele dönüştürüldü. Elde edilen 3 boyutlu model, 3D-Doctor yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri kullanılarak düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek alt çene kemiğinin modelleme işlemi tamamlandı. 3 boyutlu modeller 3D-Doctor yazılımından stl formatında export edildi. Bu aşamada bilgisayar, oluşturulan modellerin sadece dış yüzeyini, yani kortikal kemiği tanımaktadır. Trabeküler kemiğin oluşturulması için alt çene modelinde oluşturmak istenen kortikal kemik kalınlığı kadar (2 mm-0.5 mm) pay bırakılıp trabeküler kemiğin sınırları belirlenmiştir. Bu işlemlerin yapılması için, .stl veriler Rhinoceros 4.0 (Robert Mcneel & Associates, ABD) yazılımına atılıp ofset yöntemi kullanılmıştır.

Yapılan çalışmada mandibulanın tamamı gerekli olmadığından fazla bölgeler Boolean işlemi ile çıkarılmıştır. İşlemi gerçekleştirmek için mandibula modelinin istenen bölgesi üzerinde bir küp çizilmiş, çizilen küp ile mandibulanın kesiştiği alan dışındaki bölgeler çıkartılarak, gereğinden fazla mesh için hafıza gerektirmeyen mandibula modeli elde edilmiştir. Boolean işleminde bütün yapıların koordinatları muhafaza edildiği için bilgi kaybı olmamaktadır.



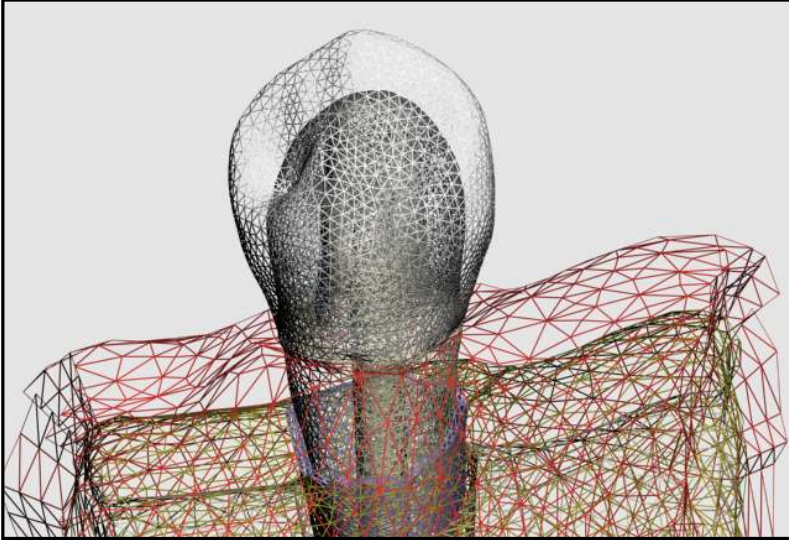
Şekil 3.2. 3 boyutlu çalışma modelinin genel görüntüsü

3. 2. Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Modellerinin Özellikleri

Çalışmada kullanılacak model; yumuşak doku, kemik tabakası ve diş destek dokuları içeren dikdörtgenler prizması şeklinde tasarlandı. Çalışmada kullanılacak alt birinci küçükazı dişi Wheeler's Dental Atlasta belirtilen değerlere göre; kron boyu 8.5 mm ve kök uzunluğu da 14 mm olacak şekilde hazırlanmıştır(177). Kortikal kemiğin blok kısmı 2 mm kalınlıkta ve alveol soket bölgesindeki uzantısı ise 0.5 mm kalınlıkta olacak şekilde modellenmiştir(16,20). Kortikal kemik üzerindeki dişeti yüksekliği 2 mm olacak şekilde hazırlanmıştır(178). Diş kökünün etrafında alt çene premolar dişler için sement kalınlığı ortalama 0.15-0.25 mm olarak belirtilmiştir(178). Bu çalışmada sement tabakası 0.15 mm kalınlığında modellenmiştir. Diş destek dokularını en doğru biçimde modellemek amacıyla, diş kökü etrafında 0.175 mm kalınlığında periodontal ligament oluşturulmuştur(16,20).

Çalışmada kullanılacak prefabrike postlar 1.2 mm çapında ve 14 mm uzunluğunda hazırlanmıştır(12,179). Döküm altın post ve polietilen fiber postlar farklı dentin kalınlıklarına uygun olarak hazırlandığı için sadece 1. klinik senaryo için 1.2 mm çapta hazırlanabilmiştir. Restorasyonda kullanılan tüm post sistemlerinde post uzunluğu 14 mm olarak modellenmiştir(16). Postların kök içinde kalan kısımları 10 mm'dir. Geri kalan 4 mm'lik kısımları ise kor yapı içinde uzanacak şekilde hazırlanmıştır(16). Tüm postlar, silindir yapıda ve uca doğru incelen yapıda tasarlanmıştır(16). Apikal bölgede sızdırmazlığı sağlamak amacıyla klinik koşullara uygun şekilde 4 mm gutta perka modellenmiştir(16,20). Kronun servikal bölgesinde ise post-kor restorasyonların dayanıklılığını arttırması için, 1.5 mm yüksekliğinde ferrule etkisi oluşturulmuştur(180). Prefabrike postların kullanıldığı restorasyonlarda, kor yapıyı oluşturmak için Paracore (Paracore, Coltene/Whaledent Inc, Mahway, NJ, ABD) kompozit rezine ait mekanik özellikler kullanılmıştır(11). Kor yapıyı oluşturacak bölüm, postun kök dışında kalan kısmını içine alacak şekilde prepare edilmiş dişe benzer şekilde modellenmiştir. Diş etrafında çepeçevre 1 mm kalınlıkta, dişeti seviyesinde sonlanan chamfer dizaynı basamak oluşturulmuştur(4,20). Prepare edilmiş diş formunda, oklüzal redüksiyon miktarı 2 mm, aksiyel redüksiyon miktarı ise 1.5 mm'dir(16). Aksiyel duvarların preparasyon açısı ise, 6-8° olacak şekilde modellenmiştir(4). Bu çalışmada ayrıca,

aynı kalınlıkta iki farklı siman tabakası modellenmiştir. Bunlar post materyali-kök dentini arasındaki ve metal destekli porselen kron ile kor arasındaki siman tabakalarıdır. Bütün modeller için, metal destekli porselen kron ile kor arasındaki siman tabakası (kron simanı) kalınlığı aynıdır ve 0.1 mm'dir(20,181). Kron simanı olarak çinkofosfat simana ait mekanik özelliklerin kullanılması tercih edilmiştir(16,20). Post materyali ile kök dentini arasındaki siman kalınlığı, prefabrike postlar için sadece birinci klinik senaryoda ideal kalınlık olan 0.1 mm değerinde modellenmiştir(20). Polietilen fiber post kullanılan modellerde ise siman kalınlığı oluşturulmamıştır(48). Döküm altın post-kor kullanılan modellerde, tüm klinik senaryolar için siman kalınlığı 0.1 mm'dir. Postların simantasyonunda Rely X ARC rezin simana (3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) ait mekanik özelliklerin kullanılması tercih edilmiştir(181,182). Metal destekli porselen kron için metal altyapı 0.3 mm eşit kalınlıkta hazırlanmıştır(16). Metal altyapıda; lingual kısımda 3 mm yükseklikte ve 1 mm kalınlığında, mezial ve distal temas noktalarına kadar uzanan ve bu noktadan itibaren yumuşak bir geçişle yüksekliği azalarak bukkal kısma doğru 1 mm'ye inen ve temas noktalarına kadar, bukkal alanda çepeçevre 1 mm yükseklik ve 1 mm kalınlıkta bilezik oluşturulmuştur(4,183). Metal altyapı üzerine porselen tabakası eklenerek restorasyon tamamlanmıştır.



Şekil 3.3. 3 boyutlu modeldeki metal altyapı ve porselen tabakası

Bu çalışmada, 4 farklı miktarda kanal dentin kaybına uğramış alt birinci küçükazı dişinin 3 boyutlu modelleri oluşturulmuştur. Ayrıca, tek parça post-kor

uygulamasını ve prefabrike post uygulamasını gösteren iki ayrı model daha oluşturulmuştur. Bu çalışmada, 4 farklı kök dentin kaybı miktarını ve iki farklı post uygulamasını temsilen, toplam 8 ayrı model oluşturulmuştur. Aşağıdaki tabloda 8 ayrı model için eleman ve düğüm sayıları gösterilmiştir.

Tablo 3.1. Farklı 3 boyutlu modeller için eleman ve düğüm sayıları

3 Boyutlu Model	Eleman sayısı	Düğüm sayısı
K-1, tek parça post-kor	252416	44489
K-1, prefabrike post	252416	44489
K-2, tek parça post-kor	234085	41466
K-2, prefabrike post	238083	43436
K-3, tek parça post-kor	237574	42017
K-3, prefabrike post	236621	41854
K-4, tek parça post-kor	242900	43905
K-4, prefabrike post	249615	44024

Farklı seviyelerde kök dentin kaybını gösteren 4 adet klinik senaryo için hazırlanan 4 ayrı model, 6 farklı post materyal uygulamasıyla restore edilmiştir. Toplamda, sonlu elemanlar stres analiz metodu kullanılarak 24 adet stres analizi ve 24 adet yorulma deneyi gerçekleştirilmiştir. Bu şekilde, farklı miktarlarda kök dentin kaybına uğramış dişlerin restorasyonunda kullanılacak en uygun post materyalinin tespiti amaçlanmıştır. Restorasyonu tamamlanan modellere dinamik yük uygulanarak sistemde oluşan stresler ve dağılımları incelenmiştir. Dinamik yük uygulamasıyla elde edilen verilerden yararlanılarak, her bir farklı düzeyde kök dentin kaybını simule eden model için, restorasyonda kullanılan post materyallerinin yorulma deneyleri gerçekleştirilmiştir.

3. 3. Çalışmada Kullanılan Post Materyalleri

Bu çalışmada, farklı miktarlarda kök dentini madde kaybına uğramış, insan alt birinci küçükazı dişinin restorasyonunda, farklı özelliklerde post materyalleri

kullanılmıştır. Kanal dentin dokusu madde kaybına uğramış, insan alt birinci küçükazı dişi, farklı post materyalleri uygulanarak metal destekli porselen kron uygulamasıyla restore edilmiş ve farklı post materyallerinin kullanımının dişin restorasyonu üzerindeki stres dağılımına etkisi incelenmiştir. Restorasyonda kullanılan her farklı post materyali için, stres analizi tamamlanan modellerdeki stres oluşum ve dağılım değerleri kullanılarak, farklı post materyalleri için yorulma deneyleri gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmanın sonuçları değerlendirildiğinde, farklı miktarlarda kök dentin kaybına uğramış dişleri restore etmek için en uygun post materyalinin seçimine yardımcı olacak veriler elde edilmiştir. Çalışmada kullanılan post materyalleri aşağıdaki tabloda gösterilmiştir.

Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan post materyalleri

Kısaltma	Post materyali
AU	Döküm altın post-kor
ZR	Zirkonya post-kor
Tİ	Prefabrike titanyum post
CF	Cam fiber kompozit post
KF	Karbon fiber kompozit post
PF	Polietilen fiber kompozit post-kor

3. 4. Farklı Miktarlardaki Dentin Kaybının Modellenmesi

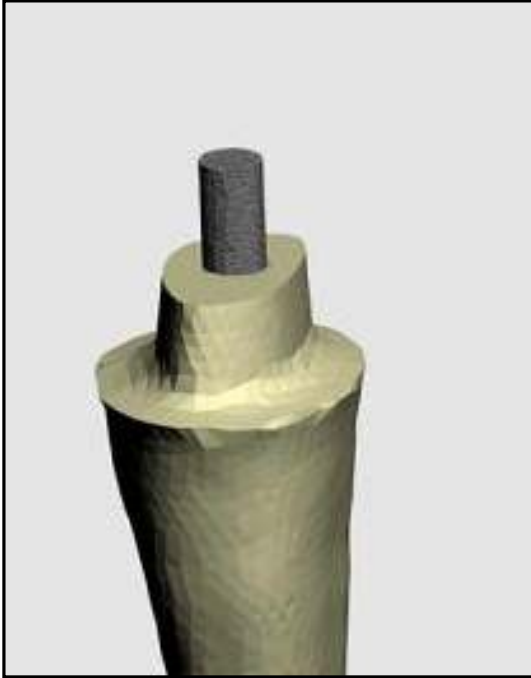
Bu çalışmada, farklı seviyelerde kök dentin kaybının, post-kor restorasyonların uzun dönem başarısına etkilerinin incelenebilmesi için, alt birinci küçükazı dişi için farklı seviyelerde kök dentin kaybını gösteren 4 ayrı model oluşturulmuştur.

3. 4. 1. Klinik Senaryo 1 (K-1)

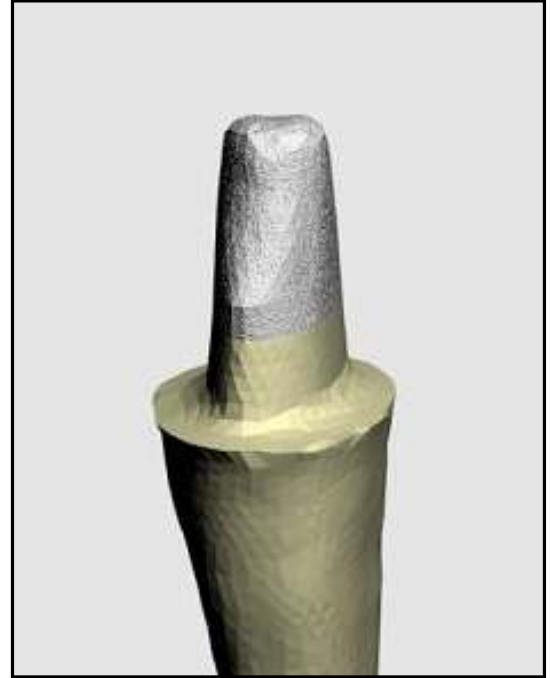
Bu senaryo klinik olarak ideal sayılabilecek bir durumu temsil etmektedir. Çalışmada kontrol grubunu temsilen modellenmiştir. Kanal preparasyonu ideal koşullarda yapılmış ve diğer klinik senaryolara göre en az miktarda madde kaybı

oluşturulmuştur. Kanal boşluğuna uygulanacak post materyali ile kanal dentin duvarları arasında her seviyede 0.1 mm'lik boşluk mevcuttur. Belirtilen bu boşluğa 0.1 mm'lik siman tabakası modellenmiştir(20). Kanal duvarlarında, dişin kole bۆlgesine kadar herhangi bir açılanma yoktur(42).

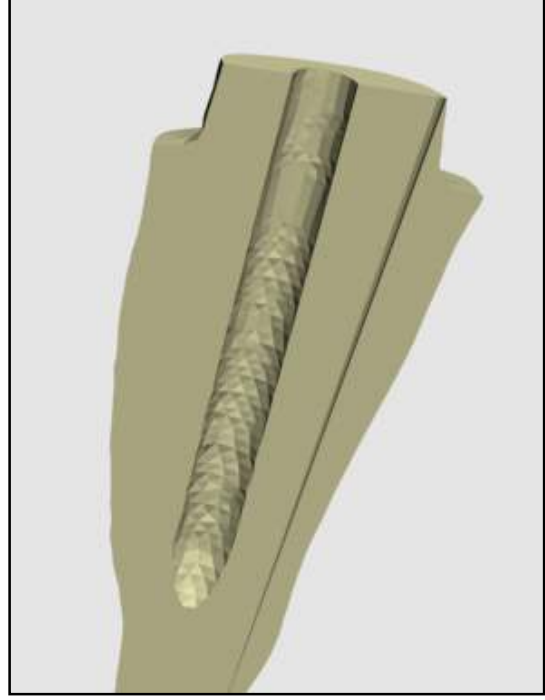
Restorasyonun lateral kuvvetlere karşı dayanıklı olması için, 1.5 mm yۆkseklięinde ferrule etkisi oluşturulmuştur(180). Kor yapı ve diş dokusunun preparasyonunda, diş ۆzerinde çepeçevre 1 mm kalınlıkta chamfer dizaynlı basamak modellenmiştir(4,20). Basamak tamamen sağlam dentin dokusu ۆzerindedir.



şekil 3.4.a. K-1, prefabrike post



şekil 3.4.b. K-1, tek parça post-kor

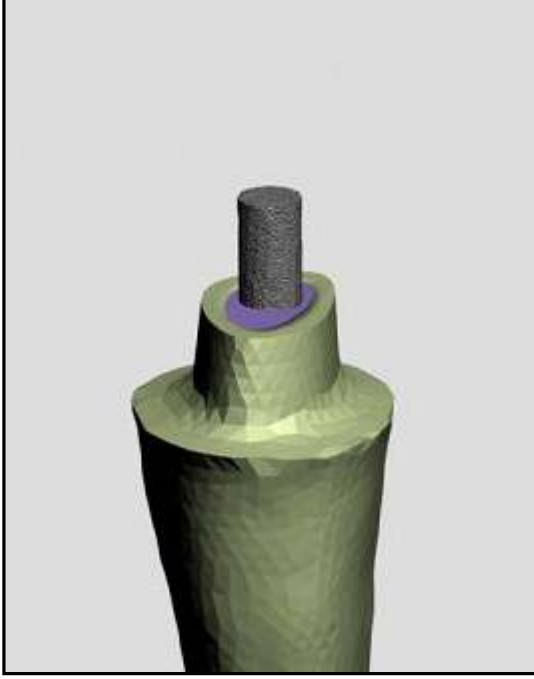


Şekil 3.4.c., 3.4.d. K-1 için kayıp kök dentin dokusunun gösterilmesi

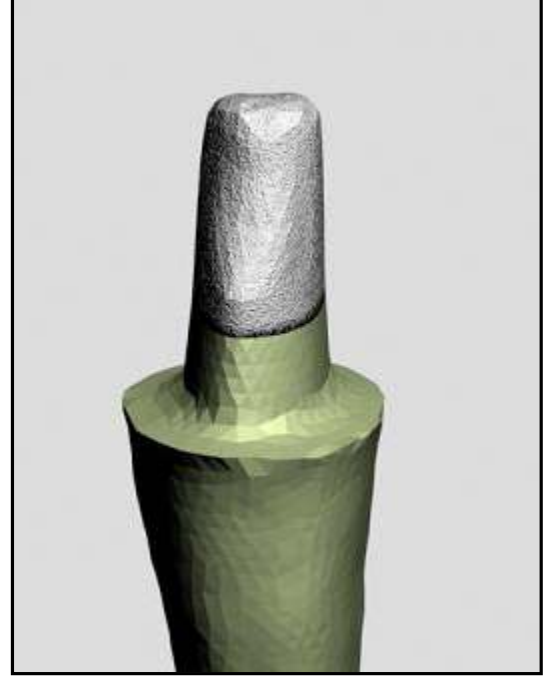
3. 4. 2. Klinik Senaryo 2 (K-2)

Bu senaryoda, K-1'e göre, kanal boşluğundaki kayıp dentin dokusu miktarı artmıştır. K-2'de; kanal duvarları, kanal boşluğuna yerleştirilen, post materyalinin apikal 1/3'lük kısmından itibaren, dişin kole seviyesine kadar açılanma göstermiştir. Sonuçta, dişin kole bölgesinde, post ile dentin arasındaki boşluk 0.4 mm olacak şekilde, kök dentin kaybı modellenmiştir. Tüm klinik senaryolarda postun apikal 1/3'lük kısmına kadar kanal preparasyonunun ideal yapıldığı kabul edilmiştir. K-1 hariç diğer tüm klinik senaryolarda, bu noktaya kadar siman kalınlığı, bu çalışmada ideal değer olarak kabul edilmiş olan 0.1 mm kalınlıkta modellenmiştir(20). Bu noktadan itibaren, kanal duvarlarında dişin kole bölgesine uzanacak şekilde farklı değerlerde açılanmalar oluşturulmuştur. Buna göre, K-2'de post ile kanal dentin duvarları arasındaki siman kalınlığı, kanal boşluğuna yerleştirilmiş post materyalinin apikal 1/3'lük kısmından itibaren, K-1'e göre artış göstermiştir. Ferrule etkisi, K-1'de olduğu gibi K-2 modelinde de oluşturulmuştur(180). Diş dokusu üzerinde çepeçevre 1 mm kalınlıkta chamfer

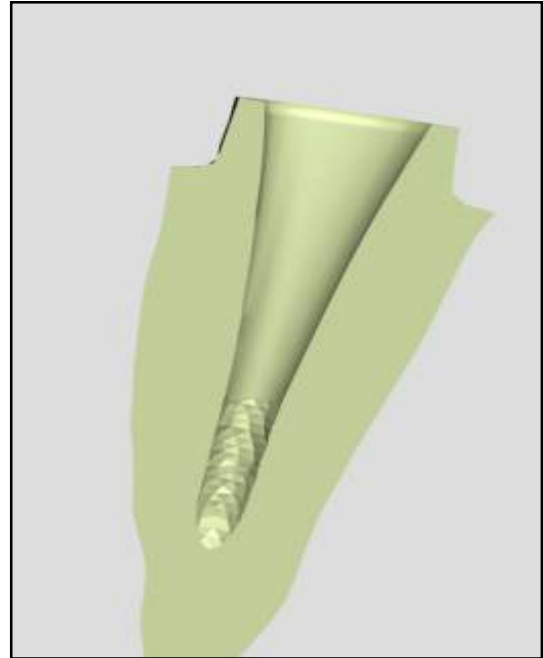
dizaynlı basamak oluşturulmuştur(4,20). Basamak tamamen sağlam dentin dokusu üzerindedir.



Şekil 3.5.a. K-2, prefabrike post



Şekil 3.5.b. K-2, tek parça post-kor

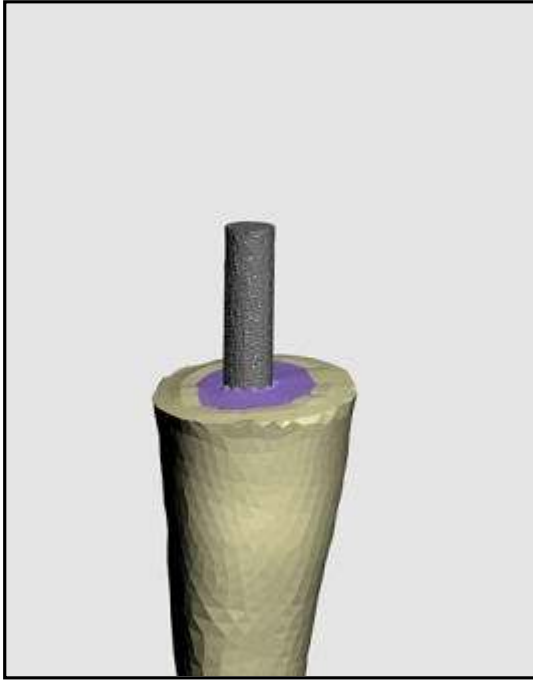


Şekil 3.5.c., 3.5.d. K-2 için kayıp kök dentin dokusunun gösterilmesi

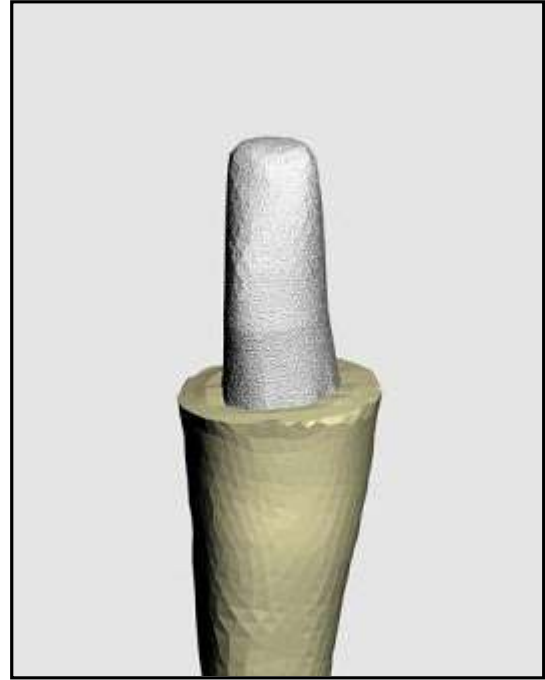
3. 4. 3. Klinik Senaryo 3 (K-3)

Kök dentini madde kaybı miktarı; K-1 ve K-2'ye göre artış gösterecek şekilde modellenmiştir. Kanal boşluğuna yerleştirilen, post materyalinin apikal 1/3'lük kısmından itibaren, kanal duvarlarında dişin kole bölgesine uzanan açılanmanın miktarı ise K-1 ve K-2'ye göre daha fazladır. Kanal duvarlarındaki açılanmaya bağlı olarak, post materyali ile kanal dentin duvarları arasındaki mesafe daha da artmıştır. Özellikle dişin kole bölgesinde post materyali ile kanal dentin duvarları arasını dolduran siman tabakasının kalınlığı da K-1 ve K-2'ye göre artmıştır(42).

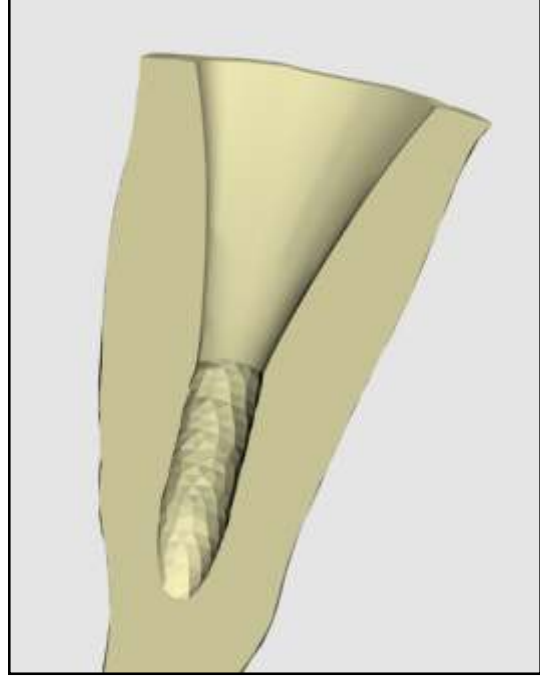
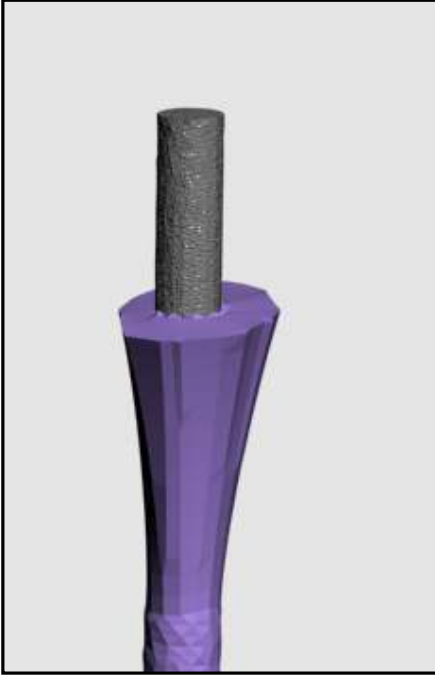
Bu klinik senaryoda, dişteki kök dentini madde kaybı miktarına bağlı olarak K-1 ve K-2'den farklı olarak, ferrule etkisi oluşturulamamıştır. Prepare edilmiş kor materyalinin etrafında, K-1 ve K-2'deki gibi sağlam dentin dokusu üzerinde 1 mm kalınlıkta chamfer dizaynlı basamak modellenmiştir(4,20).



Şekil 3.6.a. K-3, prefabrike post



Şekil 3.6.b. K-3, tek parça post-kor



Şekil 3.6.c., 3.6.d. K-3 için kayıp kök dentin dokusunun gösterilmesi

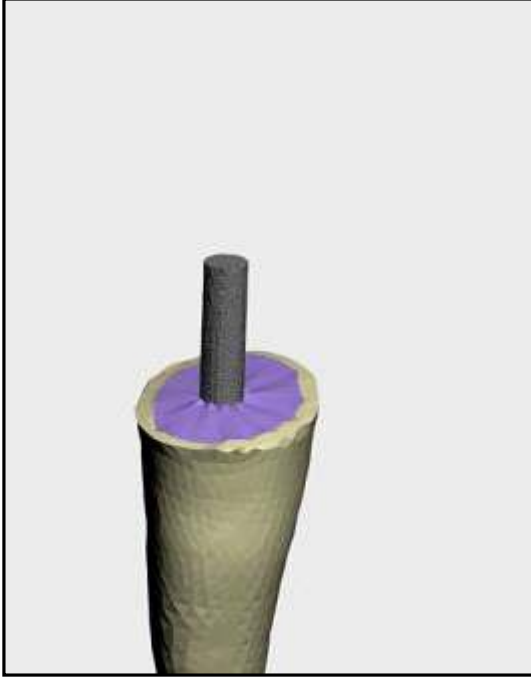
3. 4. 4. Klinik Senaryo 4 (K-4)

Diş kanal boşluğunda, tüm klinik senaryolar içinde, en ileri düzeydeki kök dentini madde kaybı K-4'te modellenmiştir. Kanal boşluğuna yerleştirilen post materyalinin apikal 1/3'lük kısmından itibaren, dişin kanal duvarlarında kole bölgesine doğru oluşturulan açılanma en ileri düzeydedir. Kanal dentin dokusunda oluşturulan aşırı düzeyde madde kaybı nedeniyle K-4'te, K-3'te olduğu gibi ferrule etkisi oluşturulamamıştır. Dişin kole bölgesinde, kanal boşluğuna yerleştirilmiş post materyali ile kanal dentin duvarları arasındaki boşluğu dolduran siman tabakası kalınlığı, K-1, K-2 ve K-3'e göre en yüksek seviyededir(42).

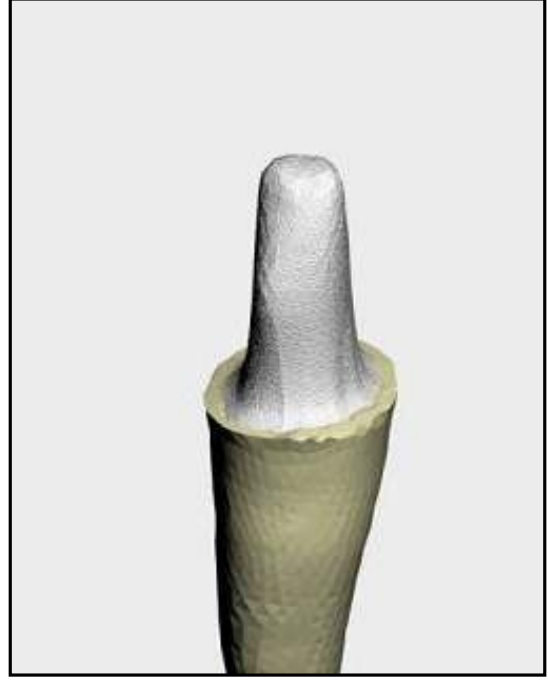
Dişin ileri düzeydeki kök dentini madde kaybı nedeniyle, prepare edilen kor yapının etrafındaki 1 mm kalınlıktaki chamfer dizaynı basamak(4,20), tamamen diş dokusu üzerinde modellenememiştir. Basamağın 0.5 mm'lik bölümü; CF, KF ve Tİ post uygulanan modellerde kompozit kor yapı üzerinde, diğer 0.5 mm'lik kısmı da diş dokusu üzerinde olacak şekilde modellenmiştir. AU, ZR ve PF post-kor uygulamalarında basamağın 0.5 mm'lik kısmı post materyallerinin kor kısımları

zerinde, basamağın kalan 0.5 mm'lik kısmı ise sağlam diş dokusu üzerinde olacak şekilde modellenmiştir.

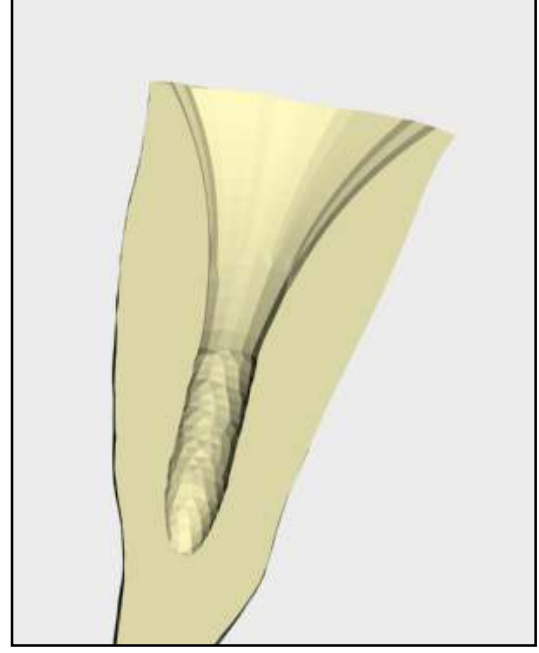
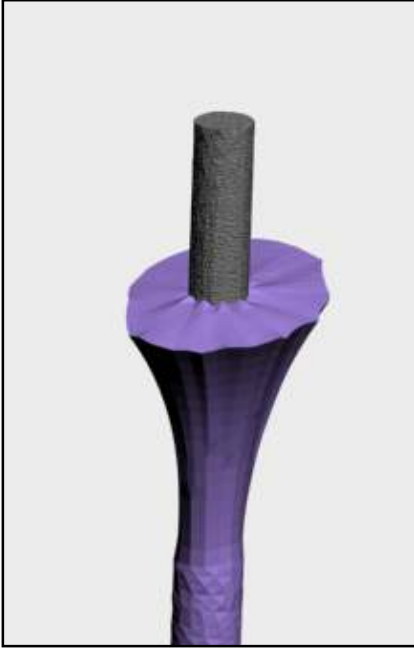
Diğer klinik senaryolarla karşılaştırıldığında, K-4 çalışmadaki en olumsuz klinik durumu temsil etmektedir. Diş yapısı, kök dentin dokusu madde kaybına bağlı olarak; K-1, K-2 ve K-3'e göre kole bölgesinde önemli düzeyde zayıflamıştır.



şekil 3.7.a. K-4, prefabrike post



şekil 3.7.b. K-4, tek parça post-kor



Şekil 3.7.c., 3.7.d. K-4 için kayıp kök dentin dokusunun gösterilmesi

3. 5. Materyal Özellikleri

Bu çalışmada modellenen; anatomik yapılar, diş sert ve destek dokuları ve protetik malzemeler birbirinden farklı özelliktedir. Bu yapıların bir kısmı homojen ve izotropik yapıda, diğer bir kısmı ise ortotropik yapıdadır(87,92). Bir malzemenin homojen olması, yapıyı oluşturan her bir eleman için mekanik özelliklerin benzer olduğunu ifade eder(171). İzotropi yapıyı oluşturan tüm elemanlar için materyal özelliklerinin her doğrultuda aynı olmasını tanımlar(171). Ortotropi ise; fiber içeren yapılarda, malzemenin fiber doğrultusu boyunca ve diğer iki yön doğrultusunda farklı mekanik özellikler göstermesini ifade eder (92). Modellenen fiber içeren post materyallerinden; CF ve KF postlar ortotropik olarak, PF post-korlar ise fiber içermelerine rağmen uygulanma tekniği göz önünde bulundurularak izotropik olarak kabul edilmiştir(17). CF ve KF postlar dışındaki tüm materyaller izotropik ve homojen kabul edilmiştir. Aşağıdaki tabloda bu çalışmada kullanılan malzemeler ve 3 boyutlu stres analizlerinin yapılabilmesi için gerekli olan elastisite modülleri ve poisson oranları gösterilmektedir.

Tablo 3.3. Çalışmada modellenen izotropik malzemelerin mekanik değerleri

Materyal	Elastisite modülü GPa	Poisson Oranı	Referans
Trabeküler kemik	1.37	0.30	Ko ve ark 1992(184)
Kortikal kemik	13.7	0.30	Ko ve ark 1992(184)
Dentin	18.6	0.31	Ko ve ark 1992(184)
Sement	18.6	0.31	Farah ve ark 1998(185)
Periodontal membran	0.0689	0.45	Ko ve ark 1992(184)
Dişeti	0.003	0.45	Kydd ve ark 1967(186)
Döküm altın post-kor (ILOR 56)	93	0.33	Üretici verisi
Altın metal altyapı (Devon)	78.5	0.33	Üretici verisi
Rely X ARC rezin siman	5.1	0.27	Zarone ve ark (182)
Gutta perka	0.00069	0.45	Ko ve ark 1992(184)
Çinko fosfat siman	22.4	0.25	Farah ve ark 1976(187)
Paracore kompozit rezin	20	0.30	Escibano ve ark 2006(11)
Feldspatik porselen	69	0.30	Zarone ve ark (182)
Titanyum post (Whaledent)	120	0.33	Üretici verisi
Zirkonya post-kor	200	0.33	Asmussen ve ark 2005(20)
Polietilen fiber post-kor	23.6	0.32	Eskitaşçıoğlu ve ark 2002 (17)

Tablo 3.4. Çalışmada modellenen ortotropik malzemelerin mekanik değerleri(87,92,188)

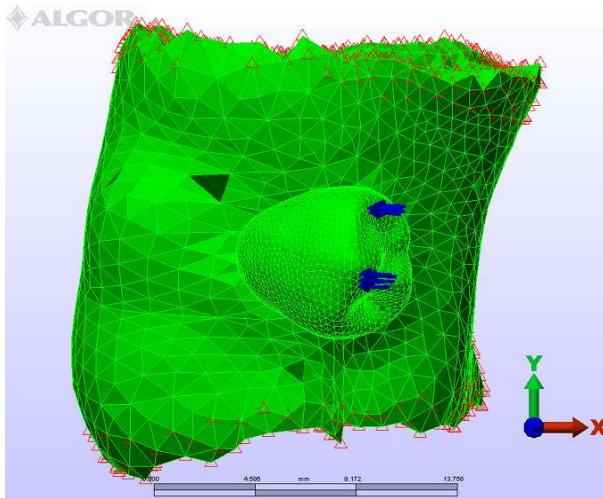
	Karbon fiber post	Cam fiber post
E_x (GPa)	118	37
E_y (GPa)	7.20	9.5
E_z (GPa)	7.20	9.5
V_{xy}	0.27	0.27
V_{xz}	0.34	0.34
V_{yz}	0.27	0.27
G_{xy}	2.80	3.10
G_{xz}	2.70	3.50
G_{yz}	2.80	3.10

3. 6. Stres Analizlerinin Gerçekleştirilmesi

3. 6. 1. Dinamik Yük Uygulaması

Farklı miktarlarda kanal dentini kaybına uğramış alt birinci küçükazı dişinin, farklı post materyalleriyle restore edildiği 8 ayrı modelin oluşturulmasından sonra, sonlu elemanlar stres analiz metodu kullanılarak stres analiz uygulamasına geçilmiştir. Toplam 8 model kullanılarak, 24 ayrı stres analizi gerçekleştirilmiştir. Tüm malzemelerin mekanik özellikleri, sırasıyla programa girildikten sonra yük uygulamasına geçilmiştir. Stres analizlerinin gerçekleştirilmesinde Algor Fempro yazılımı kullanılarak (Algor Fempro, Pittsburg, ABD) dinamik yük uygulaması tercih edilmiştir.

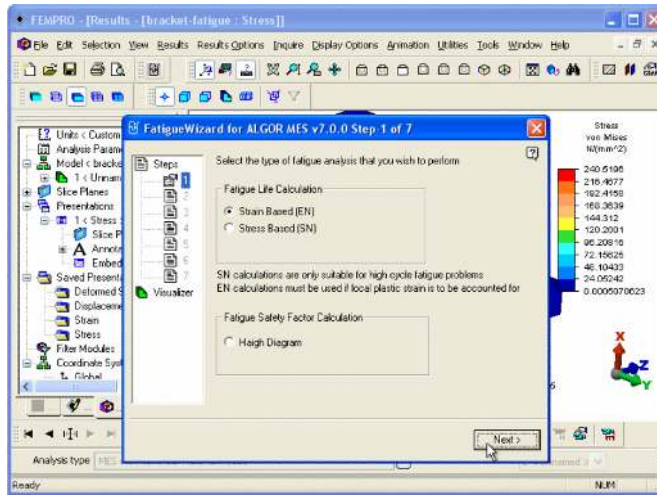
Dinamik yük uygulaması için; toplam 125 N'luk kuvvet(51), 1 Hz frekansta alt birinci premolar dişin porselen kronu üzerinden uygulanmıştır(189). Seçilen kuvvet, alt birinci premolar dişe, sınıf 1 kapanışa uygun şekilde, porselen kronun bukkal tüberkül tepesinden ve distal kenar marjinal sırtından(189), dişin uzun aksıyla 45° açı yapacak şekilde uygulanmıştır(51,181)(Şekil 3.8). Uygulanan yükün kron üzerinde homojen olarak dağıtılabilmesi için, her iki yük uygulanacak bölgede, 5 ayrı nokta seçilmiş ve her bir noktaya 12.5 N'luk kuvvetler uygulanmıştır. Dinamik yük uygulaması toplam 5 siklуста gerçekleştirilmiştir(190).



Şekil 3.8. 3 boyutlu modele yük uygulama noktaları

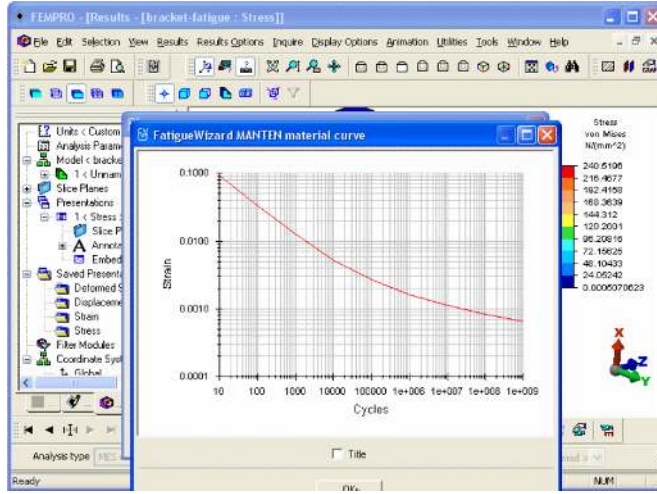
3. 6. 2. Yorulma Deneyleri

Yorulma deneylerinin gerçekleştirilmesi için öncelikle modellere Algor Fempro yazılımında dinamik yük uygulanarak stres analizleri yapıldı. Stres analizlerini takiben post materyalleri tek tek, 'Algor Fatigue Wizard' yazılımına yüklendi. Bu yazılımda, yorulma deneylerinin gerçekleştirilmesi için Strain Based analiz uygulaması seçildi.

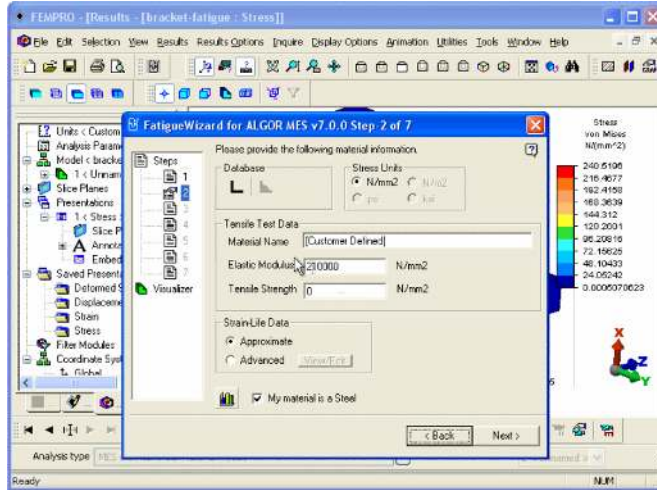


Şekil 3.9. Yorulma deneyleri için bilgisayar uygulama aşaması 1

İkinci aşamada, farklı post materyalleri için malzeme değerleri(191), S-N eğrisinden yararlanılarak yeniden 'Fatigue Wizard' programına girildi. Yüzey faktörü 0.777 olarak seçildi.

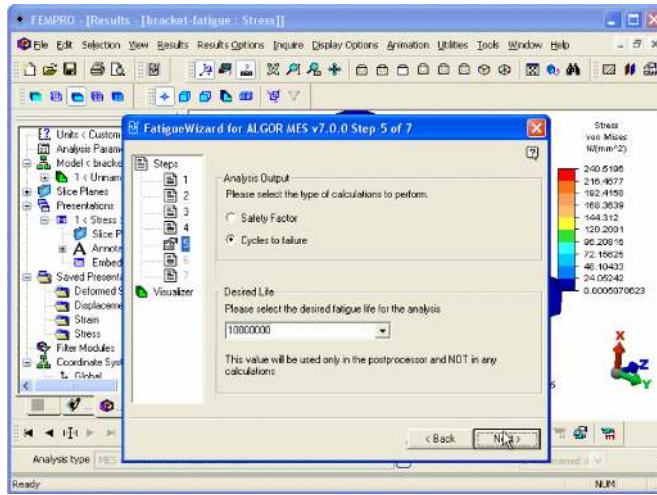


Şekil 3.10. Yorulma deneyleri için bilgisayar uygulama aşaması 2

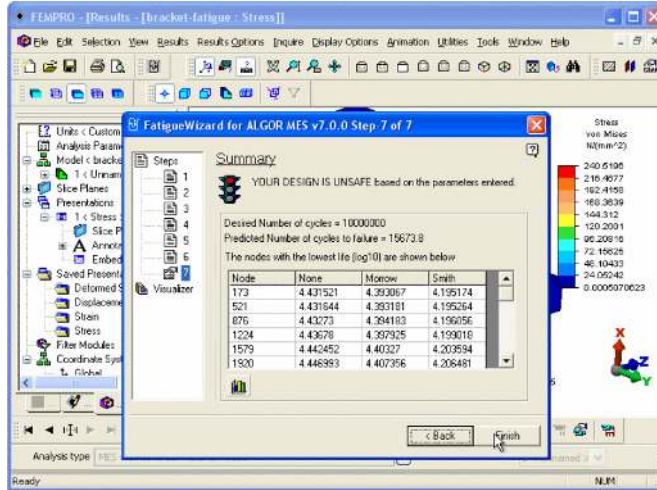


Şekil 3.11. Yorulma deneyleri için bilgisayar uygulama aşaması 3

Uygulamanın son aşamasında 'Transient Stress' uygulaması seçilerek tüm kuvvet adımları yorulma deneyleri uygulamasına katıldı. Yorulma deneyleri uygulamasında, analiz miktarı olarak 10.000.000 siklus seçildi ve deneyler gerçekleştirildi. Deneylerin sonucunda, log 10 tabanında veriler elde edildi.



Şekil 3.12. Yorulma deneyleri için bilgisayar uygulama aşaması 4



Şekil 3.13. Yorulma deneyleri için bilgisayar uygulama aşaması 5

4. BULGULAR

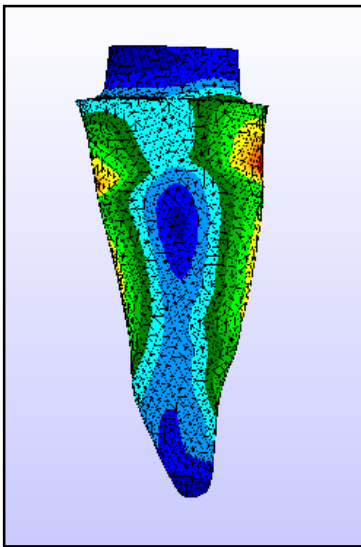
4. 1. Dinamik Yük Uygulamasının Bulguları

4. 1. 1. Klinik Senaryo 1 (K-1)

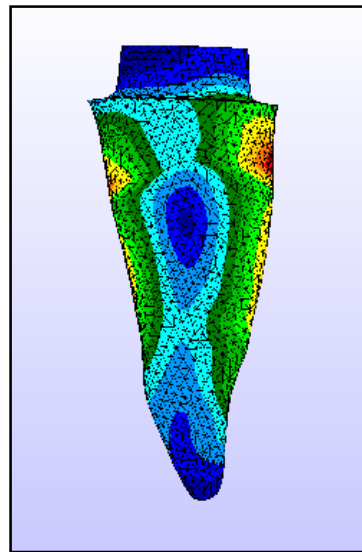
4. 1. 1. 1. Dentinde Oluşan Stresler (DOS)

Stres analizleri sonucunda elde edilen stres değerleri, modellerde belirli yapılarda oluşan, maksimum Von Mises stres değerleridir. Çalışmada modellenen klinik senaryolar içindeki en ideal klinik durumu simule eden K-1'de, kanal boşluğuna uygulanan post materyalini destekleyen kök dentin miktarı fazla olduğu için, farklı mekanik özelliklerdeki post materyallerinin kullanılmasına rağmen, dişin dentin dokusunda oluşan stres değerleri birbirine çok yakın bulunmuştur.

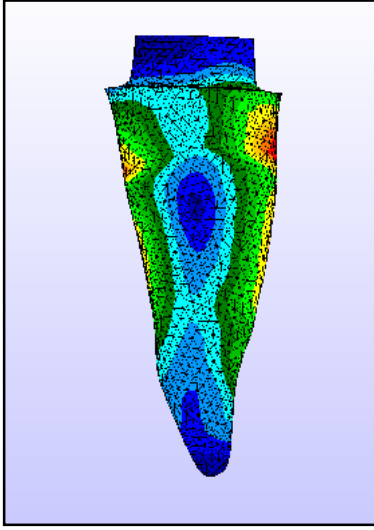
Ancak fiber içeren postların dentinde oluşturduğu stres miktarının, rijit yapıdaki postlara göre daha fazla olduğu görülmüştür (AU,Tİ,ZR). Dentinde oluşan en yüksek stres değeri, CF post kullanılan modelde 58.8 MPa, en düşük stres değeri ise, tek parça ZR post-kor uygulanan modelde 55.7 MPa olarak ölçülmüştür.



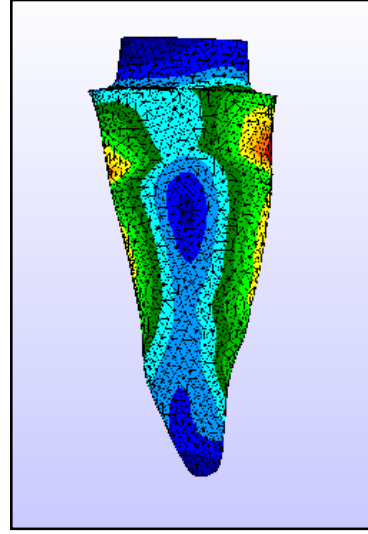
Şekil 4.1. K-1, DOS, AU



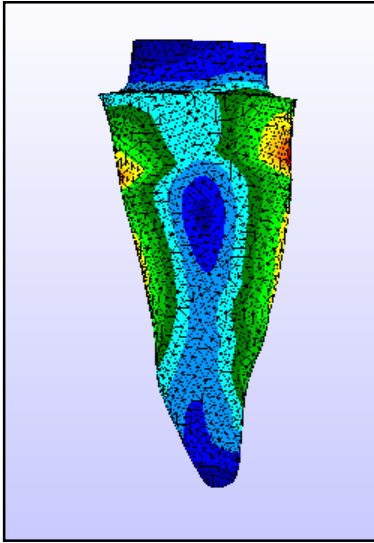
Şekil 4.2. K-1, DOS, KF



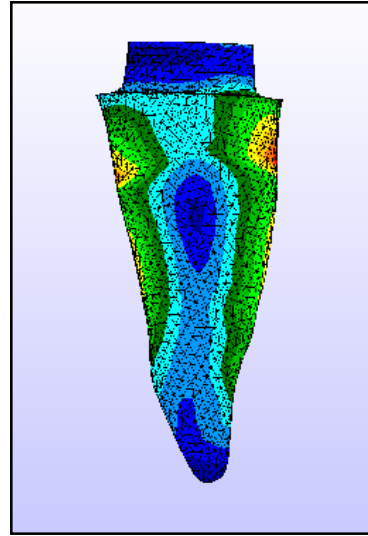
Şekil 4.3. K-1, DOS, CF



Şekil 4.4. K-1, DOS, PF



Şekil 4.5. K-1, DOS, Tİ



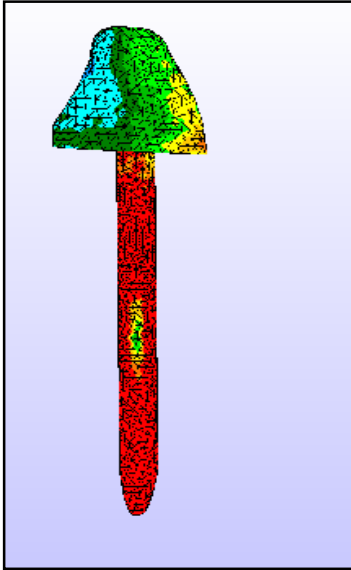
Şekil 4.6. K-1, DOS, ZR

4. 1. 1. 2. Post Materyalinde Oluşan Stresler (POS)

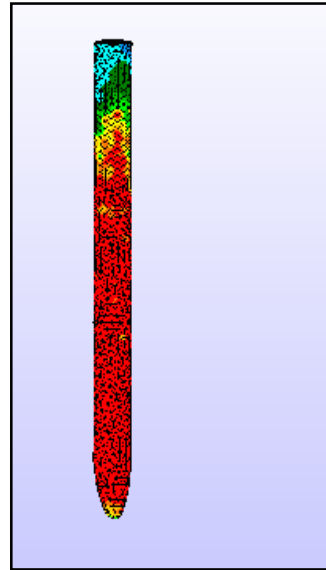
Post materyallerinde oluşan stresler değerlendirildiğinde, farklı mekanik özellikteki post materyalleri için, önemli düzeyde farklılıklar saptanmıştır. Buna göre, post materyalleri içinde oluşan en yüksek stres değeri tek parça ZR post-kor

yapıda 126 MPa olarak ölçülmüştür. ZR post materyalini sırasıyla, 77.8 MPa ile prefabrike Tİ post, 71.4 MPa ile KF post ve 60.8 MPa ile döküm AU post takip etmiştir. Ancak özellikle rijit yapıdaki post materyallerinde (AU,Tİ,ZR) stres dağılımının fiber postlara göre daha homojen olduğu görülmüştür. Post yapısında görülen en düşük stres değeri 11.9 MPa ile CF post kullanılan modelde tespit edilmiştir. Bu değeri 23.1 MPa ile PF post kullanılan model takip etmiştir.

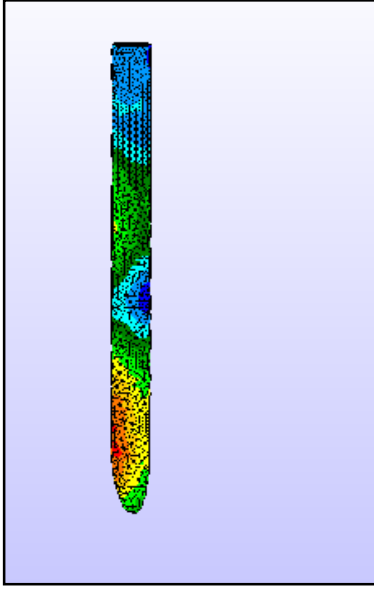
Fiber içerikli postların kullanıldığı modellerde, elastisite modülü arttıkça, post materyalinde oluşan streslerin post materyalinin içyapısında biriktiği görülmüştür. Ayrıca fiber içeren postlardaki stres dağılımının homojen olmadığı da tespit edilmiştir. Özellikle lokal stres artışlarının post materyalleri ile kök dentin duvarları arasındaki siman tabakasında, hibrit tabakada çatlamaya neden olacağı gözlenmiştir.



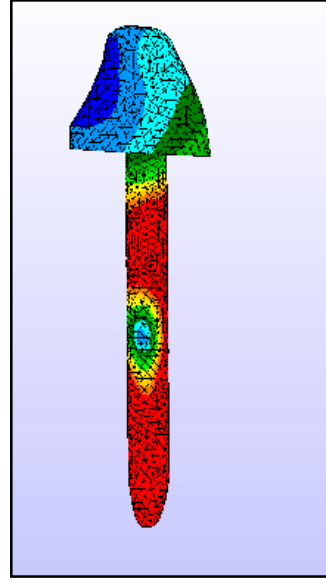
Şekil 4.7. K-1, POS, AU



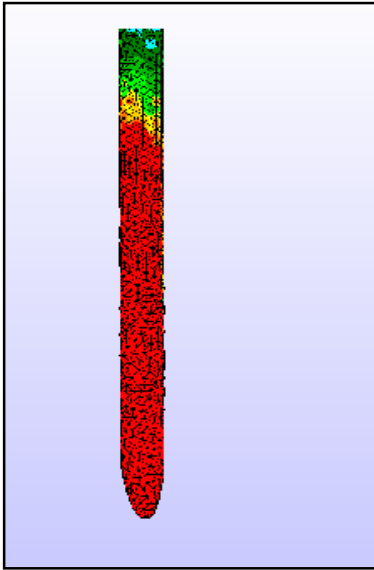
Şekil 4.8. K-1, POS, KF



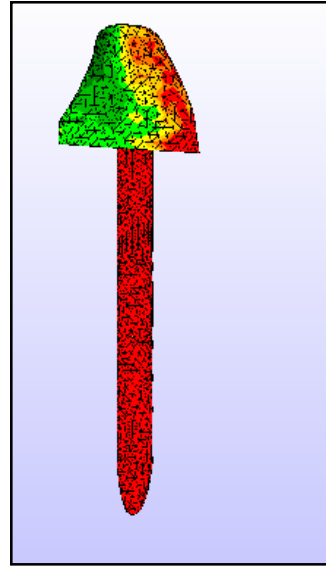
Şekil 4.9. K-1, POS, CF



Şekil 4.10. K-1, POS, PF



Şekil 4.11. K-1, POS, Tİ

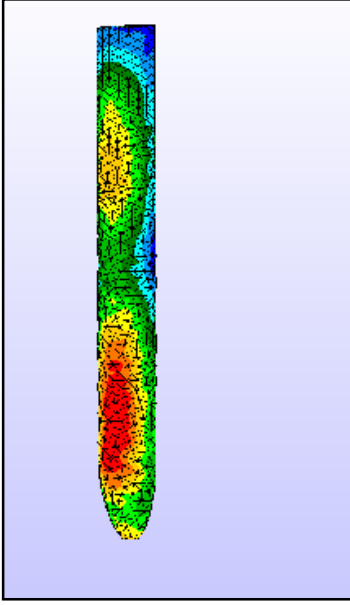


Şekil 4.12. K-1, POS, ZR

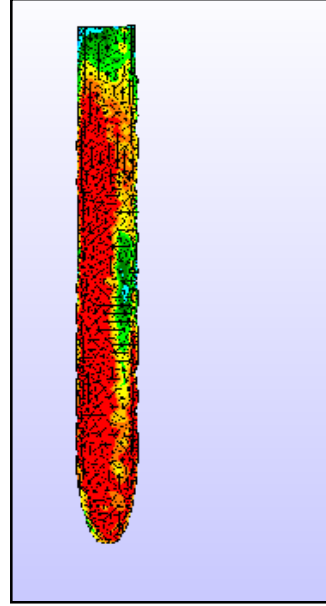
4. 1. 1. 3. Siman Tabakasında Oluşan Stresler (SOS)

Siman tabakasında oluşan stresler değerlendirildiğinde, kullanılan post materyalinin sertliği arttıkça, post materyali ile kanal dentin duvarları arasındaki siman tabakasında oluşan stres miktarında da artış olduğu görülmüştür. En

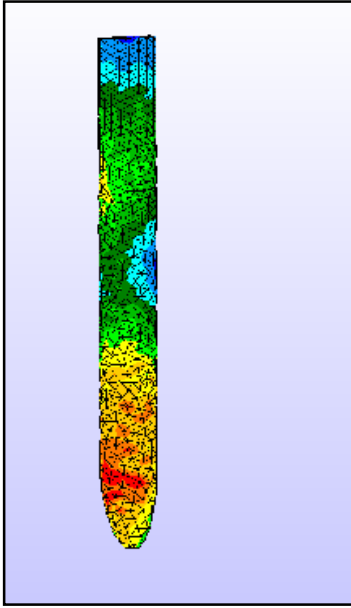
yüksek stres değeri 94.8 MPa ile ZR post-kor kullanılan modelde tespit edilmiştir. En düşük değer ise 18.2 MPa ile CF post kullanılan modelde ölçülmüştür. Post materyali ve kanal dentin duvarları arasındaki siman tabakasında oluşan stresler değerlendirildiğinde, rijit yapıdaki post sistemlerinde (AU,Tİ,ZR) malzemenin stresi kendi yapısında kabul ettiği ve iletmediği, buna bağlı olarak da stresin post materyali ile kanal dentin duvarları arasındaki bağlantı bölgesinde biriktiği gözlenmiştir. Fiber içeren postlarda ise siman tabakasında daha az stres yoğunluğu tespit edilmiştir.



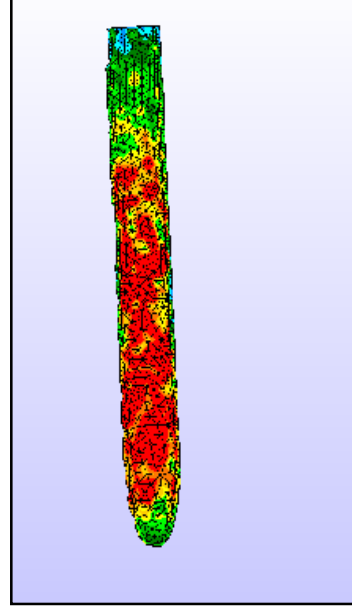
Şekil 4.13.a. K-1, SOS, AU



Şekil 4.13.b. K-1, SOS, STK, AU



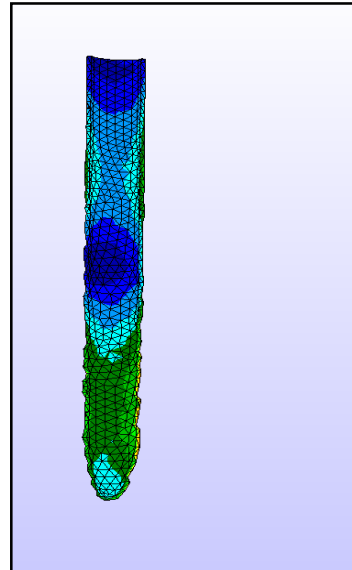
Şekil 4.14.a. K-1, SOS, KF



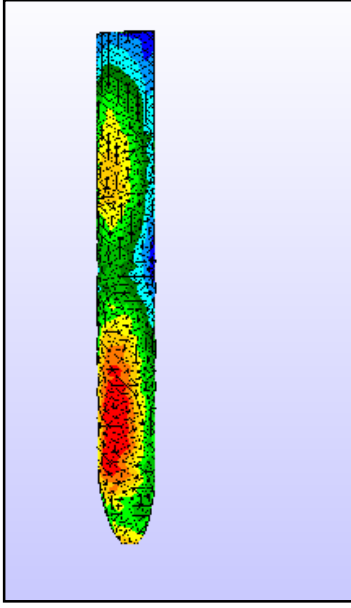
Şekil 4.14.b. K-1, SOS, STK, KF



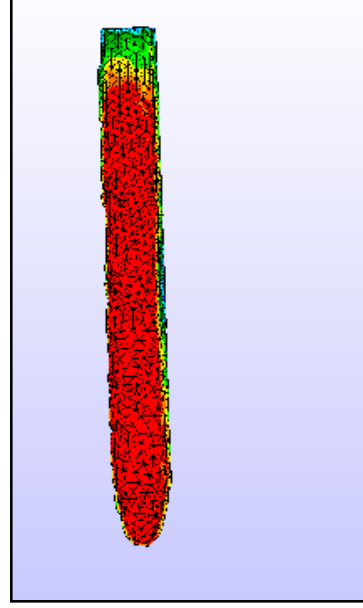
Şekil 4.15.a. K-1, SOS, CF



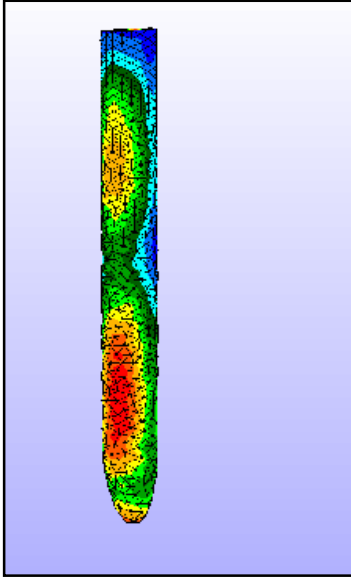
Şekil 4.15.b. K-1, SOS, STK, CF



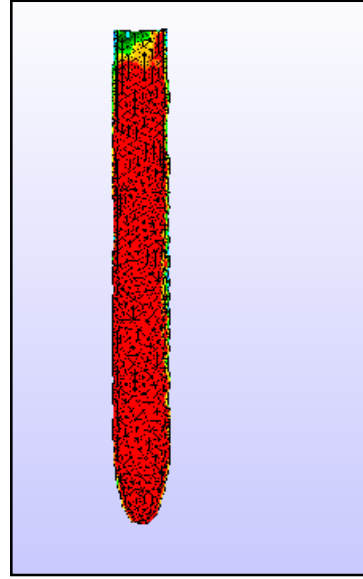
Şekil 4.16.a. K-1, SOS, Ti



Şekil 4.16.b. K-1, SOS, STK, Ti



Şekil 4.17.a. K-1, SOS, ZR



Şekil 4.17.b. K-1, SOS, STK, ZR

K-1 ve K-2 için; stres analizi sonuçlarının önemli düzeyde benzerlik gösterdiği tespit edilmiştir. Kök kanalında, postun 1/3'lük kısmından itibaren oluşan açılanmaya bağlı dentin kaybının daha fazla düzeyde modellendiği K-3 ve K-4'te tespit edilen sonuçlar ise önemli farklılıklar göstermektedir. Aşağıdaki tabloda 4

farklı klinik senaryo için post, siman ve dentin tabakasında oluşan maksimum Von Mises stres değerleri gösterilmiştir.

Tablo 4.1. Dinamik yük uygulaması sonucu modellerde farklı tabakalarda tespit edilen maksimum von Mises stres değerleri.

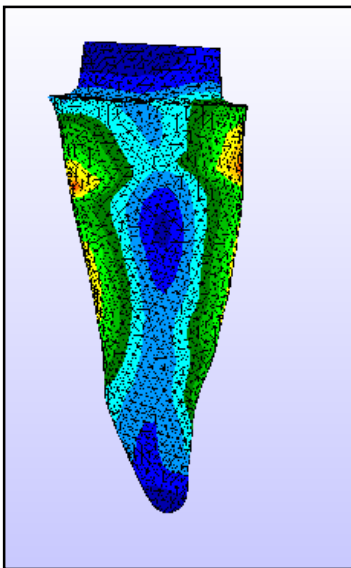
Klinik senaryo 1			
	Siman (MPa)	Post (MPa)	Dentin (MPa)
AU	46.4	60.8	57
CF	18.2	11.9	58.8
KF	41.9	71.4	58.7
PF	-	23.1	58
Tİ	59.1	77.8	56.7
ZR	94.8	126	55.7
Klinik senaryo 2			
	Siman (MPa)	Post (MPa)	Dentin(MPa)
AU	52	72.9	60.2
CF	18.3	12	64.8
KF	64.7	72.3	64.7
PF	-	23.3	63.3
Tİ	54.8	78.3	62.5
ZR	101	149	56.7
Klinik senaryo 3			
	Siman (MPa)	Post (MPa)	Dentin (MPa)
AU	57.9	86.2	54.2
CF	24.2	11.9	67.2
KF	43	72.7	67.2
PF	-	26.3	62.6
Tİ	54	79.4	64.6
ZR	118	184	49
Klinik senaryo 4			
	Siman (MPa)	Post (MPa)	Dentin (MPa)

AU	56.7	85.3	109
CF	35.2	11.9	61.5
KF	43.2	72.4	61.4
PF	-	29.7	56.6
Tİ	56	83.9	59
ZR	116	182	109

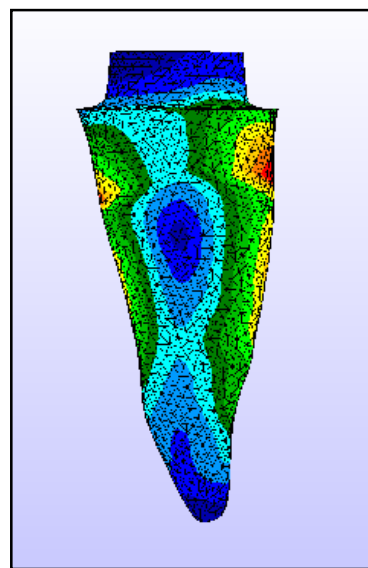
4. 1. 2. Klinik Senaryo 2 (K-2)

4. 1. 2. 1. Dentinde Oluşan Stresler (DOS)

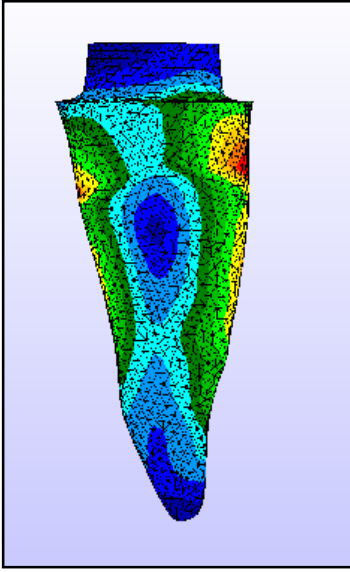
K-2 için elde edilen veriler, kendi içinde karşılaştırıldığında, kısmen K-1'dekine benzeyen sonuçlar tespit edilmiştir. Kök kanal dentin miktarı, K-1'e göre daha az olmasına rağmen yine de yeterli düzeydedir. Bu nedenle, yine benzer şekilde, kanal boşluğuna uygulanan post materyallerinden bağımsız olarak, dentinde oluşan stresler birbirinden çok farklı bulunmamıştır. Dentinde oluşan stresler; fiber içerikli postların kullanıldığı modellerde, rijit yapıdaki postların (AU,Tİ,ZR) kullanıldığı modellere göre daha yüksek bulunmuştur. Dentinde oluşan en düşük stres değeri ZR postlarda 56.7 MPa ve en yüksek stres değeri ise CF post kullanılan modelde 64.8 MPa olarak kaydedilmiştir.



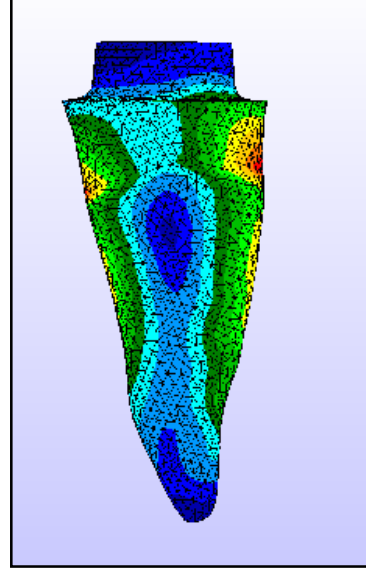
Şekil 4.18. K-2, DOS, AU



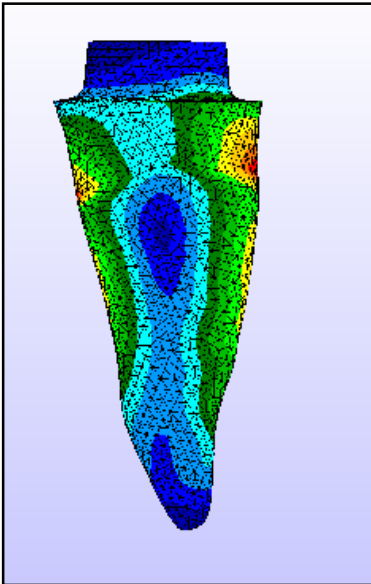
Şekil 4.19. K-2, DOS, KF



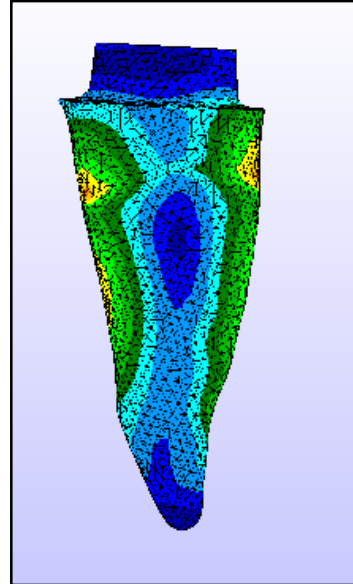
Şekil 4.20. K-2, DOS, CF



Şekil 4.21. K-2, DOS, PF



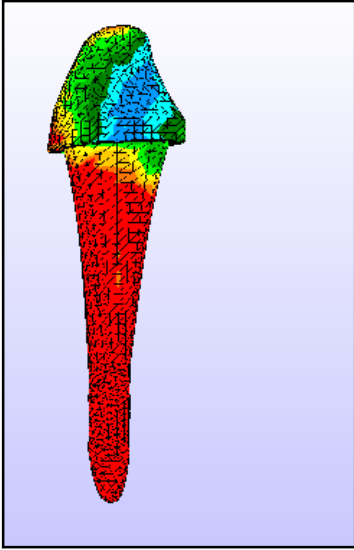
Şekil 4.22. K-2, DOS, Ti



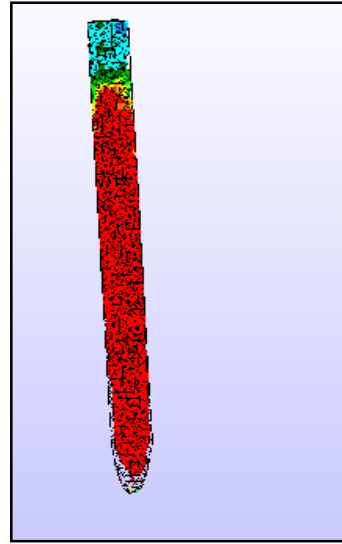
Şekil 4.23. K-2, DOS, ZR

4. 1. 2. 2. Post Materyalinde Oluşan Stresler (POS)

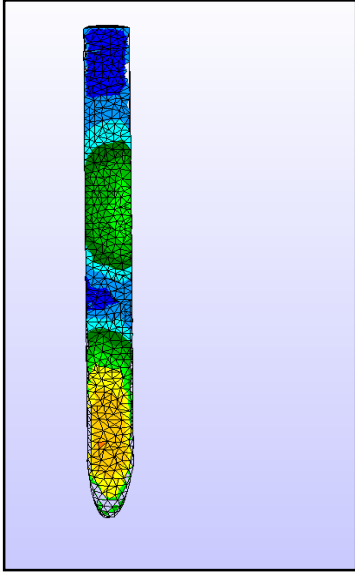
Post materyallerinde oluşan stresler değerlendirildiğinde; elde edilen sonuçlar, K-1’de elde edilen verilerden farklı bulunmuştur. Buna göre; en yüksek stres değeri, ZR post kullanılan modelde 149 MPa, en düşük stres değeri ise 12 MPa ile CF post kullanılan modelde tespit edilmiştir. Stres değerleri azalan şekilde sırasıyla; ZR, Tİ, AU, KF, PF ve CF post kullanılan modellerde olarak saptanmıştır. Siman kalınlıklarındaki artışa bağlı olarak K-1 ve K-2’ye ait stres değerleri karşılaştırıldığında daha rijit yapıdaki (AU,Tİ,ZR) postların karşıladığı stres miktarında artış gözlenmiştir. Fiber postlarda ise, stres, destek yapılara iletildiğinden dolayı, stres miktarında minimum seviyede artış görülmüştür.



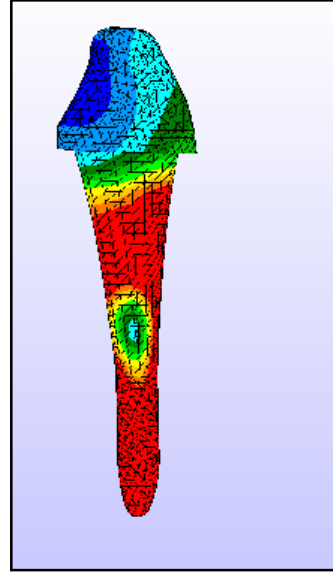
Şekil 4.24. K-2, POS, AU



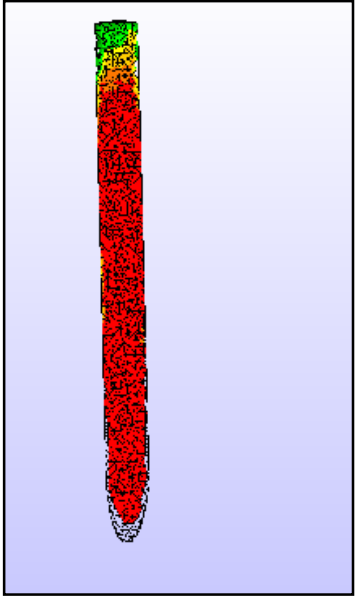
Şekil 4.25. K-2, POS, KF



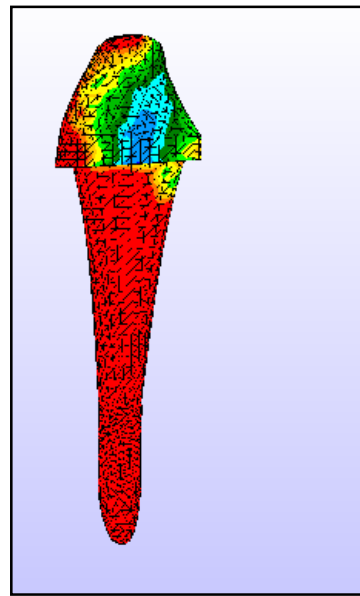
Şekil 4.26. K-2, POS, CF



Şekil 4.27. K-2, POS, PF



Şekil 4.28. K-2, POS, Tİ

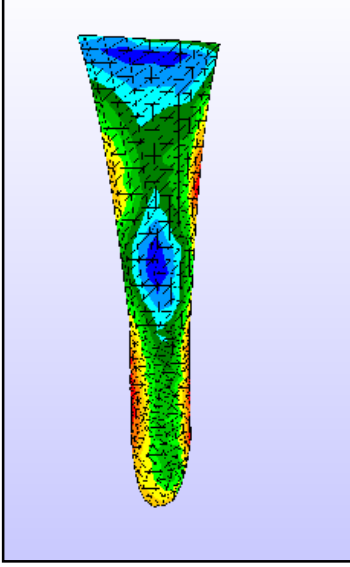


Şekil 4.29. K-2, POS, ZR

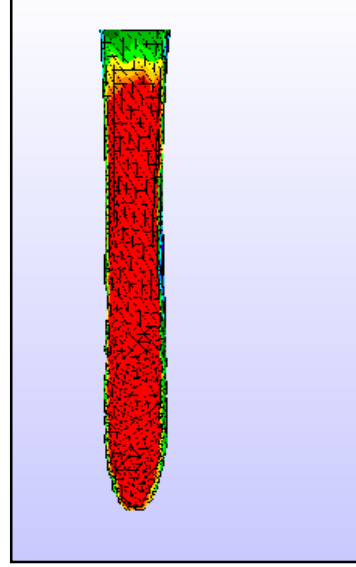
4. 1. 2. 3. Siman Tabakasında Oluşan Stresler (SOS)

Siman tabakasında oluşan stresler değerlendirildiğinde en yüksek değer ZR post kullanılan modelde 101 MPa olarak ölçülmüştür. İkinci en yüksek değer ise

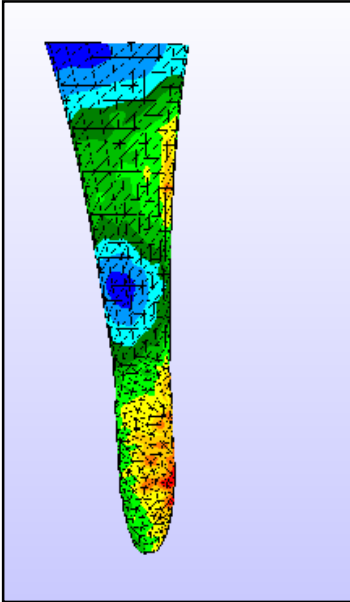
KF post kullanılan modelde 64.7 MPa tespit edilmiştir. KF post kullanılan modelde siman tabakasındaki stres miktarı, K-1'den farklı olarak AU ve prefabrike Tİ postlardan fazla bulunmuştur.



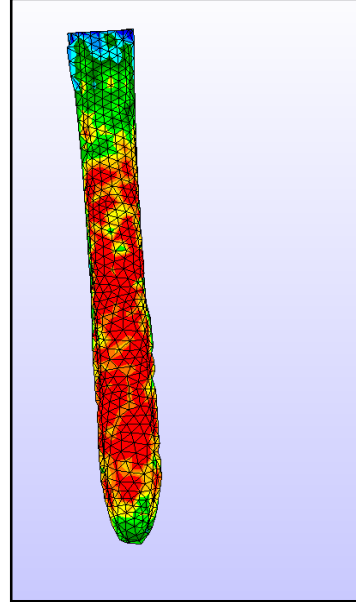
Şekil 4.30.a. K-2, SOS, AU



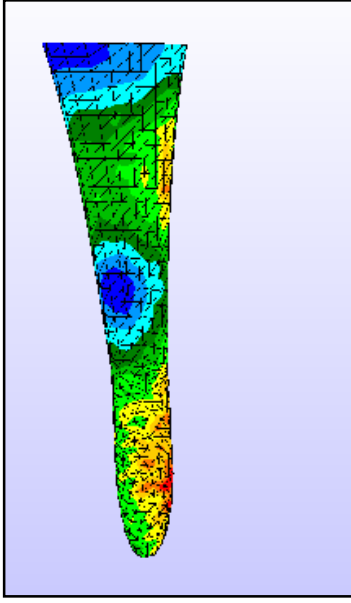
Şekil 4.30.b. K-2, SOS, STK, AU



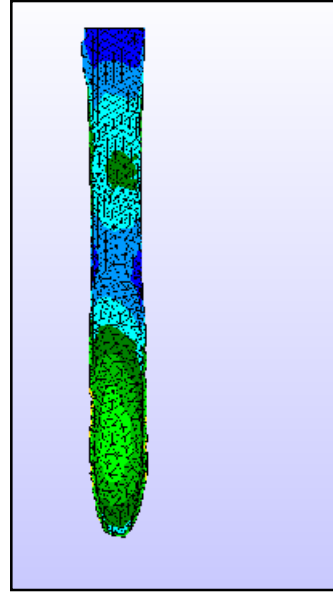
Şekil 4.31.a. K-2, SOS, KF



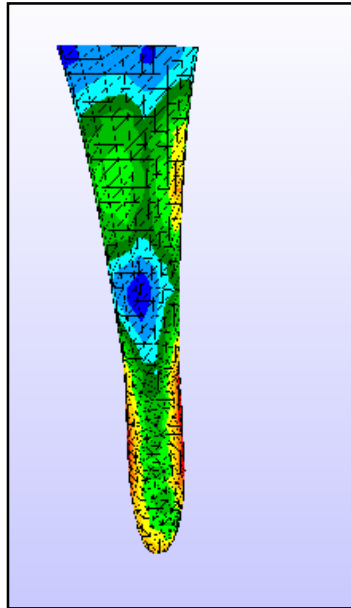
Şekil 4.31.b. K-2, SOS, STK, KF



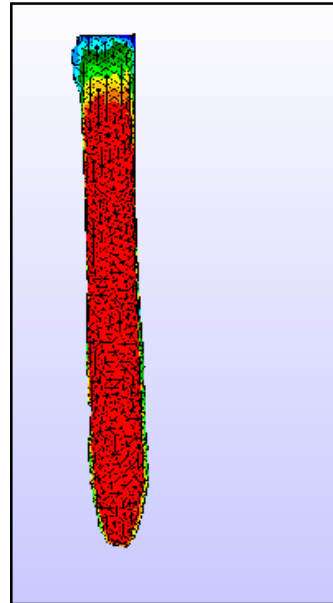
Şekil 4.32.a. K-2, SOS, CF



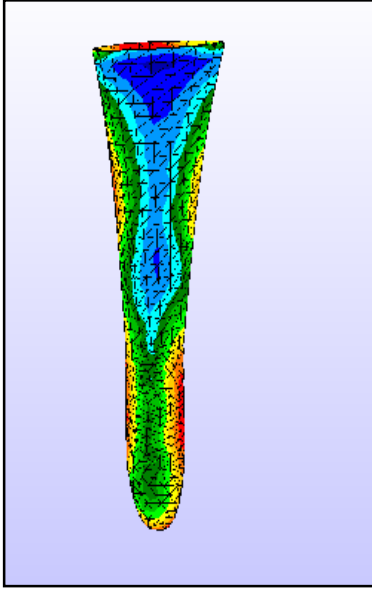
Şekil 4.32.b. K-2, SOS, STK, CF



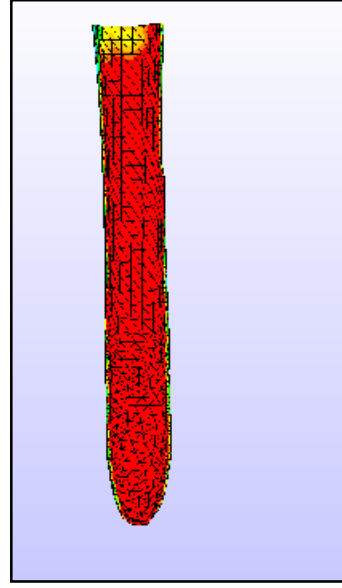
Şekil 4.33.a. K-2, SOS, Ti



Şekil 4.33.b. K-2, SOS, STK, Ti



Şekil 4.34.a. K-2, SOS, ZR



Şekil 4.34.b. K-2, SOS, STK, ZR

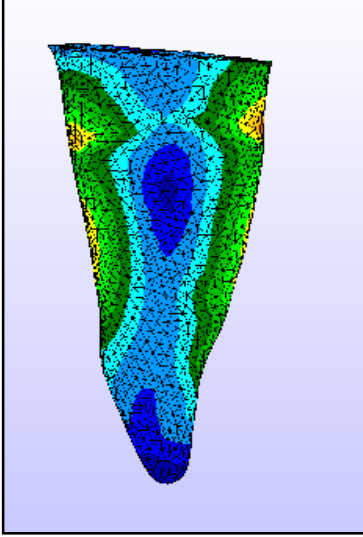
Farklı klinik senaryolar için (K-1,K-2) gerçekleştirilen stres analizlerinde, oluşan maksimum stres miktarlarının değerlendirilmesinin yanında, modelleri oluşturan yapılar ve sistemin tümünde oluşan streslerin dağılım ve yoğunlaşmalarının değerlendirilmesi de önemlidir. Farklı seviyelerdeki kök dentin kaybını temsilen oluşturulan modellerle gerçekleştirilen stres analizlerinde, fiber postların kullanıldığı modellerde, streslerin dişin kole bölgesinde fazla miktarda yoğunlaştığı tespit edilmiştir. Özellikle fiber içeren postlarda, sisteme gelen streslerin post tarafından karşılanmadığı ve büyük ölçüde dişe iletildiği görülmüştür. Buna bağlı olarak, bağlantı bölgesinde siman tabakası ve fiber postlar arasında stresin minimum seviyede olduğu görülmüştür.

4. 1. 3. Klinik Senaryo 3 (K-3)

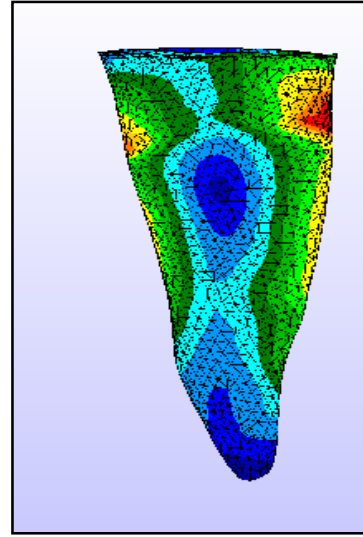
4. 1. 3. 1. Dentinde Oluşan Stresler (DOS)

K-3 için, dentin dokusunda en düşük stres değerleri, tek parça post-kor uygulamalarında gözlenmiştir. En düşük değer olan 49 MPa, ZR post kullanılan modelde saptanmıştır. Bunu 54.2 MPa ile döküm AU post-kor uygulaması takip

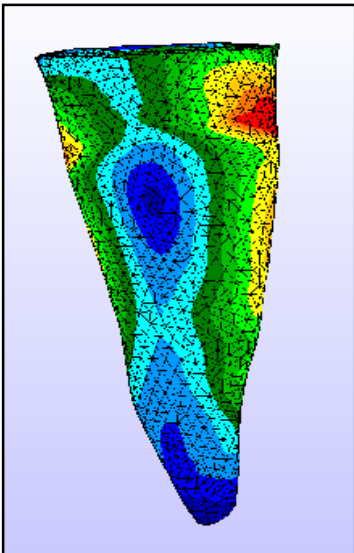
etmiştir. Bu iki değer de, prefabrike Tİ ve fiber postların kullanıldığı modellerden elde edilen verilerden çok daha düşüktür. Ti post için 64.6 MPa, PF için 62.6 MPa, CF ve KF için 67.2 MPa değerler kaydedilmiştir. Diş yapısının, K-1 ve K-2'ye göre daha zayıf modellendiği K-3'te, CF postların ve KF postların kullanıldığı modellerde kole kırıklarının oluşabileceği öngörülmüştür. Diğer taraftan, rijit postların (AU,ZR) kullanıldığı modellerde ise olumlu sonuçlar tespit edilmiştir.



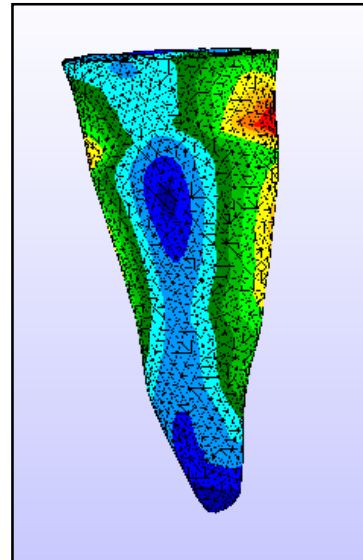
Şekil 4.35. K-3, DOS, AU



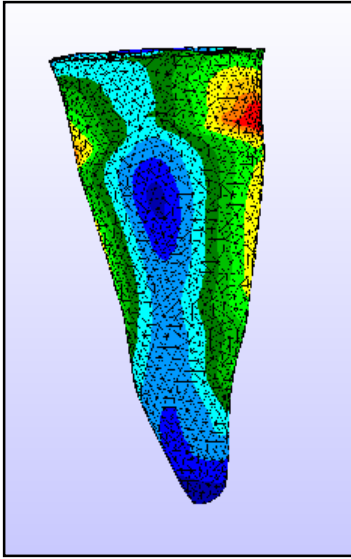
Şekil 4.36. K-3, DOS, KF



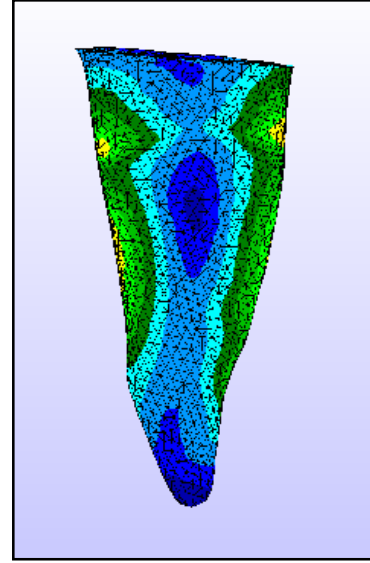
Şekil 4.37. K-3, DOS, CF



Şekil 4.38. K-3, DOS, PF



Şekil 4.39. K-3, DOS, Ti

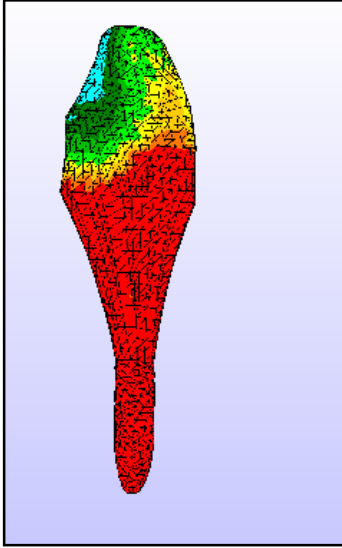


Şekil 4.40. K-3, DOS, ZR

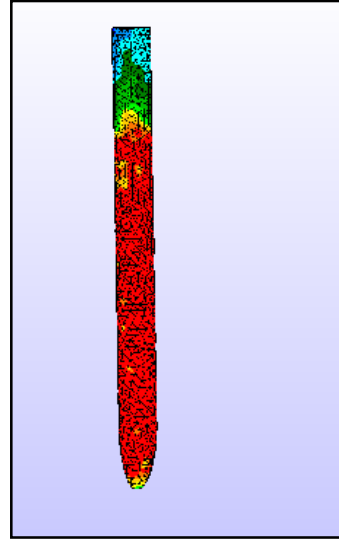
4. 1. 3. 2. Post Materyalinde Oluşan Stresler (POS)

Prefabrike Tİ, döküm AU ve tek parça ZR post-kor uygulamalarında, fiber postlara göre, post materyal yapısında çok daha iyi bir stres dağılımı olduğu görülmüştür. Analizlerde rijit yapıdaki postların (AU,Tİ,ZR), stresin önemli bir kısmını karşıladığı ve diş yapısında özellikle K-3 için dişin en zayıf yeri olan kole bölgesinde, en az düzeyde stres oluşturduğu gözlenmiştir. En az stres ise tek parça ZR post-kor kullanılan modellerin analizinde tespit edilmiştir. Ancak rijit post kullanılan modellerde (AU,Tİ,ZR) oluşan streslerin post materyali ve kanal dentin duvarları arasındaki bağlantı bölgesinde yoğunlaştığı belirlenmiştir. Buna göre rijit postların kullanıldığı modellerde, sistemde görülecek başarısızlıkların, siman tabakasında çatlama, kopma şeklinde olacağı öngörülmüştür.

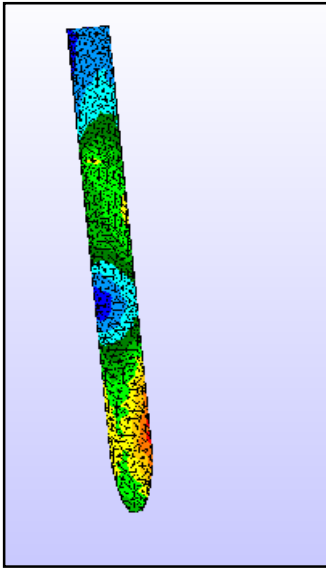
K-3'te post materyallerinde oluşan en düşük stres değeri 11.9 MPa ile CF post kullanılan modellerde tespit edilmiştir. KF kullanılan modellerde 72.7 MPa, Tİ kullanılan modellerde 79.4 MPa ve AU post kullanılan modellerde 86.2 MPa'lık değerler elde edilmiştir. K-3'te post materyallerinde oluşan en yüksek değer ZR post-kor uygulanan modelde tespit edilmiştir. Bu değer ise 184 MPa'dır.



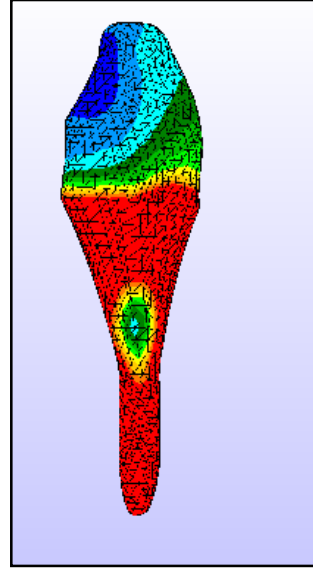
Şekil 4.41. K-3, POS, AU



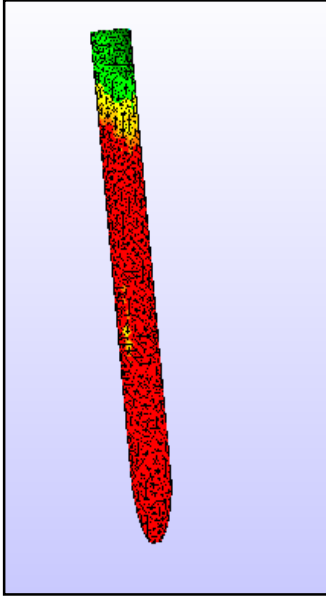
Şekil 4.42. K-3, POS, KF



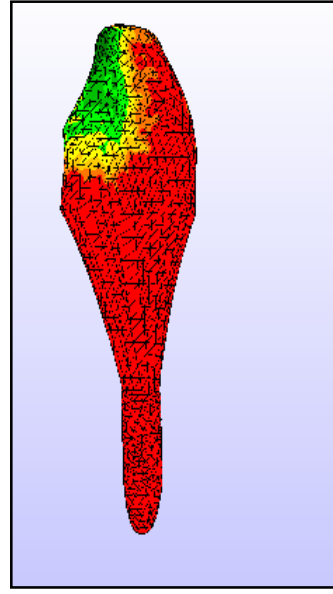
Şekil 4.43. K-3, POS, CF



Şekil 4.44. K-3, POS, PF



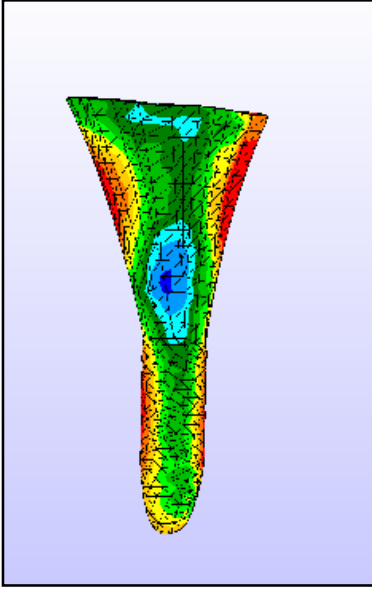
Şekil 4.45. K-3, POS, Ti



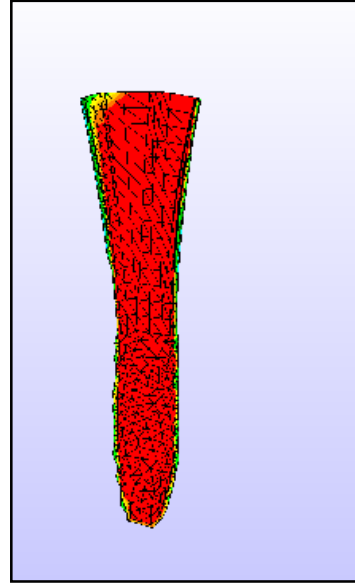
Şekil 4.46. K-3, POS, ZR

4. 1. 3. 3. Siman Tabakasında Oluşan Stresler (SOS)

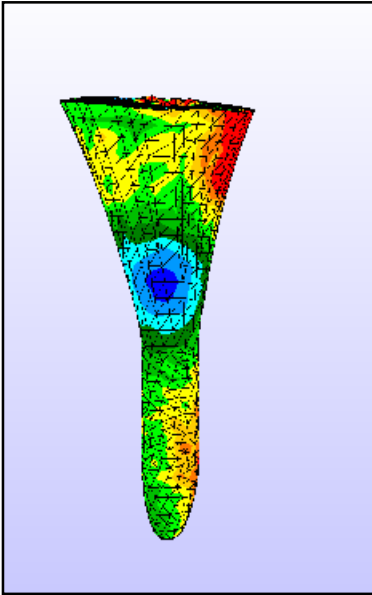
K-3'te, rijit yapıda post materyali (AU,Tİ,ZR) kullanılan modellerde oluşan streslerin, post materyali ve kanal dentin duvarları arasındaki bağlantı bölgesinde yoğunlaştığı belirlenmiştir. Siman tabakasında oluşan en düşük stres değeri CF post kullanılan modelde 24.2 MPa olarak tespit edilmiştir. Farklı post materyalleri için siman tabakasında oluşan stres değerleri artan sırayla; KF için 43 MPa, Tİ için 54 MPa, AU için 57.9 MPa ve ZR için 118 MPa'dır. K-3'e benzer durumlarda özellikle rijit yapıdaki post materyallerinin siman tabakasında yüksek düzeyde stres oluşturduğu görülmüştür. Oluşan bu streslerin siman tabakasında kopma veya çatlama oluşturabileceği öngörülmektedir.



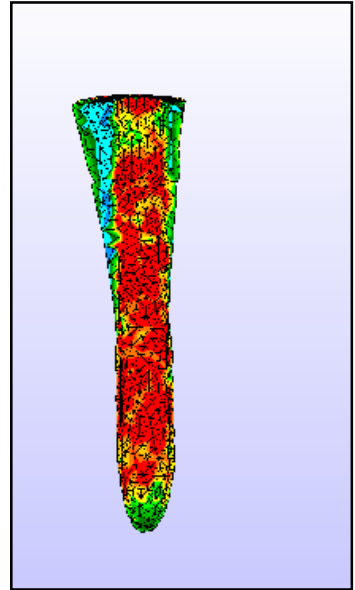
Şekil 4.47.a. K-3, SOS, AU



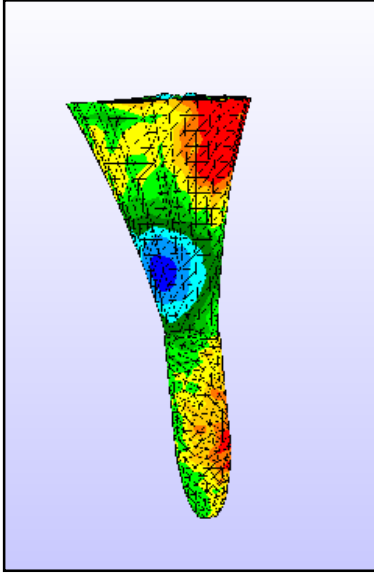
Şekil 4.47.b K-3, SOS, STK, AU



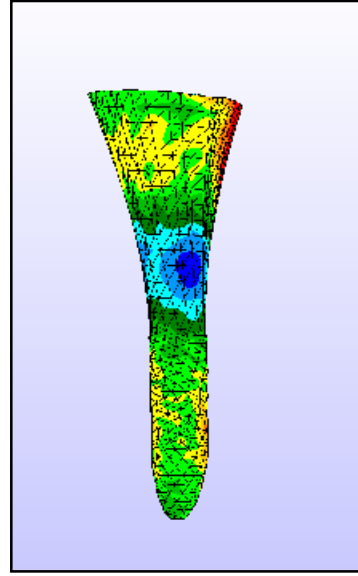
Şekil 4.48.a. K-3, SOS, KF



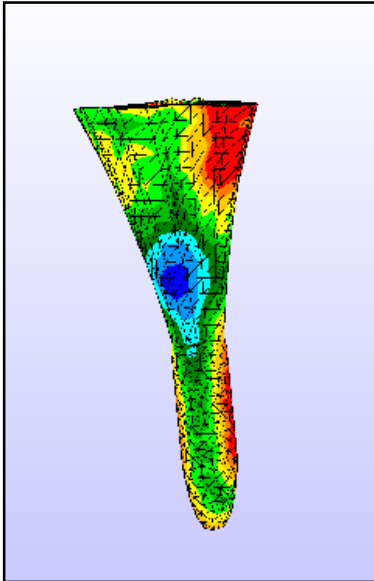
Şekil 4.48.b K-3, SOS, STK, KF



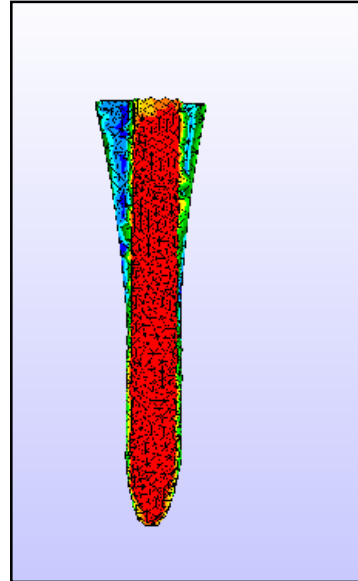
Şekil 4.49.a. K-3, SOS, CF



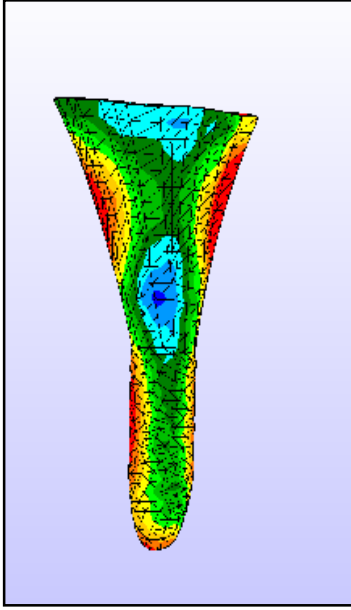
Şekil 4.49.b K-3, SOS, STK, CF



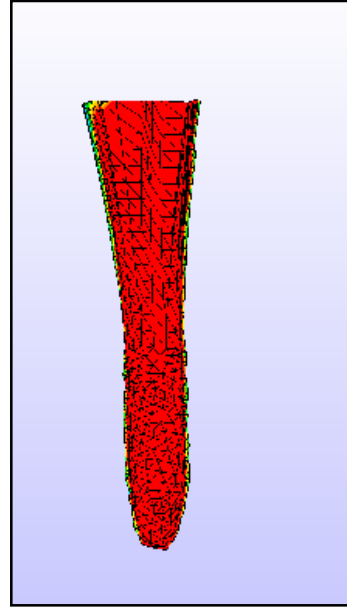
Şekil 4.50.a. K-3, SOS, Ti



Şekil 4.50.b K-3, SOS, STK, Ti



Şekil 4.51.a. K-3, SOS, ZR



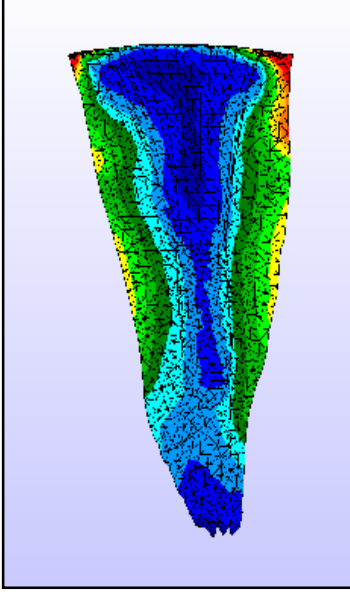
Şekil 4.51.b K-3, SOS, STK, ZR

4. 1. 4. Klinik Senaryo 4 (K-4)

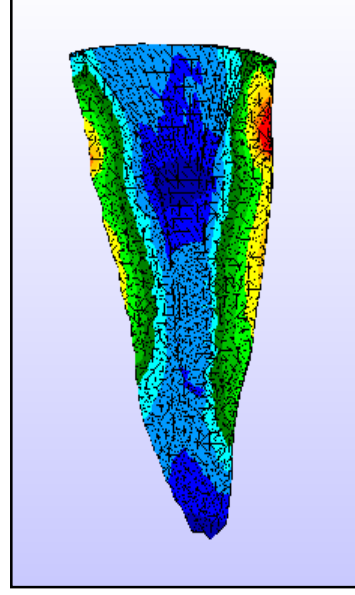
4. 1. 4. 1. Dentinde Oluşan Stresler (DOS)

K-4'te dentin tabakasında tespit edilen maksimum stres değerleri, K-3'te tespit edilen değerlere göre farklılık göstermiştir. En belirgin farklılıklar, AU ve ZR tek parça post-korların kullanıldığı modellerde dentin tabakasında gözlenmiştir. K-4'te AU ve ZR postların kullanıldığı modellerde, dentin tabakasında kaydedilen en yüksek stres değerleri, K-3'te kaydedilen değerlerin yaklaşık olarak 2 katıdır. En yüksek stres değerleri ZR ve AU tek parça post korların kullanıldığı modellerde 109 MPa olarak tespit edilmiştir. ZR ve AU post korların uygulandığı modellerde stresin özellikle basamak bölgesinde yoğunlaştığı gözlenmiştir. En düşük stres değeri ise PF kullanılan grupta 56.6 MPa olarak ölçülmüştür. Bu değeri 59 MPa ile prefabrike Tİ post ve 61.4 MPa ile KF post ve 61.5 MPa ile CF post takip etmiştir. Stres dağılımları açısından değerlendirildiğinde, dişin en zayıf yeri olan kole bölgesinde en düşük stres oluşumu, PF post uygulanan modellerde tespit edilmiştir. Döküm AU ve tek parça ZR kullanılan modellerde ise, bukkal ve lingual basamak bölgesinde stres yoğunlukları dikkat çekmiştir. Yüksek olan stres

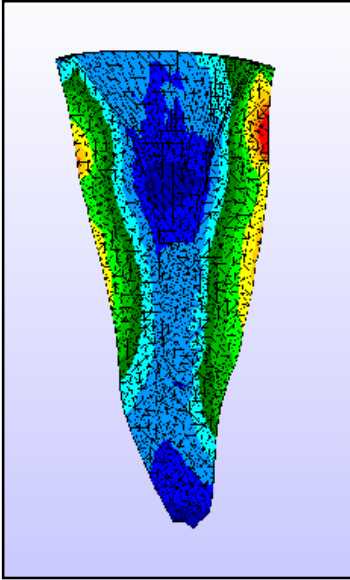
değerlerinin, restore edilen dişin çok zayıf olan kole bölgesinde K-4 için basamak çevresinde kole kırıklarına neden olabileceği öngörülmüştür.



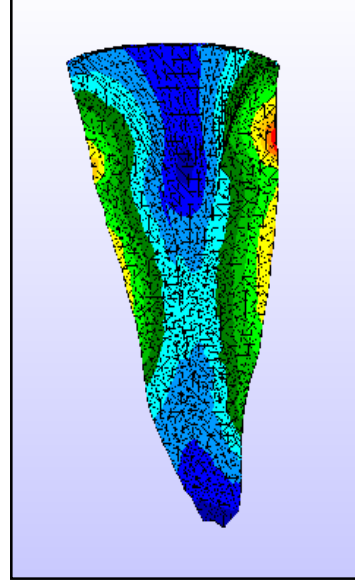
Şekil 4.52. K-4, DOS, AU



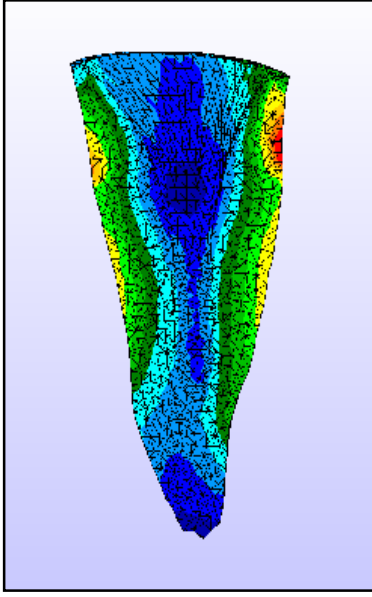
Şekil 4.53. K-4, DOS, KF



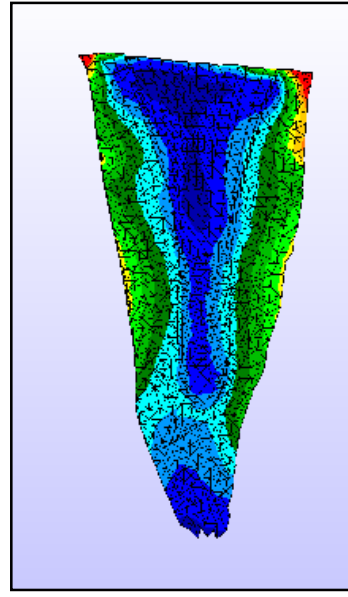
Şekil 4.54. K-4, DOS, CF



Şekil 4.55. K-4, DOS, PF



Şekil 4.56. K-4, DOS, Ti

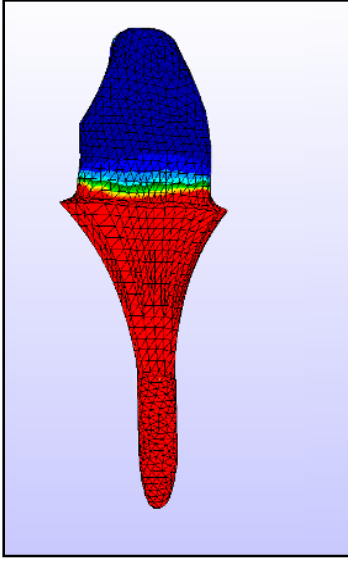


Şekil 4.57. K-4, DOS, ZR

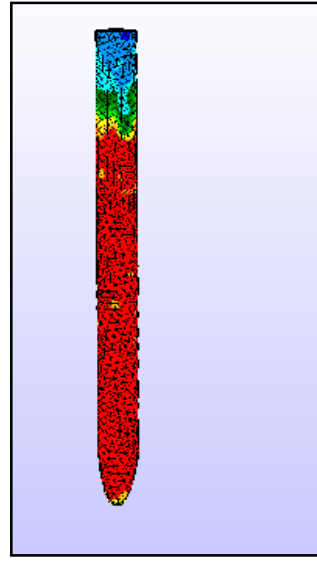
4. 1. 4. 2. Post Materyalinde Oluşan Stresler (POS)

K-4'te post materyallerinde oluşan stresler K-3'te tespit edilen değerlere göre fazla değişiklik göstermemiştir. CF, KF, AU ve ZR postlarda hemen hemen aynı kalmış, Tİ ve PE postlarda ise bir miktar artış gözlenmiştir.

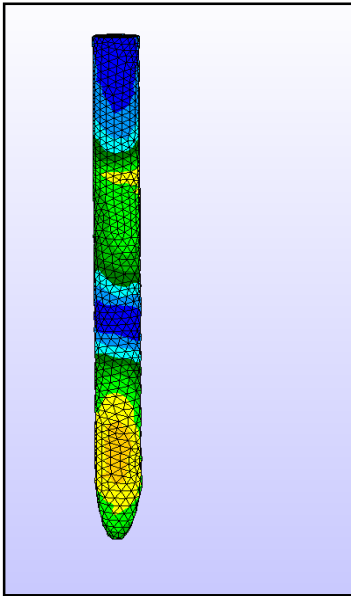
K-4'te post materyallerinde oluşan stres değerleri artan sırayla; CF 11.9 MPa, PE 29.7 MPa, KF 72.4 MPa, Tİ 83.9 MPa, AU 85.3 MPa ve ZR 182 MPa olacak şekilde tespit edilmiştir. Rijit yapıdaki post materyallerinin (AU,Tİ,ZR) oluşan stresleri kendi içinde tolere ettiği görülmüştür.



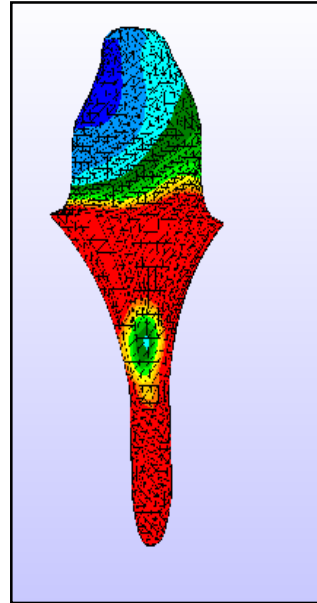
Şekil 4.58. K-4, POS, AU



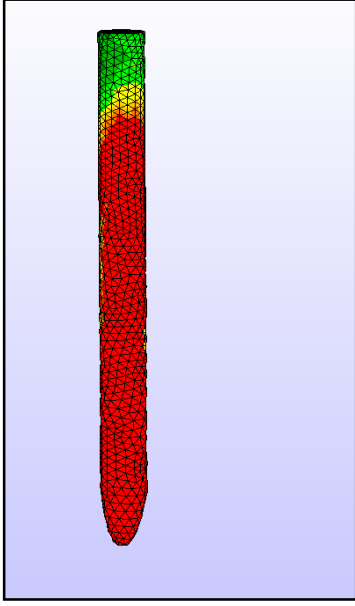
Şekil 4.59. K-4, POS, KF



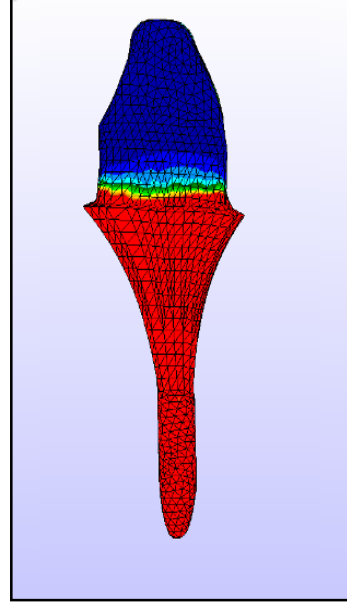
Şekil 4.60. K-4, POS, CF



Şekil 4.61. K-4, POS, PF



Şekil 4.62. K-4, POS, Ti

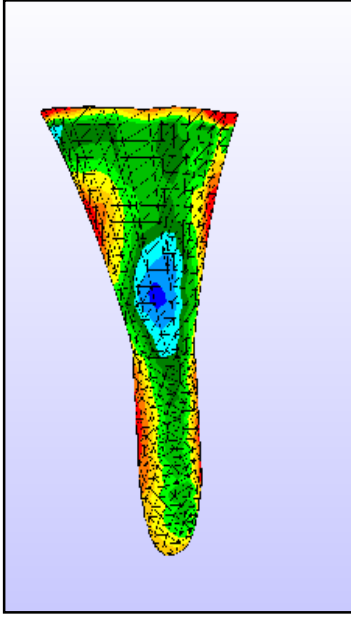


Şekil 4.63. K-4, POS, ZR

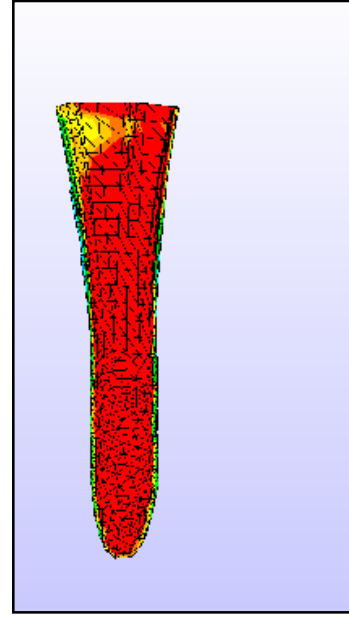
4. 1. 4. 3. Siman Tabakasında Oluşan Stresler (SOS)

K-3 ile karşılaştırıldığında, K-4'te siman tabakasında oluşan stresler değerlendirildiğinde; KF, ZR, Tİ ve AU postların kullanıldığı modellerde değerlerin hemen hemen değişmediği gözlenmiştir. CF kullanılan modellerde ise stres değerinde önemli bir artış tespit edilmiştir.

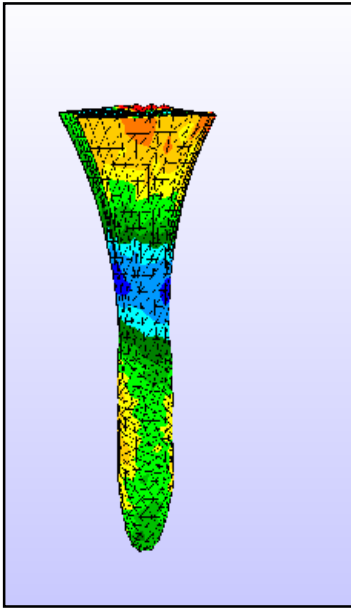
K-4 için post materyalleri ile dentin kanal duvarları arasındaki siman tabakasında en yüksek stres değeri ZR post uygulanan modellerde 116 MPa'dır. Bu değeri azalan sırayla; AU post için 56.7 MPa, Tİ post için 56 MPa, KF post için 43.2 MPa ve CF post için 35.2 MPa'lık stres değerleri izlemektedir. Daha rijit yapıdaki post materyallerinin kullanıldığı gruplarda, fiber postlara kıyasla siman tabakasında daha yüksek stresler oluşmuştur.



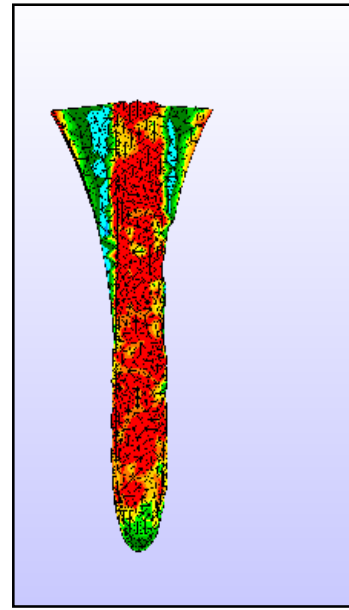
Şekil 4.64.a K-4, SOS, AU



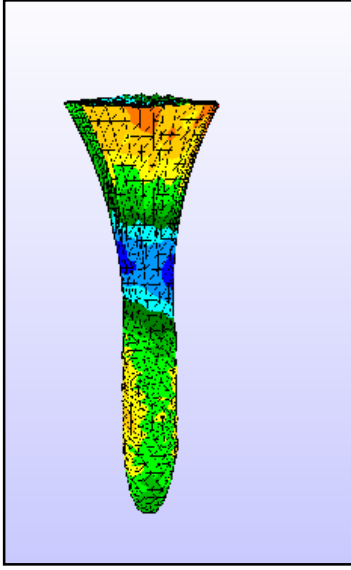
Şekil 4.64.b K-4, SOS, STK, AU



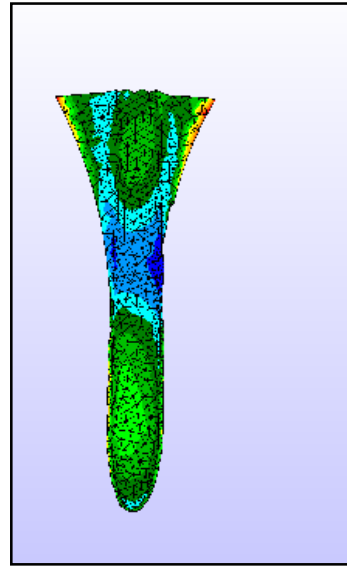
Şekil 4.65.a K-4, SOS, KF



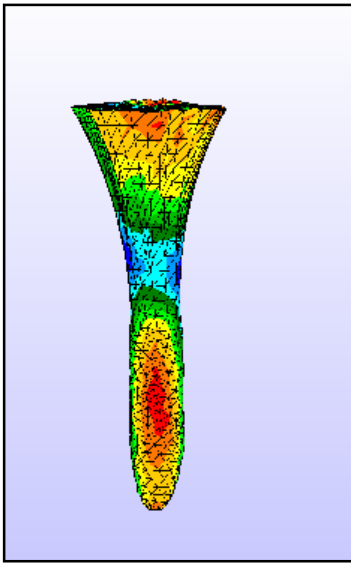
Şekil 4.65.b K-4, SOS, STK, KF



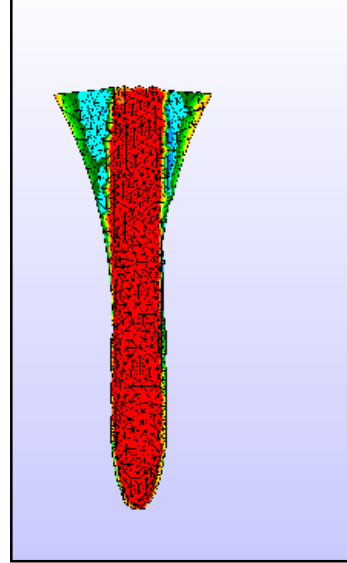
Şekil 4.66.a K-4, SOS, CF



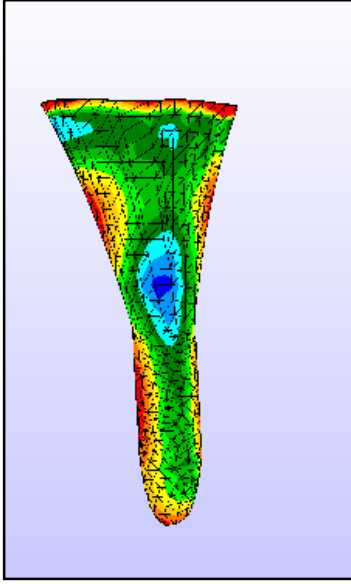
Şekil 4.66.b K-4, SOS, STK, CF



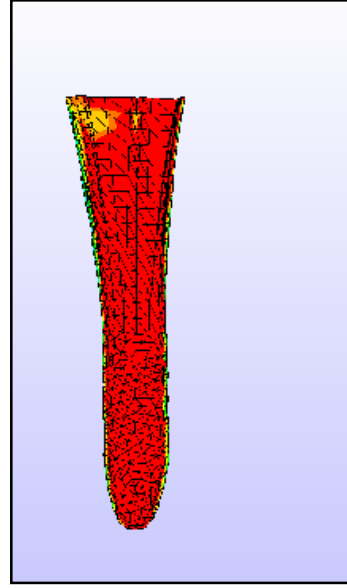
Şekil 4.67.a K-4, SOS, Ti



Şekil 4.67.b K-4, SOS, STK, Ti



Şekil 4.68.a K-4, SOS, ZR



Şekil 4.68.b K-4, SOS, STK, ZR

Tek parça AU ve ZR postların kullanıldığı modellerde, K-3. ve K-4'te post yapısında ve siman tabakasındaki maksimum stres değerlerinin çok yakın olduğu fakat dentindeki maksimum stres değerlerinin iki katına çıktığı belirlenmiştir. Fiber post ve prefabrike Tİ kullanılan modellerde ise dentindeki maksimum stres değerleri K-4'te düşmüştür. Fiber postlarda siman tabakasındaki maksimum stres değerleri elastisite modülü düşük olan postlarda daha fazla gerçekleşmiştir. CF postlar için önemli bir artış gözlenirken, KF post kullanılan modellerde az düzeyde artış gözlenmiştir.

4. 2. Yorulma Deneyi Sonuçları (YDS)

Farklı miktarlarda kanal dentin kaybını temsil eden 4 ayrı klinik senaryo için, alt birinci küçükazı dişinin restorasyonunda, 6 farklı post materyali kullanılmış ve dinamik yük uygulamasındaki olduğu gibi toplam 24 ayrı model oluşturulmuştur. Oluşturulan bu modellere ayrı ayrı yorulma deneyleri gerçekleştirilmiştir. Deney sonuçları; post-kor uygulamasıyla restore edilmiş sistemde, klinik başarısızlığın görüldüğü yükleme siklusu sayısını (KBSS) göstermektedir.

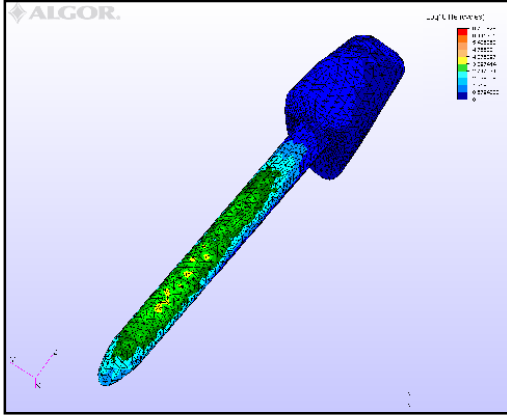
Yorulma deneyi sonuçlarına göre, tüm klinik senaryolar için en yüksek KBSS değeri CF post kullanılan modellerde tespit edilmiştir. İkinci en yüksek KBSS değeri ise PF kullanılan modellerde saptanmıştır. Çalışmadaki en düşük KBSS değerleri, ZR ve AU postların kullanıldığı modellerde görülmüştür.

4. 2. 1. Klinik Senaryo 1 (K-1)

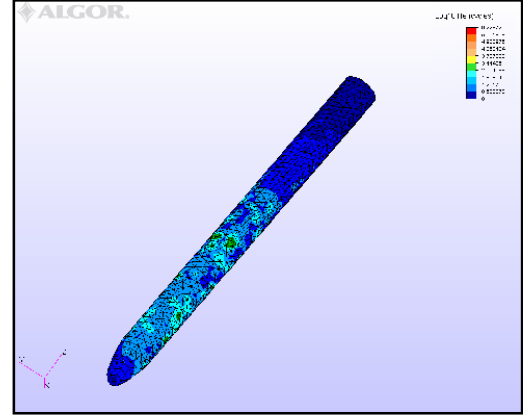
K-1 için tespit edilen en yüksek KBSS değeri, CF post kullanılan modellerde 7.2 milyon siklustur. Bu değeri 6.2 milyon ile, PF post kullanılan modeller takip etmiştir. En düşük KBSS değerleri; 1.19 milyon ile ZR, 1.54 milyon ile Tİ ve 1.69 milyon siklus sayısı ile KF kullanılan modellerde tespit edilmiştir. Aşağıdaki tabloda (Tablo 4.2) K-1’de farklı post materyalleri uygulamasıyla restore edilmiş alt birinci küçükazı dişine uygulanmış yorulma analizinin sonuçları gösterilmiştir. Tabloda ayrıca KBSS değerleri, yıllık çiğneme sayısına bölünerek yaklaşık klinik başarı süreleri öngörülmüştür.

Tablo 4.2. K-1 için yorulma deneyi sonuçları

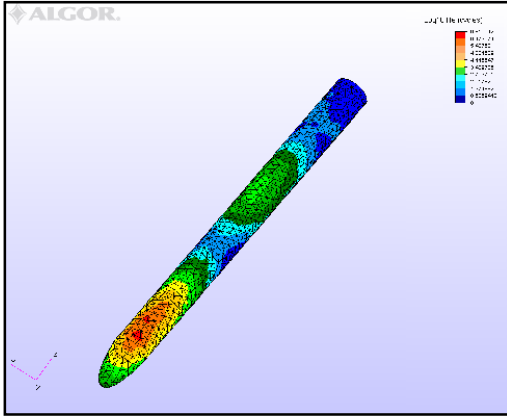
Post materyali	KBSS Değeri (milyon siklus)	Yaklaşık klinik başarı süresi (yıl)
AU	2,3	6
KF	1,69	4,4
CF	7,2	18,78
PF	6,2	16,17
Tİ	1,54	4
ZR	1,19	3,1



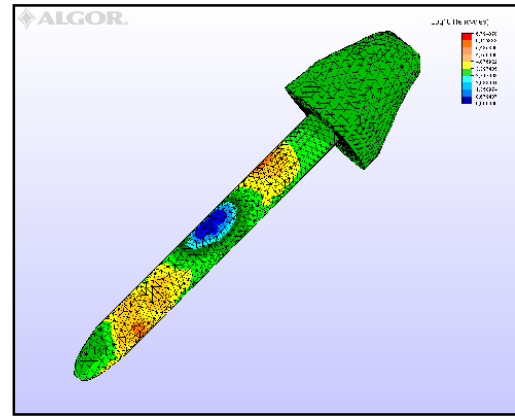
Şekil 4.69. K-1, YDS, AU



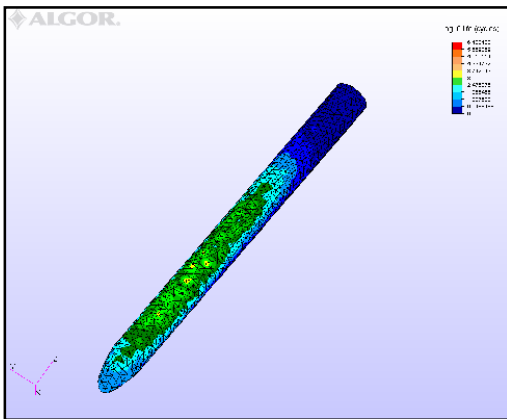
Şekil 4.70. K-1, YDS, KF



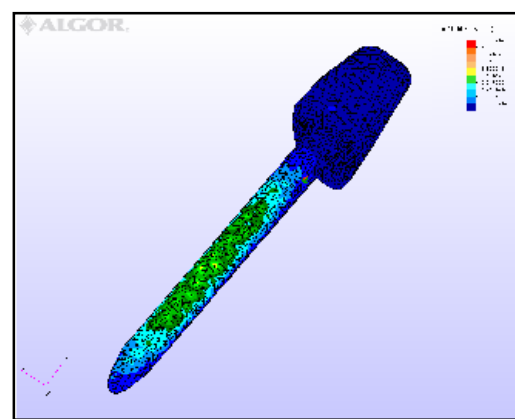
Şekil 4.71. K-1, YDS, CF



Şekil 4.72. K-1, YDS, PF



Şekil 4.73. K-1, YDS, Tİ



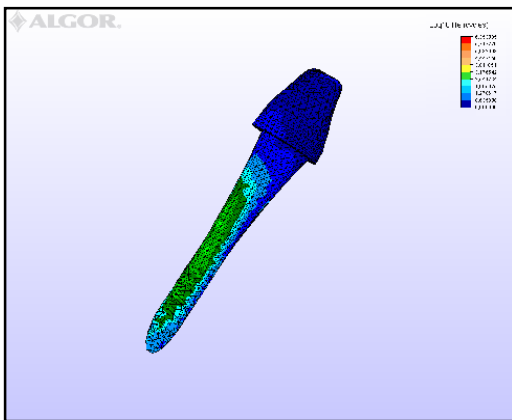
Şekil 4.74. K-1, YDS, ZR

4. 2. 2. Klinik Senaryo 2 (K-2)

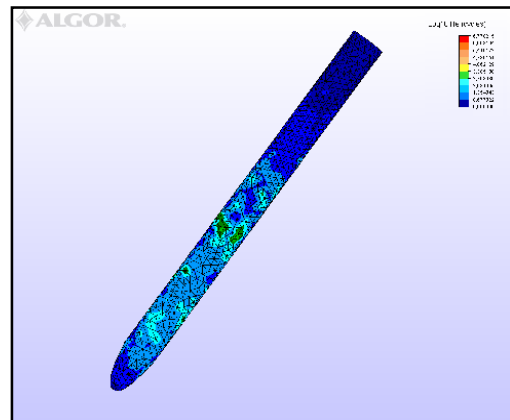
K-2 için tespit edilen en yüksek KBSS değeri, CF post kullanılan modellerde 7.2 milyon siklustur. İkinci en yüksek KBSS değeri ise, PF post uygulanmış modellerde 5.89 milyon siklustur. K-2 için en düşük KBSS değerleri; 1.54 milyon ile ZR post, 1.87 ile Tİ post ve 2.25 milyon siklus ile AU post kullanılan modellerde tespit edilmiştir. Aşağıdaki tabloda (Tablo 4.3), K-2’de farklı post materyalleri uygulamasıyla restore edilmiş alt birinci küçükazı dişine uygulanmış yorulma deneyinin sonuçları gösterilmiştir. Tabloda ayrıca KBSS değerleri, yıllık çiğneme sayısına bölünerek yaklaşık klinik başarı süreleri öngörülmüştür.

Tablo 4.3. K-2 için yorulma deneyi sonuçları

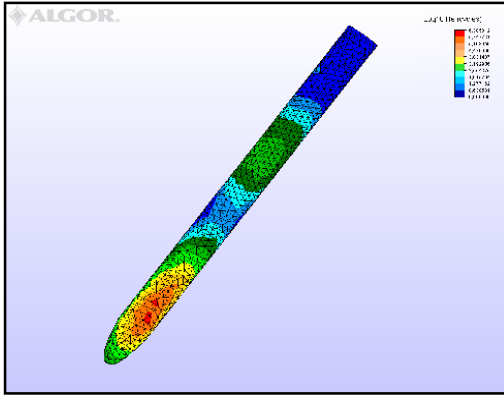
Post materyali	KBSS Değeri (milyon siklus)	Yaklaşık klinik başarı süresi (yıl)
AU	2,25	5,87
KF	2,4	6,26
CF	7,2	18,78
PF	5,89	15,36
Tİ	1,87	4,88
ZR	1,54	4,02



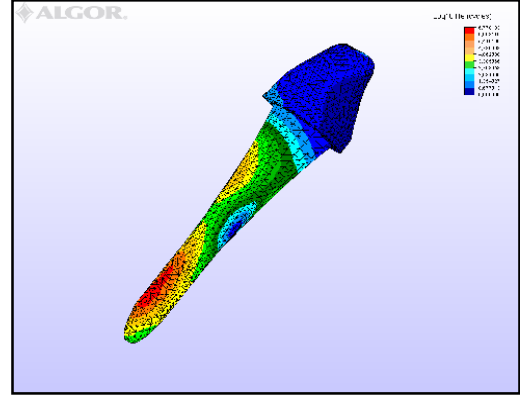
Şekil 4.75. K-2, YDS, AU



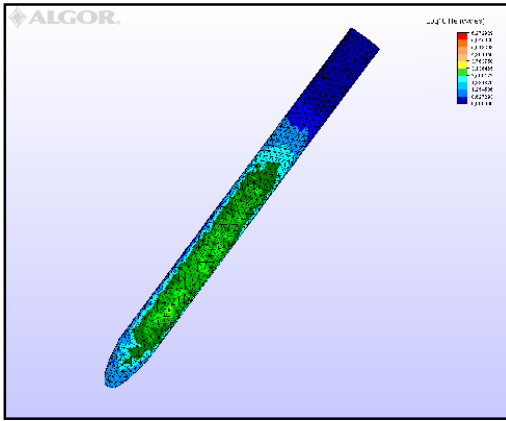
Şekil 4.76. K-2, YDS, KF



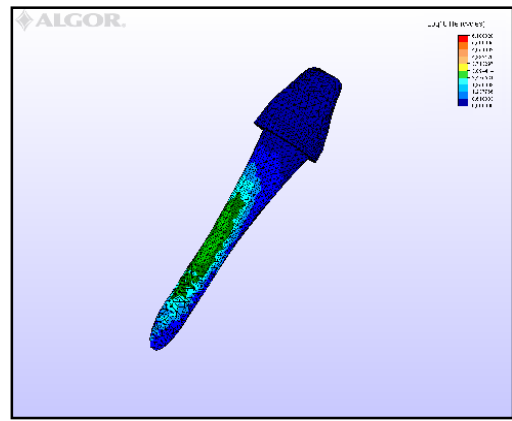
Şekil 4.77. K-2, YDS, CF



Şekil 4.78. K-2, YDS, PF



Şekil 4.79. K-2, YDS, Tİ



Şekil 4.80. K-2, YDS, ZR

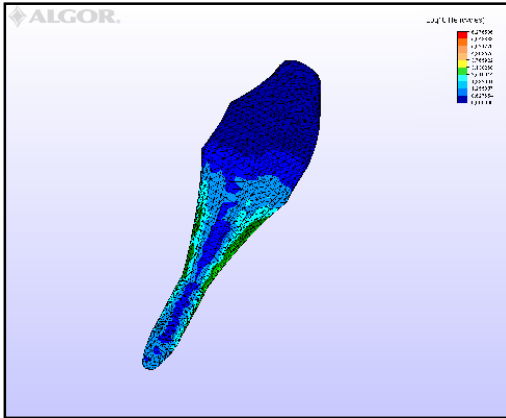
4. 2. 3. Klinik Senaryo 3 (K-3)

K-3 için tespit edilen en yüksek KBSS değeri, CF post uygulanmış modellerde 8.1 milyon siklustur. Tespit edilen ikinci en yüksek değer ise, PF post uygulanmış modellerde 6.45 milyon siklustur. K-3 için en düşük KBSS değerleri; 1.45 milyon siklus ile ZR post, 1.89 milyon siklus ile AU post ve 2.12 milyon siklus ile Tİ post uygulanmış modellerde tespit edilmiştir. Aşağıdaki tabloda (Tablo 4.4), K-3'te farklı post materyalleri uygulamasıyla restore edilmiş alt birinci küçükazı dişine uygulanmış yorulma deneyinin sonuçları gösterilmiştir. Tabloda ayrıca

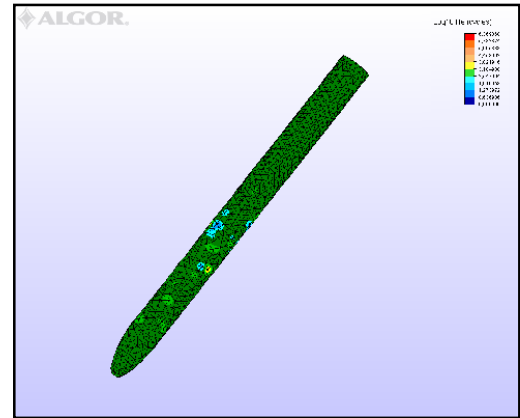
KBSS değerleri, yıllık çiğneme sayısına bölünerek yaklaşık klinik başarı süreleri öngörülmüştür.

Tablo 4.4. K-3 için yorulma deneyi sonuçları

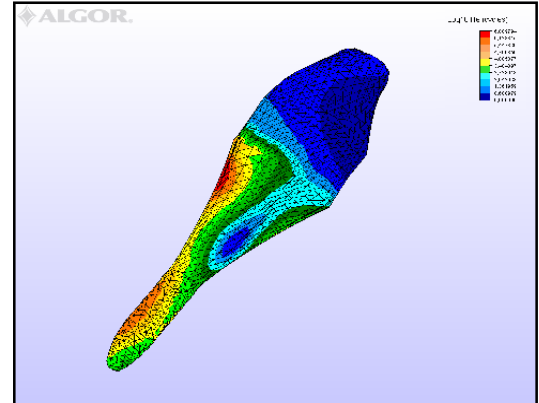
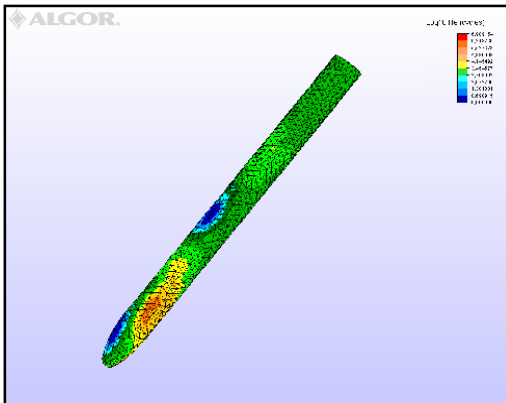
Post materyali	KBSS Değeri (milyon siklus)	Yaklaşık klinik başarı süresi (yıl)
AU	1,89	4,93
KF	2,34	6,1
CF	8,1	21,13
PF	6,45	16,83
Tİ	2,12	5,53
ZR	1,45	3,78



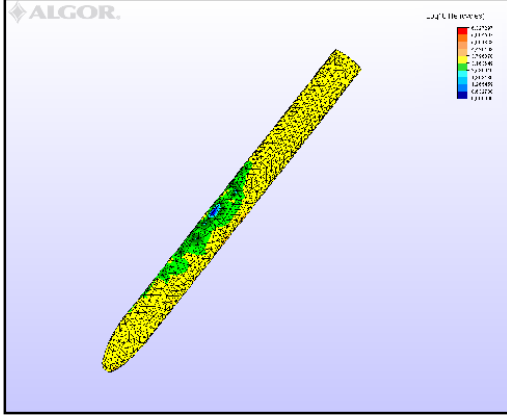
şekil 4.81. K-3, YDS, AU



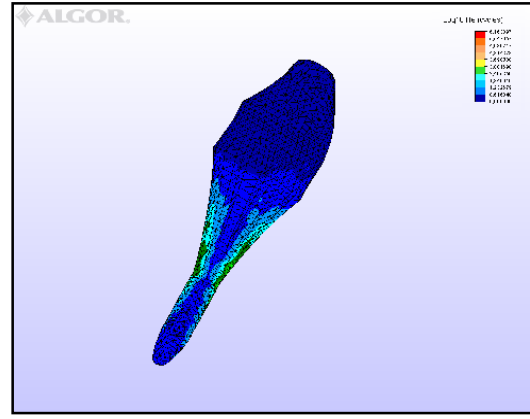
şekil 4.82. K-3, YDS, KF



Şekil 4.83. K-3, YDS, CF



Şekil 4.84. K-3, YDS, PF



Şekil 4.85. K-3, YDS, Tİ

Şekil 4.86. K-3, YDS, ZR

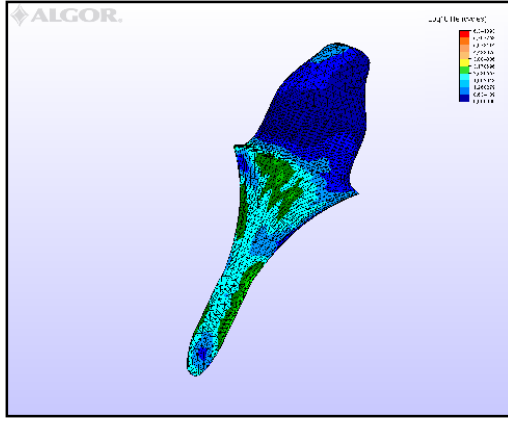
4. 2. 4. Klinik Senaryo 4 (K-4)

K-4 için tespit edilen en yüksek KBSS değeri, CF post uygulanmış modellerde 7.9 milyon siklustur. Tespit edilen ikinci en yüksek değer ise, PF post uygulanmış modellerde 7.2 milyon siklustur. K-3 için en düşük KBSS değerleri; 1.6 milyon siklus ile ZR post, 2.19 ile AU post, 2.4 ile Tİ post uygulanmış modellerde tespit edilmiştir. Aşağıdaki tabloda (Tablo 4.5), K-4'te farklı post materyalleri uygulamasıyla restore edilmiş alt birinci küçükazı dişine uygulanmış yorulma deneyinin sonuçları gösterilmiştir. Tabloda ayrıca KBSS değerleri, yıllık çiğneme sayısına bölünerek yaklaşık klinik başarı süreleri öngörülmüştür.

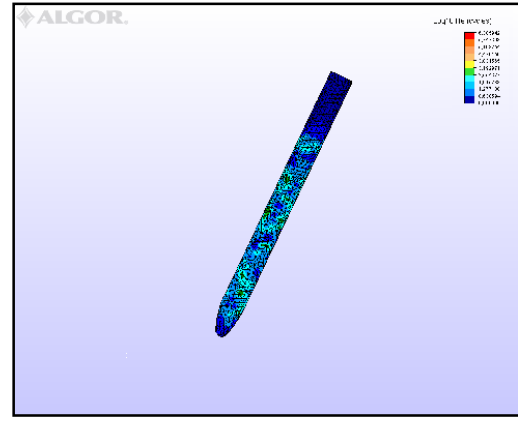
Tablo 4.5. K-4 için yorulma deneyi sonuçları

Post materyali	KBSS Değeri (milyon siklus)	Yaklaşık klinik başarı süresi (yıl)
AU	2,19	5,71
KF	2,8	7,3
CF	7,9	20,61

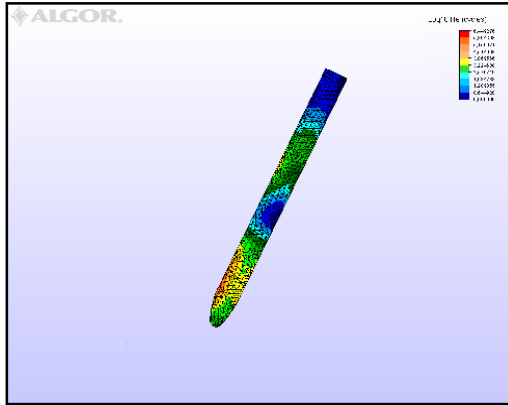
PF	7,2	18,78
Tİ	2,4	6,26
ZR	1,6	4,17



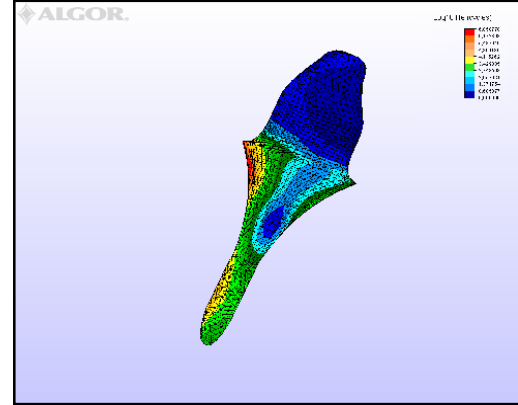
Şekil 4.87. K-4, YDS, AU



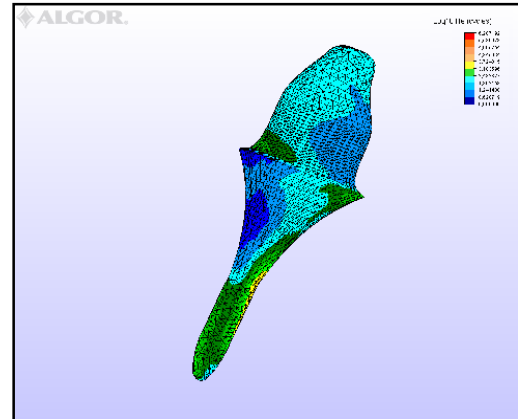
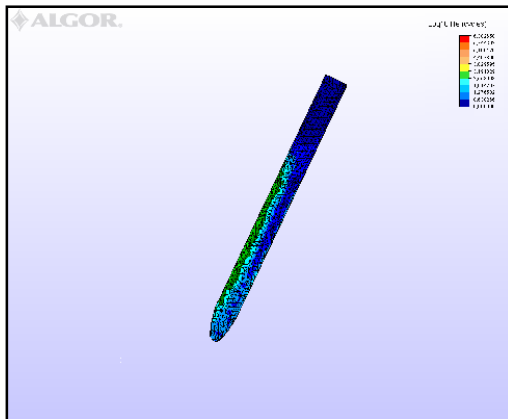
Şekil 4.88. K-4, YDS, KF



Şekil 4.89. K-4, YDS, CF



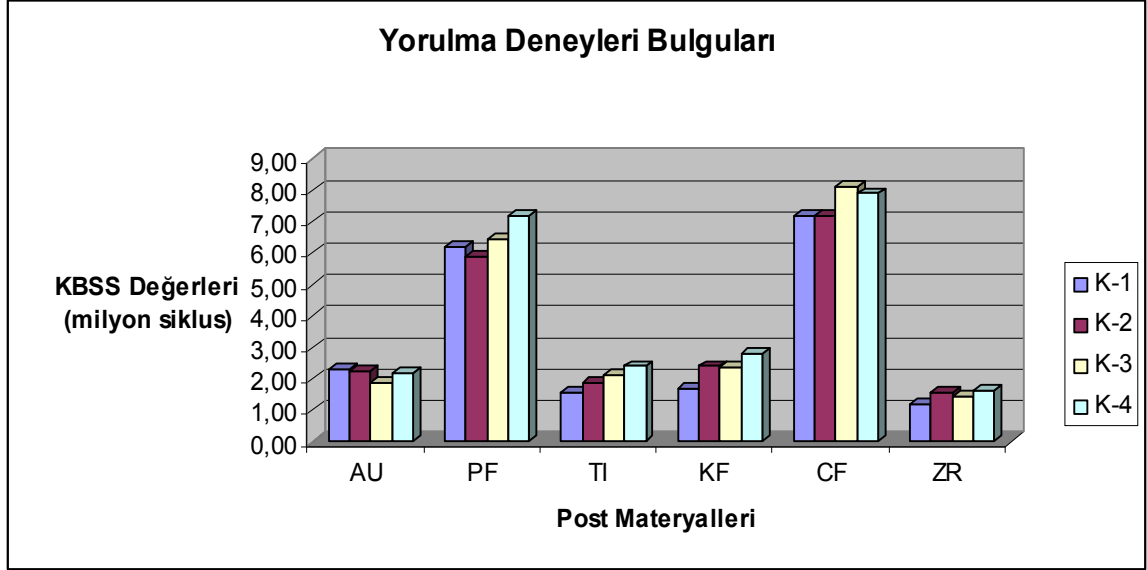
Şekil 4.90. K-4, YDS, PF



Şekil 4.91. K-4, YDS, Tİ

Şekil 4.92. K-4, YDS, ZR

Grafik 4.1. Yorulma deneyleri bulguları



5. TARTIŞMA

Bu çalışmada; farklı miktarlarda kök dentin kaybına uğramış, insan alt sağ 1.küçükazı dişi, farklı yapıdaki post-kor uygulamalarıyla restore edilmiştir. Stres analizleri ve yorulma deneyleri için, Rhinoceros 4.0 programı kullanılarak, 4 adet, farklı miktarda kök dentin kaybına uğramış alt birinci küçükazı dişine ait 3 boyutlu modeller oluşturulmuştur (klinik senaryo 1,2,3,4). Bu modeller; döküm altın post-kor, karbon fiber post kompozit kor, cam fiber post kompozit kor, polietilen fiber post kompozit kor, prefabrike titanyum post kompozit kor ve tek parça zirkonya post-kor uygulamalarıyla restore edilmiştir. Post-kor uygulamalarını takiben, modellere metal destekli porselen kron uygulanarak, modellerin restorasyonları tamamlanmıştır. Restorasyonları tamamlanan 3 boyutlu modellere, sonlu elemanlar stres analiz metodu kullanılarak, dişin uzun eksenine 45° açıyla(51,181), 1 Hz frekansta(189) 125 N'luk yük(51) uygulanarak, dinamik yükleme gerçekleştirilmiştir(190). Dinamik yükleme sonrasında tüm modeller için elde edilen veriler, Algor Fatigue Wizard programına yüklenerek her bir modeldeki post materyali için yorulma deneyleri gerçekleştirilmiştir. Dinamik yük uygulaması ve yorulma deneyleri sonucunda elde edilen veriler değerlendirilerek, farklı miktarlardaki kök dentin kayıpları sonucu, yapısı zayıflamış dişlerin restorasyonunda kullanılabilecek post-kor uygulamaları belirlenmiştir.

Endodontik tedavili dişler; çürükler, travma, aşınmalar, önceden yapılmış restorasyonlar, endodontik giriş kaviteleri ve kök kanal preparasyonu gibi nedenlerle madde kaybına uğramış ve zayıflamış dişlerdir(4,16). Bu dişlerin tedavisi ve yeniden fonksiyon görebilmesi için günümüze kadar çok sayıda yöntem uygulanmıştır(7,81). Günümüzde endodontik tedavili dişlerin restorasyonunda kullanılan en önemli ve en yaygın tekniklerden birisi post kor uygulamasıdır(4,16,85,195).

Post kor sistemleri temel olarak; tek parça halinde döküm post kor yapı veya prefabrike post üzerine; amalgam, kompozit rezin gibi materyallerin kor yapı olarak kullanıldığı iki parçalı sistemler olarak kullanılır(1,2,4,9,78). Döküm post-kor sistemlerde post materyali, prepare edilen dişin kanalından alınan ölçüye göre birebir uyumlu hazırlanır. Tek parça olduklarından post-kor sistemlerdeki bağlantı problemleri görülmez(79). Ölçü işlemi zaman alır ve tam seramik restorasyonlarda estetik problem oluştururlar. Tutuculukları sürtünmesel olarak yada yapıştırıcı ajanlarla sağlanır(79). Ancak, her iki tutuculuk türünün sağlanması için fazla miktarda preparasyon yapılması gerekir(9). Fazla miktarda preparasyon ise rezidüel dentinde aşırı stres oluşturarak, kök kırığına neden olabilir(9,37,112).

Post materyalinin, kök içinde kalan kısmının uzunluğu konusunda literatürde birçok farklı görüş mevcuttur(105,196,197). Araştırmacılar; postun kök içinde kalan fonksiyonel boyunun en az klinik kron uzunluğunda(196), kök uzunluğunun en az yarısı kadar ve mümkünse kökün üçte ikisi kadar(197), kron boyundan uzun ve apikal tıkanmayı bozmayacak şekilde olabildiğince uzun olması gerektiğini bildirmişlerdir(105). Literatürde, kök ucunda 3 mm'den daha az gutta perka bırakılmamasını, yeterli apikal tıkanmanın sağlanabilmesi için en az 4-5 mm gutta perka bırakılması gerektiği bildirilmiştir(27,28). Çalışmamızda kullanılacak post materyallerinin uzunluğu, 15 mm olacak şekilde modellenmiştir. Alt birinci küçükazı dişinin ortalama kron boyu 8.5 mm ve kök boyu da 14 mm'dir(177). Buna göre çalışmamızda, post materyallerinin boyu Stockton'ın(105) belirttiği kritere uygun olacak şekilde, kron boyundan uzun ve apikal tıkanmayı bozmayacak şekilde olabildiğince uzun yapıda modellenmiştir. Apikalde 4 mm gutta bırakılacak şekilde, tüm modellerde 10 mm'lik post derinliği oluşturulmuştur(105). Apikalde 4 mm'lik gutta perka bırakılarak oluşturulan modeller için bu değer, Abramovitz(27) ve Schwartz(28) tarafından apikal sızdırmazlık için bırakılması gereken, minimum gutta perka değeriyle aynıdır.

Günümüze kadar post kor uygulamalarında, çoğunlukla döküm post-korlar tercih edilmiştir(17,31,85). Ancak, uygulama için kanal dentin dokusundaki aşırı preparasyonun, dişte madde kaybına neden olduğu ve restore edilen dişin oklüzal kuvvetlere karşı dayanıklılığını azalttığı bildirilmiştir(106). Ancak bu konudaki diğer

linik çalışmalar, yeterli düzeyde kök dentini varlığında, döküm post-kor uygulanarak restore edilmiş dişlerin, fiber post uygulamalarına göre daha fazla kırılma dayanımı gösterdiğini belirtmektedir(58,59,132). Çalışmamızda, yeterli kök dentin desteğine sahip K-1 ve K-2'de, tek parça AU ve ZR post-kor uygulamalarının, fiber post uygulamalarına göre, dentin dokusunda daha az stres oluşturduğu tespit edilmiştir (Tablo 4.1). Ayrıca, elde edilen sonuçlara göre, ileri seviyede kök dentin kaybını gösteren K-4'te ise, tek parça AU ve ZR post-kor uygulamalarının fiber post uygulamalarına göre dentin dokusunda iki kat daha fazla stres oluşturduğu gözlenmiştir (Tablo 4.1). Çalışmamızın sonuçlarına göre, döküm post-kor (AU) uygulamalarının K-4'e benzer bir klinik duruma sahip dişlerde kullanımının, Isador ve arkadaşlarının(106) alışmasında da belirtildiği gibi sakıncalı olabileceği sonucuna varılmıştır. Aynı şekilde yine çalışmamızın sonuçlarına göre, yeterli kök dentin desteğine sahip dişlerde ise döküm post-kor yapıların (AU) kullanımının; Heydecke(132), Raygot(58) ve Hu(59) ve arkadaşlarının klinik çalışmalarında olduğu gibi avantajlı olabileceği gözlenmiştir.

Literatürde; döküm post-kor uygulamalarının, restorasyonun kırılma dayanımını arttırdığı(58,59,132), fakat diş aşırı yüke maruz kaldığında kök kırıklarına neden olduğu belirtilmiştir(37,112,141). Döküm post-korların kullanıldığı stres analiz çalışmalarında, restorasyona belirli bir kuvvet uygulandığında, streslerin döküm post-kor yapılar tarafından absorbe edildiği, ancak kökün apikal 1/3'nde yoğunlaştığı ve destek dokulara iletilmediği bildirilmiştir(17,18,20). Çalışmamızda da döküm post-kor uygulanan modellerde; streslerin post yapısında absorbe edildiği, apikal bölgede yoğunlaştığı ve evre dokulara fiber post uygulamalarına kıyasla daha az iletildiği görülmüştür. Bu sonuç döküm post-kor yapıların kullanıldığı sonlu elemanlar stres analiz çalışmalarının sonuçlarını desteklemektedir(17,18,20). Sonlu elemanlar stres analiz çalışmalarında tespit edilen apikal bölgedeki stres yoğunluğu(17,18,20), in vitro çalışmalarda döküm post-kor uygulanarak restore edilmiş dişlere aşırı yük uygulandığında görülen kök kırıkları oluşumunu açıklayabilir(37,112,141). Döküm post-kor uygulamalarında görülen kök kırığı oluşumu gibi klinik başarısızlıkların(37,112,141), fiber post uygulamalarında görülen klinik başarısızlıklara göre daha dramatik olduğu

bildirilmiştir(34). Buna neden olarak, döküm post-kor materyallerinin yüksek elastisite modülüs değerleri gösterilmektedir(9,80)(Tablo 3.3).

Döküm post-kor yapısında, farklı materyaller kullanılabilir. Paslanmaz çelik, nikel krom alaşımı ve altın alaşımları en sık kullanılan materyallerdir(9,16,29,101,114). Çalışmamızda, döküm post materyali olarak, Maceri(9) ve Asmussen(20) ve arkadaşlarının çalışmaları da kullanılan, ILOR56 altın alaşımına ait mekanik değerlerin kullanımı tercih edilmiştir(9,20)(Tablo 3.3). Özellikle, farklı döküm post-kor materyalleri ile kıyaslandığında, altın alaşımlarının elastisite modüllerinin daha düşük olduğu görülmektedir(17)(Tablo 3.3). Pierrisnard ve arkadaşları(198), rijit yapıdaki postların kullanımının dentin dokusunda daha düşük seviyede stres oluşumuna neden olduğunu belirtmişlerdir. Ancak yeterli dentin desteğine sahip olmayan dişlerde rijit yapıdaki post-kor uygulamasının stres oluşumuna etkilerini değerlendirmemişlerdir(198).

Döküm post-kor uygulanan dişlerde, kırık görülmesinin bir nedeni olarak da, döküm postların elastisite modüllerinin dentinden daha fazla olması gösterilmektedir(57). Bu konuda yapılan invitro çalışmalar ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemlerinin sonuçları da bu olguyu desteklemektedir(9,17-19,21,110). Sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle yapılan çalışmalara göre; diş köküne iletilen stresler dentin ve post materyali arasındaki elastisite farkından kaynaklanmaktadır(17-21,50). Özellikle, ZR post-kor yapılar gibi daha rijit yapıdaki metal postlar tercih edildiğinde, dentine göre 20 kat fazla olan elastisite modülleri nedeniyle apikal bölgede aşırı düzeyde stres oluştururlar(80)(Tablo 3.3). Literatürde, aşırı stres oluşumunun önlenmesi için, dentinin elastisite modülüne yakın bir post materyalinin kullanımı önerilmektedir(17,19). Bu nedenle, Maceri(9) ve Asmussen(20) ve arkadaşlarının çalışmasında olduğu gibi, diğer döküm post-kor materyallerine nazaran, dentine (18.6 GPa) daha yakın elastisite modülüne sahip (93 GPa) olan altın alaşımının kullanımı uygun görülmüştür(9,20). Döküm post uygulamasının en önemli avantajlarından biri de, çevre dokulara iletilen streslerin daha esnek yapıdaki post materyallerine kıyasla daha az olmasıdır(17,18,20).

Sonlu elemanlar stres analiz çalışmalarına göre, rijit yapıdaki post materyallerinin, stresleri kendi içinde kabul ettiği ve çevre dokulara çok fazla iletmediği bildirilmiştir(17,18,21). Bu durumun, aşırı kök dentin kaybı nedeniyle, kole bölgesi incelmış dişlerdeki etkilerini inceleyebilmek için, çalışmamızda; Asmussen ve arkadaşlarının(20) çalışmasında kullandığı gibi, rijit yapıda, tek parça ZR post-kor uygulaması tercih edilmiştir (Tablo 3.2). ZR post-kor uygulanan modellerde; ideal kök dentin desteğini gösteren K-1, K-2'de (Şekil 3.4.a-d, 3.5.a-d) ve yetersiz sayılabilecek kök dentin desteğini gösteren K-3'te (Şekil 3.6.a-d), ZR post-kor materyalinin yüksek elastisite modülü sayesinde, ZR post-korların uygulandığı modellerde dentinde oluşan stresler diğer post materyallerine göre daha düşük çıkmıştır(17,20,21)(Tablo 4.1). Isador ve arkadaşları(106) yetersiz dentin desteğine sahip dişlerde, aşırı preparasyon gerekliliği nedeniyle tek parça post-kor uygulamasının, restorasyonun oklüzal kuvvetlere karşı dayanıklılığını azalttığını ifade etmişlerdir. Ancak çalışmamızın sonuçlarına göre, dentin desteği yetersiz sayılabilecek K-3 için rijit yapıdaki tek parça post-kor uygulamaları fiber içerikli ve prefabrike titanyum post materyallerine göre daha avantajlı bulunmuştur (Tablo 4.1). Bu farklılığın, Isador ve arkadaşlarının(106) çalışmasında, yetersiz dentin desteği olarak ifade edilen klinik durumun, K-3'e göre daha ileri düzeydeki dentin kaybını gösteren K-4'e (Şekil 3.7.a-d) benzer olabileceğinden kaynaklandığı düşünülmektedir. En ileri düzeyde kök dentin kaybının modellendiği K-4'te (Şekil 3.7.a-d); AU ve ZR postların uygulandığı tüm modellerde, dentinde oluşan stres değerleri, diğer post materyallerinin uygulandığı modellerde elde edilen değerlere göre daha yüksektir (Tablo 4.1).

Kishen ve arkadaşları(93), dentin tabakasının iç ve dış kısımlarının farklı biyomekanik özellikler gösterdiğini belirtmişlerdir. Dentin tabakasının iç kısımlarının, dıştaki tabakaya göre daha fazla elastik davranış gösterdiğini, dıştaki tabakanın ise daha sert yapıda olduğunu ve stresleri daha az absorbe edebildiğini ifade etmişlerdir(93). K-3 ve K-4 modellerinde, diş yapısı kök dentini kaybı nedeniyle kole bölgesinde zayıflamıştır. Aşırı dentin kaybına uğramış dişlerde, kole kırıklarının önlenmesi için doğru post materyali uygulanması önerilmiştir(25,132). Çalışmamızda elde edilen veriler doğrultusunda, K-3'te tek

parça rijit postların kullanımı ile kole bölgesindeki dentin dokusunda, daha düşük değerlerde stres oluşumu görülmüştür (Tablo 4.1). Bu uygulamanın, kole kırıklarının önlenmesinde olumlu sonuçlar vereceği düşünülebilir. Fiber içerikli postlar ise, kole bölgesinde rijit post materyallerine göre daha fazla stres oluşturmıştır. K-4'te ise tek parça rijit yapıda AU ve ZR postların kullanıldığı modellerde, dentinde oluşan maksimum stres değerleri 2 katına çıkmıştır (Tablo 4.1). Kishen ve arkadaşlarının(93) çalışmasının sonuçlarına göre, dıştaki dentin tabakası içteki dentin tabakasına göre daha az stres absorbe etmektedir. K-4'te K-3'e göre, dentin kalınlığı hariç tüm koşulların aynı olmasına rağmen, dentinde oluşan streslerin 2 katına çıkması, bu durumla açıklanabilir. Çalışmamızda, dentin tabakası, iç ve dış tabakalar halinde farklı elastik özelliklerde tanımlanmamıştır. Ancak, aşırı madde kaybı nedeniyle K-4'te görülen stres artışı bulguları, Kishen ve arkadaşlarının(93) çalışmasının sonuçlarıyla uyumludur. Dentin dokusunun, iç ve dış tabakalar halinde modellenmesi ve iki tabaka için farklı mekanik özellikler tanımlanarak stres analizleri yapılması, çok daha doğru sonuçlar verecektir. Ancak, bu tabakaların kesin sınırlarının bilinmemesi uygulamayı zorlaştırmaktadır.

Literatürde, altın alaşımlı döküm post-korlar kullanılarak restore edilen dişlerde oluşan stres seviyeleri incelenmiştir(9,18,20). Pegoretti ve arkadaşlarının(18) çalışmada, altın alaşımlı post-kor yapının dentin post birleşiminde fiber postlara göre daha fazla stres birikimine neden olduğu bildirilmiştir. Benzer bir sonuç Maceri ve arkadaşlarının(9) tek köklü bir dişe; bir ve birden fazla post uygulaması yaptıkları çalışmalarında da görülmektedir. Eskitaşçıoğlu ve arkadaşları(17), tek parça metal döküm post-kor ve fiber postları karşılaştırdıkları çalışmalarında, stresin döküm post-kor yapıda biriktiğini ve çevre dokulara aktarılamadığını ve bu durumun da, diş ve dişi destekleyen dokular için bir avantaj olduğunu ifade etmektedir. Stres, post-kor yapı içerisinde yoğunlaşmakta ve rijit yapısı sayesinde post materyali oluşan stresi kendi içinde tolere edilebilmektedir(17,18). Bu durum, döküm postların bir avantajı olarak ifade edilebilir(17,18). Çalışmamızda, özellikle K-3'te AU ve ZR postların uygulandığı modellerde streslerin post yapısında biriktiği gözlenmiştir (Şekil 4.41, 4.46). AU ve ZR postlar stresi kendi içlerinde tolere etmiştir. Yine çalışmamızda; özellikle ileri

düzeydeki kök dentin kaybı nedeniyle ferrule etkisinin oluşturulamadığı, fakat basamağın tamamen sağlam dentin üzerinde olduğu durumlarda (K-3), tek parça post-kor uygulaması daha düşük seviyede stres oluşturması açısından olumlu sonuçlar vermiştir(Şekil 4.35, 4.40). Kök dentin kaybı nedeniyle, kole bölgesinin zayıfladığı durumlarda (K-3), fiber postlar, kole bölgesinde aşırı stres birikimine neden olurken, AU ve ZR postların uygulandığı modellerde kole bölgesinde stres birikimi çok az olmuştur (Şekil 4.35, 4.40). AU ve ZR post kullanılan modellerde stres yoğunlaşmaları; Maceri(9), Eskitaşçıoğlu(17) ve Pegoretti ve arkadaşlarının(18) çalışmalarında olduğu gibi dentin post birleşiminde tespit edilmiştir (Şekil 4.35, 4.40). Pegoretti ve arkadaşları(18), döküm altın post-kor ve fiber postları karşılaştırdıkları çalışmalarında, döküm altın postun, fiber postların aksine servikal bölgede aşırı stres oluşturmadığını belirtmişlerdir. Çalışmamızda, K-4 dışındaki tüm klinik senaryolarda, rijit yapıdaki post materyallerinin, benzer sonlu elemanlar stres analiz çalışmalarında olduğu gibi(17,18,20-22) stresleri kendi yapısında tolere ettiği ve çevre dokuları aşırı stresten koruduğu görülmüştür (Şekil 4.1, 4.6, 4.18, 4.24, 4.35, 4.40). En ileri seviyedeki dentin kaybının modellendiği K-4'te ise, rijit yapıdaki (AU,ZR) post-kor uygulamalarının fiber post uygulamalarına göre dentinde daha yüksek düzeyde stres oluşturduğu gözlenmiştir (Tablo 4.1). Dentinde görülen stres birikimlerinin, özellikle basamak bölgesinde yoğunlaştığı saptanmıştır (Şekil 4.52, 4.57). Tüm klinik senaryolar içinde, dentin dokusunun en ince olduğu K-4 için kole bölgesinde, çalışmada elde edilen en yüksek stres değerlerinin tespit edilmesi dikkat çekicidir (Tablo 4.1). Buna göre, K-4 için rijit post-kor uygulamalarının olumsuz sonuçlar doğurabileceği öngörülmektedir. Literatürde, döküm post-kor ve fiber postların kırılma dayanımlarının karşılaştırıldığı invitro çalışmalar mevcuttur(58-60). Ancak bu invitro çalışmalarda(58-60), yeterli dentin desteğine sahip dişler kullanılmıştır. Sonuçta, fiber post uygulamaları döküm post-kor uygulamalarına göre daha avantajlı bulunmuştur(58-60). Çalışmamızın sonuçlarına göre; K-1, K-2 ve K-3'te tek parça post-kor uygulamalarında, fiber post uygulamasına göre dentinde daha az stres olduğu görülmüştür. Raygot(58), Hu(59) ve Martinez ve arkadaşlarının(60) çalışmalarının sonuçları, çalışmamızda K-4 için elde edilen verilerle uyumludur. Çalışmamızın; K-1, K-2 ve K-3 için farklı sonuçlar göstermesinin nedeni olarak, bu invitro çalışmalarda(58-60) döküm post-kor materyaline göre, daha sert yapıda karbon fiber postların kullanımı gösterilebilir.

Döküm post-kor yapılara alternatif olarak prefabrike postlar geliştirilmiştir(4,10). Prefabrike post materyalleri, ilk olarak 1960'lı yıllarda kullanılmaya başlanmıştır(81). Döküm post-kor sistemlere göre; ilave ölçü alımı gerektirmemesi, klinik uygulamalarının kolaylığı, ekonomik olmaları ve minimum preparasyon gerektirmeleri en belirgin avantajlarındandır(4,10,81). Prefabrike postlar kendi içlerinde; üretildikleri malzemeye göre, metalden üretilen ve metalden üretilmeyen prefabrike postlar olarak 2'ye ayrılır(10,79). Metal prefabrike postlar; yüksek altın alaşımları, saf titanyum, titanyum alaşımları, krom-nikel ve krom kobalt alaşımlardan üretilir(10,75,83,199). Bu çalışmada metal prefabrike post olarak, titanyum alaşımdan üretilen ParaPost (Coltene/Whaledent Inc, Mahway, NJ, ABD) marka titanyum post materyaline ait mekanik özellikler tercih edilmiştir(13,15,20).

Titanyum alaşımlardan üretilen postlar klinikte yaygın olarak kullanılırlar(12, 14,15,23). Titanyum post uygulamasıyla restore edilen dişlerde oluşan stres dağılımları, sonlu elemanlar stres analiz metoduyla yapılan çalışmalarda incelenmiştir(14,15,20-22,200). Saf titanyum ve titanyum alaşımlarının elastisite modülleri, literatürde ortalama olarak 103.4–120 GPa değerler arasında belirtilmektedir(14,15,200). Uddanwadiker ve arkadaşlarının(21), titanyum ve cam fiber postları karşılaştırdıkları çalışmalarında, diş kökündeki stres miktarı daha düşük elastisite modülüne sahip cam fiber postlarda, titanyum postlara göre daha yüksek bulunmuştur. Yüksek elastisite modülüne sahip postlarda; post üzerinde daha fazla, kök üzerinde ise daha az stres oluşumu görülmektedir(20,22). Toparlı çalışmasında(14); Ti-Ti, Ti-NiCr ve Ni-Cr-AuPd alaşımlı post materyallerini karşılaştırmıştır. Sonuçta, dişte oluşan en düşük radyal ve aksiyel stres değerlerinin, Ti-NiCr alaşımlı post materyali kullanıldığında görüldüğü tespit edilmiştir(14). Titanyum alaşımlı postlar; paslanmaz çelik ve Ni-Cr alaşımlı postlara göre daha düşük, fakat fiber postlara göre daha yüksek elastisite modülüne sahiptirler(14,15,22). Bu nedenle, yük altında restore edilen dişte dentin-post birleşiminde oluşturdukları stres yoğunluğu, fiber postlardan fazla fakat paslanmaz çelik ve Ni-Cr postlara göre daha düşüktür(12). Çalışmamızda; farklı miktarlarda kanal dentin kaybı miktarının simule edildiği K-1 ve K-2'de, dentinde oluşan

stresler değerlendirildiğinde Tİ postlar, fiber postlara göre dentinde daha az stres oluşturmuştur (Tablo 4.1). Çalışmamızdan elde edilen sonuçlar, prefabrike titanyum post ve fiber postların karşılaştırıldığı sonlu elemanlar stres analiz çalışmalarının sonuçlarıyla uyumludur(14,20-22). Ancak daha ileri seviyedeki dentin kaybının modellendiği K-3 ve K-4'te, Tİ postlar dentinde, CF ve KF postlardan daha az fakat PF postlardan daha fazla stres oluşturmuşlardır (Tablo 4.1). Bunun nedeni olarak, K-3 ve K-4'te ferrule etkisinin olmaması ve diğer fiber postlara ve Tİ postlara göre, PF postun, tek parça olduğu için lateral kuvvetlere karşı daha fazla direnç göstermesi düşünülmektedir.

Metalden üretilmeyen prefabrike postlar içinde en fazla kullanılan post tipi, fiberle güçlendirilmiş post materyalleridir(17-19,29,52-54). Özellikle ön bölgede tam seramik restorasyonların uygulanacağı dişlerde endikedirler(84,87). Farklı fiber yapılarla güçlendirilen kompozit postların gelişimi, 1990 yılında başlamıştır(201). Günümüzde farklı yapıdaki fiberlerle güçlendirilmiş kompozit postların; dentine yakın fiziksel özellikler taşıdıkları, fonksiyonel kuvvetlere yeterli düzeyde direnç sağladıkları ve bu yükler altındaki fonksiyon esnasında, kalan diş dokusuna daha az zarar verdikleri iddia edilmektedir(62,91). Bununla birlikte üretici firmalar fiber postların, benzer kimyasal yapıları nedeniyle, rezin simanlarla kimyasal bağlantı sağladığını ve mikrosızıntı riskini azalttığını öne sürmektedirler(50,51,135).

Fiber postların mekanik özellikleri, anizotropik olarak adlandırılmaktadır. Yani, farklı doğrultuda yüklendiklerinde, farklı fiziksel özellikler gösterirler(92). Bu özelliğe bağlı olarak, postların yükleme altındaki elastisite modülü de değişkenlik gösterir(92). Fiber post materyallerinin en önemli avantajlarından biri, elastisite modüllerinin dentine (18.6 GPa) yakın olmasıdır(93). Fiber postlarla birlikte kompozit rezin, siman ve kor materyali kullanılmasıyla homojen bir bütünlüğün sağlandığı düşünülmektedir(62,72). Yani, tüm bu materyaller birlikte kullanıldıklarında güçlü bir monoblok sistem oluştururlar ve dişin kırılma riskini minimuma indirirler(62,72).

Paslanmaz çeliğin elastisite modülünün dentinin 20 katı (Tablo 3.3), titanyumun ise 10 katı olduğu düşünülürse, elastisite modülü 6.8-10.8 GPa olan rezin simanların, 5.7-25 GPa olan kompozit rezinlerin ve 16-40 GPa olan fiber postların dentine çok yakın değerler gösterdiği görülmektedir(80). Monoblok oluşturan materyallerin (dentin, post, siman, kor materyali) benzer elastisite modülüne sahip olmaları gerekir(62,72). Yüksek elastisite modülüne sahip olan postlar, yükleme sırasında dişle birlikte bükülmekte bu da kırılmaya neden olmaktadır(62). Fiber postlar ise; dentine eşdeğer şekilde esneme göstererek, diş üzerindeki restorasyonun kırılma direncini artırır(17,132,202). Fiber post materyalleri; oklüzal stresleri dağıtır, metal postlar gibi direkt olarak iletmez(17-19). Fiber postlar, aktif yivler yerine pasif retansiyon olukları içerir ve kanala pasif olarak yerleştirildiğinden ve kanal duvarıyla post arasında rezin simanla bir hibridizasyon olduğundan, kök üzerinde stres oluşmamaktadır(89,94). Pegoretti ve arkadaşları(18), sertlik derecesi dentine yakın fiberle güçlendirilmiş postlar kullanıldığında, sistemin doğal dişetine benzer bir yapıda kuvvet iletimi gösterdiğini ve aşırı streslerin oluşumunun azaldığını belirtmiştir. Ancak daha yumuşak yapıda kor varlığında, fiber postlar, fleksibilitelerine bağlı olarak servikal bölgede aşırı düzeyde stres oluşumuna neden olurlar(18).

Bu çalışmada, metalden üretilmeyen prefabrike post tiplerinden fiberle güçlendirilmiş postlar tercih edilmiştir. Fiber postlardan; karbon fiber, cam fiber ve polietilen fiberle güçlendirilmiş (Ribbond) postlar seçilmiştir(17-19). KF ve CF postlar, polimer matriks içine gömülmüş uzun fiberlerden oluşan materyaller olarak tanımlanmıştır. Bu kompozit yapıdaki malzemeler ortotropik kabul edilmiştir(20,92,188). Yani, bu post malzemeleri, fiberlerin yönü boyunca (x düzlemi) ve diğer iki normal yönde (y ve z düzlemleri) farklı mekanik özellikler gösterirler(20,92,188). PF postlar, KF ve CF postlara göre klinik olarak daha farklı şekilde uygulanırlar(17,100). PF postlardan Ribbond (Ribbond, Ribbond Inc, Seattle, WA, ABD), üretici firma talimatlarına göre; kanal içine yerleştirilen fiber demetleri, ucu çentikli özel bir plugger yardımıyla apekse doğru kondanase edilir. Yeterli seviyede uyum sağlandıktan sonra, koleden yaklaşık 4 mm'lik Ribbond demetlerinin taşması sağlanır. Taşan kısımlar bir el aleti yardımıyla, rezin emdirilerek şekillendirilir ve kor yapı oluşturulur(17)(Şekil 2.1). Bu işlem

sonrasında, fiber yoğunluğu özellikle dişin kole seviyesinde farklılık gösterecek ve fiberlerin yönünü belirlemek son derece güç olacaktır. Bu nedenle, PF uygulanan modellerde, Ribbond'un örgü yapısı da değerlendirilerek materyal homojen olarak kabul edilmiştir(17).

KF postlar ilk olarak üretilmiş fiberle güçlendirilmiş rezin post çeşididirler. Üstün mekanik özelliklere sahiptirler(52,86). Elastisite modülleri dentine yakın olduğundan daha az stres birikimine neden olur ve daha az kök kırığı oluşumuna yol açarlar(58-60,87). Ancak, literatürde KF postlar için farklı elastisite modülleri bildirilmiştir(19,20,87,92,188). Vasconcellos ve arkadaşları(203) ve Albuquerque ve arkadaşları(12), KF post için elastisite modül değerini, fiberlerin yönüne dik doğrultuda 9.62 GPa ve paralel doğrultuda 129 GPa ve Reynaud ve arkadaşları(204) ise fiber yönüne dik doğrultuda 8.5 GPa ve paralel doğrultuda 125 GPa olarak belirtmişlerdir. Lanza ve arkadaşları(19) ise sonlu elemanlar stres analiz çalışmalarında, KF ve CF postları ortotropik olarak kabul etmişlerdir. Buna göre CF ve KF postların x düzlemi ve y ve z düzlemleri boyunca farklı mekanik özellikler göstereceğinin belirtmişlerdir(19). Lanza ve arkadaşları(19) bahsedilen çalışmada, De Santis(92), Ferrari ve arkadaşları(188) ve Asmussen ve arkadaşlarının(87) tanımladığı gibi; CF ve KF postlar için 3 doğrultudaki elastisite modülü değerlerini ve ortogonal düzlemlerdeki poisson oranlarını ve makaslama modülü değerlerini kullanarak stres analizlerini gerçekleştirmişlerdir. Çalışmamızda gerçekleştirilen stres analizlerinin gerçeğe daha yakın değerler verebilmesi için, CF ve KF postların kullanıldığı modellerde, Lanza ve arkadaşlarının(19) çalışmalarında kullandığı değerlerin kullanılması tercih edilmiştir. Sonuçta; CF ve PF postlar için, sadece fiber yönüne göre tanımlanan elastisite modülü ve poisson oranlarına ilaveten, kullanılan malzemeler için bu değerlerin, bilgisayara 3 düzlemde tanımlanması ve ayrıca makaslama modülüs değerlerinin yine 3 düzlemde tanımlanması, stres analizi gerçekleştirilen malzemelerin davranışlarının daha detaylı olarak taklit edilebilmesi anlamındadır. Çalışmamızda gerçeğe yakın sonuçlar elde edebilmek için CF ve KF postlar için, Lanza ve arkadaşlarının(19) çalışmasında kullanılan değerler tercih edilmiştir (Tablo 3.4). Buna göre, KF post için x düzleminde tanımlanan elastisite modülü 118 Gpa'dır. Bu değer, dentinin elastisite modülüne (18.6 GPa) yakın bir değer

değilken(184), yine de rijit yapıdaki post materyallerine (93 GPa-200 Gpa) göre dentine daha yakındır(20). KF postlar, genel olarak diğer tüm fiber post tiplerine göre daha rijit bir yapıya sahiptirler(85). KF postların klinik başarısına yönelik farklı çalışmalar mevcuttur(96,188,205). Ferrari ve arkadaşlarının(188), KF post ve döküm post-kor yapıları karşılaştırdıkları klinik çalışmalarında; 48 ay sonunda her iki grupta 100 adet dişi değerlendirmişlerdir. Buna göre, KF post kullanılarak restore edilen grupta daha az başarısızlık oranı tespit edilmiştir(188). KF postlarla döküm post-korların kıyaslandığı başka bir çalışmada ise, KF post uygulamasıyla restore edilen grupta 10 kat fazla başarısızlık oranı görülmüştür(205). İki çalışma arasındaki fark döküm post-kor materyallerinin rijiditelerinin KF postlara göre farklı olmasından kaynaklanmaktadır(188,205). Çalışmamızda KF postlar için tanımlanan elastisite modülü (Tablo 3.3) ZR postlardan düşük, fakat fiber postlardan yüksektir(87,92,188). Bu nedenle; K-1, K-2 ve K-3 için, dentinde oluşturdukları stres değerleri CF postlardan düşük, fakat ZR postlardan yüksek çıkmıştır. KF postlar için yapılan diğer klinik çalışmalarda 2 yıllık takipte ortalama %7'lik başarısızlık oranı bildirilmiştir(96). Lanza ve arkadaşları(19); çelik, CF ve KF postlarla restore edilmiş dişlerdeki stres dağılımını incelemişlerdir. Buna göre KF post kullanımında oluşan maksimum stres değerleri çelik postlardan düşük ancak CF postlardan yüksek çıkmıştır(19). Aynı çalışmada KF postlar, daha düşük elastisite modülüne sahip simanlarla simante edildiğinde sistemde oluşan maksimum stres değerleri yaklaşık olarak 1/3 oranında azalma göstermiştir(19). Uddanwadiker ve arkadaşları(21), sonlu elemanlar stres analiz metoduyla yaptıkları çalışmalarında, CF ve KF postlarda minimum deformasyon oluşumu rapor etmişlerdir. Aynı çalışmada, gözlenen kök kırıklarının sadece %5'i KF post uygulamasıyla restore edilmiş dişlerde görülmüştür(21). Çalışmamızın sonuçlarına göre; KF postların kullanıldığı modellerde, sistemde oluşan maksimum stres değerleri, CF postlara göre daha fazla, ancak daha rijit yapıdaki ZR postlara göre daha düşüktür. Dentinde oluşturdukları stresler ise, ZR postlardan fazla fakat CF postlara göre düşüktür (Tablo 4.1). Bu sonuçlar, KF postların kullanıldığı sonlu elemanlar stres analiz çalışmalarında elde edilen sonuçlarla uyumludur(18,21,96,188,205). Çalışmamızda, dentinde oluşan maksimum stresler değerlendirildiğinde, kanal dentin kaybı sonucu zayıflamış ancak basamağın tamamen sağlıklı dentin dokusu üzerinde olduğu dişlerde, döküm AU ya da ZR post kor kullanımı, KF post kullanımına göre daha avantajlı bulunmuştur (Tablo

4.1). Martinez-Insua ve arkadaşları(60), döküm post-kor ve KF post ile restore edilmiş dişlerin kırılma dayanımını karşılaştırmışlardır. Buna göre döküm post-kor kullanımı, KF post kullanımına göre daha avantajlı bulunmuştur(60). Bu sonuç, K-1, K-2 ve K-3'te KF ve AU, ZR postların kullanıldığı modellerden elde edilen sonuçlarla uyumludur(60). Çalışmamızda, dentin dokusunda oluşan stresler değerlendirildiğinde (Tablo 4.1), AU ve ZR postların kullanımı; K-1, K-2 ve K-3 için KF post kullanımına göre daha avantajlı bulunmuştur.

CF postlar, estetik özellikleri en iyi olan postlardır. Fiziksel özellikleri dentin ve kompozit rezine yakındır(37). Ancak, bu postların direnci KF ve kuartz fiber postlara göre daha düşüktür(86). Nemli ortamda stabil olmamaları ise önemli bir dezavantajlarıdır(19,86,97). CF postlar; PF postlarla birlikte, elastisite modülleri dentine en yakın post materyalleridir(17-19,21)(Tablo 3.1). Literatürde, CF post kullanılarak restore edilmiş dişlerdeki stres oluşumu ve dağılımını inceleyen çok sayıda çalışma mevcuttur(9,13,18,21,182). CF postların dentine çok yakın değerdeki elastisite modülü sayesinde, stres iletim mekanizmalarının doğal diştekine benzer bir yapıda stres dağılımı sağladığı belirtilmiştir(18). Servikal alandaki stres yoğunluğu ise materyalin yüksek düzeydeki fleksibilitesiyle açıklanmaktadır(9). Tüm fiber postlar içinde, CF postların yüksek düzeyde fleksibiliteye sahip olduğu bildirilmiştir(9). Boschian Pest ve arkadaşları(13), CF postların stresleri titanyum alaşımdan ya da paslanmaz çelik postlardan çok daha iyi iletebildiğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda da, benzer şekilde CF postların, daha rijit yapıdaki postlara göre daha iyi stres iletimi sağladıkları belirlenmiştir. Zarone ve arkadaşları(182), post-kor restorasyonlarda, farklı özellikteki yapıların birleşiminde stres yoğunluğu olmaması için CF post gibi elastik malzemelerin kullanımını önermektedir. Çalışmamızda, farklı post materyallerinden CF ve PF postlar elastik post materyallerini temsilen kullanılmıştır (Tablo 3.3). CF postların kullanıldığı restorasyonlarda, ideal bir stres dağılımı için, postların mümkün olduğu kadar derine yerleştirilmesi gerektiği bildirilmiştir(13). Model oluşturma aşamasında, CF post materyalleri, apikal sızdırmazlığın sağlanması için gerekli olan, 4 mm guttaperka bırakılacak(27,28) şekilde, ideal stres dağılımı sağlanabilmesi için Boschian Pest ve arkadaşlarının(13) önerdiği gibi mümkün olan en derin şekilde yerleştirilmiştir. Boschian Pest(13) ve Rodriguez-

Cervantes(179), CF post kullanarak gerçekleştirdikleri stres analiz çalışmalarında, CF post çapındaki değişiminin stres dağılımını etkilemediğini belirtmişlerdir. Çalışmamızda, CF post kullanılan modellerde post çapı değişmediği için bu durumun değerlendirilmesi mümkün olamamıştır. Bunun yerine, sadece tek parça post-kor yapıdaki; AU, PF ve ZR post-kor yapıların çapları değiştirilmiştir. Literatürde CF postların, KF postlarla birlikte yük altında minimum deformite gösterdiği belirtilmiştir(19,21). CF postların, sistemdeki stres oluşumu ve dağılımına etkilerinin incelendiği sonlu eleman stres analiz çalışmalarında; Tİ, paslanmaz çelik, KF, ZR, ve döküm post kor yapılara göre, CF post kullanımının, stres oluşumu ve dağılımı açısından sistem için daha avantajlı olduğu görülmüştür(18-20,179). Çalışmamızda CF postlar; K-1, K-2 ve K-3'te dentinde en yüksek stres oluşumuna neden olmuşlardır (Tablo 4.1). Ancak, restorasyonda stres analizlerinin ayrı ayrı değerlendirildiği üç tabakanın (kök dentini, post materyali, post simanı) tümü birlikte değerlendirildiğinde (Tablo 4.1), literatürdeki CF post kullanılan diğer sonlu elemanlar çalışmalarında görüldüğü gibi(9,13,18,21,182), daha rijit yapıdaki post materyallerine göre, tüm sistem için stres oluşumu ve dağılımı açısından daha avantajlı olduğu görülmüştür. Post-kor uygulamasıyla restore edilmiş, alt birinci küçükazı dişinin bütününde oluşan stresler değerlendirildiğinde, CF post kullanımının özellikle K-1'de, diğer postlara göre çok daha avantajlı olduğu görülmektedir (Tablo 4.1). Benzer sonuçlar, daha önce yapılmış sonlu elemanlar stres analiz çalışmalarında da tespit edilmiştir(18-20,179). Çalışmamızda, CF post kullanılan tüm modellerde, post etrafındaki siman tabakasında minimum stres değerleri gözlenmiştir (Tablo 4.1). Boschian Pest ve arkadaşları da(13); çalışmamızda olduğu gibi CF postların etrafındaki siman tabakasında oluşan streslerin, paslanmaz çelik ve Tİ postlardan daha düşük olduğunu tespit etmiştir.

Çalışmamızda; elastisite modülü dentine en yakın olan postlardan biri CF posttur(37)(Tablo 3.3). Dentine yakın mekanik özellikleri nedeniyle, farklı seviyelerde kök dentin kaybını gösteren klinik senaryolarda dahi, post yapısında oluşan stres, sadece K-2 için 0.1 MPa farklılık göstermiştir (Tablo 4.1). Bu sonuç özellikle kanal dentin kaybına uğramamış, sağlam diş yapısı varlığında, CF post kullanımının ideal bir seçim olacağını göstermektedir(17,18). Ayrıca, en ileri

düzeydeki kök dentin kaybının modellendiği K-4'te; CF post, dentinde tek parça rijit yapıdaki AU ve ZR post-kor yapılara göre, belirgin olarak daha az stres oluşturmuştur (Tablo 4.1). Fiber post kullanımında, stresler dişin kole bölgesinde yoğunlaşır(17,18,89,94). Bu nedenle, kole bölgesi zayıf, kanal dentin kaybına uğramış dişlerde kullanılmaları kole kırıklarına yol açabilir. K-3'te, dentindeki en yüksek stres değeri CF post kullanılan modellerde gözlenmiş, stres yoğunluğunun ise kole bölgesinde olduğu tespit edilmiştir (Tablo 4.1, Şekil 4.37).

İdeal klinik şartlarda hazırlanmış bir restorasyonda, fiber postların siman tabakası altında, kron restorasyonunu takiben, su veya nemden az düzeyde etkilenmesi beklenir(97). Ancak; sekonder çürük oluşumu, kor yapı ve diş arasındaki bağlantıda zayıflık veya mikrohareketlilik gibi nedenlerden ötürü fiber postlar, ileri dönemde nem kontaminasyonuna uğrayabilir(97). Nem kontaminasyonu ve uzun dönem su teması sonrasında, fiber postların mekanik özelliklerinde önemli düşüşler görüldüğü bildirilmiştir(85,86). Mekanik özelliklerdeki bu düşüşte, fiber ve polimer matriks arasındaki bağlantıyı arttırmada kullanılan silanın hidrolizasyonunun önemli rolü vardır(98).

Sonlu elemanlar stres analiz metodu kullanılarak gerçekleştirilen bu çalışmada, fiber postların nem kontaminasyonu sonucu mekanik özelliklerindeki düşüşün değerlendirilmesi mümkün olamamıştır. Bu nedenle, restorasyonların nem kontaminasyonuna uğramayacak şekilde, ideal şartlarda hazırlandığı kabul edilmiştir. Ancak, fiber postlar kullanılarak yapılan restorasyonlarda, uzun dönem kullanım sonrasında, nem ya da sıvı kontaminasyonu sonucu mekanik özelliklerdeki düşüşün etkilerinin önemli düzeyde olacağı öngörülmektedir. Erkut ve arkadaşları(48), fiber postlar kullanarak restore edilmiş dişlerin mikrosızıntı düzeylerini karşılaştırmışlardır. Buna göre, polietilen fiber yapıdaki "Ribbond" marka post materyali uygulanan dişler, kuartz fiber ve CF postlar ile karşılaştırıldıklarında en düşük mikrosızıntı değerlerini göstermiştir(48). Üşümez ve arkadaşlarının(206) çalışmasında ise; paslanmaz çelik, ZR, CF ve PF (Ribbond) postların mikrosızıntı değerleri incelenmiştir. Benzer şekilde CF ve PF postlarda daha düşük seviyede mikrosızıntı gözlenmiştir(206). Buna göre, çalışmamızda elde ettiğimiz bulguların, farklı tip post materyalleri içinde özellikle

mikrosızıntıdan en az düzeyde etkilenen CF ve PF postlar için klinik durumu daha iyi yansıtacağı düşünülmektedir. Ancak nem kontaminasyonunun, fiber post kullanılarak restore edilen modellerde, restorasyonun uzun dönem başarısına etkilerini değerlendirebilmek için, bir invitro çalışmanın yapılması faydalı olacaktır.

Bu çalışmada kullanılan son tip post materyali ise, polietilen fiberle güçlendirilmiş fiber posttur. Uygulama için Ribbond marka (Ribbond, Ribbond Inc, Seattle, WA, U.S.A) polietilen fiber post materyaline ait mekanik değerlerin kullanımı tercih edilmiştir. Bu materyalin standart boyutu istenilen uzunluğa göre ayarlanabilir. Kökün şekline uygun olarak kanala adapte edilir ve bu özelliği sayesinde prefabrike postlardan farklıdır(99)(Şekil 2.1). Ribbond fiberleri, tek yönlü değildir. Ribbond'un, hem uzunlamasına hem de transvers yönde fiberler içermesi sayesinde; kaviteye daha iyi uyum sağlanır ve her üç yönde elastisite modülü ve ısısal genleşme katsayıları daha dengelidir(17,100). Kanal şekline uyum sağlayabildiği için post ile dentin arasında daha az boşluk kalır(48). Bu boşluğu dolduracak rezin kitlesi ise çok ince olacağından, polimerizasyon büzülmesi sonucu oluşacak stresler minimuma iner(207). Literatürde, Ribbond kullanılarak restore edilmiş dişlerle yapılan çok sayıda çalışma mevcuttur(17,26,202). Newman ve arkadaşlarının(202) yaptığı bir çalışmada; Ribbond standart 2.0 mm, FibreKor, CF, Dentatus Luscent Anchor ve Parapost SS post sistemlerinin kırılma dayanımı incelenmiştir. Newman ve arkadaşları(202) dar kanallara sahip dişlerin restorasyonlarında Ribbond'un en düşük değerleri gösterdiğini tespit etmişlerdir. Ancak, konik kanallı dişlere Ribbond uyguladıklarında en yüksek 2. kırılma dayanımı değerlerini elde etmişlerdir. Bizim çalışmamızda da, dar kanallara sahip K-1 için PF post uygulaması, dentinde, rijit yapıdaki AU, ZR ve Tİ post uygulamalarına göre daha yüksek değerlerde stres oluşumuna neden olmuştur. Ancak, K-4 için dentin dokusunda en düşük stres değerleri, PF post kullanılan modellerde tespit edilmiştir. Bu sonuç, konik yapıda kanal boşluğuna sahip dişlere Ribbond uygulanan, Newman ve arkadaşlarının(202) in vitro çalışmasının sonuçlarına benzerdir. Eskitaşçioğlu ve arkadaşlarının(17) çalışmasında ise, Ribbond post-kor materyali ile döküm post-kor sistemleri, hem in vitro olarak hem de sonlu elemanlar stres analiz metodu kullanılarak değerlendirilmiştir. İn vitro değerlendirmede, iki uygulama arasında istatistiksel olarak belirgin fark

bulunmamıştır(17). Ancak kırık tipleri değerlendirildiğinde; Ribbond uygulaması, metal döküm post-kor uygulamasına göre çok daha iyi sonuçlar vermiştir(17). Sonlu elemanlar stres analiz metoduyla yapılan karşılaştırmada ise; döküm post-kor yapının stresi kendi içinde hapsettiği ve çevre dokulara iletmediği, Ribbond kullanılan grupta ise Ribbond'un stresi çevre dokulara iletmediği görülmüştür(17). Ribbond kullanılan grupta bu şekildeki stres dağılımı, restorasyon için avantajlı fakat çevre dokular için olumsuz bir durum olarak ifade edilmiştir(17). Çalışmamızda, PF post (Ribbond) kullanılan modellerde, Eskitaşçıoğlu ve arkadaşlarının çalışmasındakine(17) benzer şekilde, restorasyonda oluşan stresin çevre dokulara iletilmediği ve dentin kaybı az olan modellerde, dentinde daha rijit yapıdaki postlara göre daha fazla stres oluştuğu saptanmıştır (Tablo 4.1). Gürbüz ve arkadaşları(26), süt dişlerinin restorasyonunda; farklı kompozit dolgu materyal uygulamalarıyla, Ribbond uygulamasını karşılaştırmışlardır. Diğer materyallere göre, elastisite modülü daha yüksek olan Ribbond'un, daha rijit yapısı nedeniyle dentinde daha düşük stres oluşumuna neden olduğu görülmüştür(26). Çalışmamızın sonuçlarına göre, rijit yapıdaki post materyallerinin K-1, K-2 ve K-3'te dentin dokusu için daha düşük stres değerleri gösterdiği tespit edilmiştir.

PF postların; paslanmaz çelik, ZR, CF ve kuartz fiber postlara göre daha az mikrosızıntı gösterdiği belirtilmiştir(48,206). Bu çalışma, invitro koşullarda gerçekleştirilmediği için, fiber postların nem kontaminasyonu sonucu mekanik özelliklerindeki azalmanın etkileri, çalışmanın sonuçlarını etkilememiştir. Ancak, daha az mikrosızıntıya uğradığı(48,206) belirtilen Ribbond grubuna ait sonuçların, çalışmamızda kullanılan diğer post materyallerinin sonuçlarına göre, in vitro koşullarda gerçekleştirilecek bir çalışmanın sonuçlarına daha yakın olacağı düşünülmektedir.

Post-kor uygulamasıyla restore edilen bir dişin kırılma dayanıklılığı rezidüel dentin dokusunun kalınlığıyla orantılıdır(39,40). Kök dentin dokusu kalınlığındaki azalma, diş-post sistemini zayıflatacaktır(41). Kanal boşluğu genişletilirken, uygun post boyutlarının seçimi kritik bir faktördür, çünkü kanalın fazla genişletilmesi diş dokusunu yine zayıflatacaktır(4,42). Post çapının, mine sement birleşiminde, kök çapının 1/3'ünden daha geniş olmaması ve post etrafında en az 1 mm sağlıklı kök

dentin dokusu bulunması gerektiği bildirilmiştir(42). Ancak; kanala uygulanmış postların çıkartılması, kırık, internal rezorpsiyon ve endodontik tedavi gibi bazı durumlarda kalan kök yapısı inceltir ve post boşluğu dışa doğru açılanma yapar(43-45). Böyle bir dişte prefabrike post kullanılması durumunda, post ile dentin arasındaki geniş boşluğu bağlayıcı ajan dolduracaktır(50). Bu durumda rezin tabakasının kalın olması, luting ajanın dentinden ayrılmasına neden olabilir ve post etrafında mikrosızıntı oluşturabilir(49-51). Polimerizasyon büzülmesi, daha çok materyalin hacmine bağlıdır(47,49). Bu nedenle bağlayıcı ajanda sadece boşluklar olmayacak, restorasyonun erken kaybına yol açacak mikroçatlaklar da oluşacaktır(49).

Bu çalışmada farklı miktarlarda dentin kaybına uğramış insan alt birinci küçükazı dişinin modelleri oluşturulmuştur. Farklı miktarlardaki dentin kayıpları, kanal duvarlarının kanal içindeki post materyalinin apikal 1/3'lük kısmından itibaren kole bölgesine doğru açılanma yapacak şekilde modellenmiştir. Açılanmaların miktarına bağlı olarak, 4 farklı şekilde simüle edilen kök dentin kayıplarının gösterildiği klinik senaryolardan, K-1'de açılanma yapılmamıştır. Bu şekilde, ideal sayılabilecek bir kanal preparasyonu yapıldığında sistemdeki stres oluşumu ve dağılımının, kanal boşluğu açılı hazırlanmış ve bu nedenle kök dentin kaybına uğramış dişlerle kıyaslanması mümkün olmuştur. K-3 ve K-4'te ise; kanal dentin kayıp miktarı diş preparasyonunda ferrule etkisi oluşturulamayacak düzeyde modellenmiş ve ferrule etkisi varlığının post kor uygulaması ve metal destekli porselen kron uygulamasıyla restore edilmiş alt birinci küçükazı dişindeki stres oluşum ve dağılımına etkileri gözlenebilmiştir. Post çapının; mine sement birleşiminde kök çapının 1/3'ünden daha geniş olmaması ve post etrafında en az 1 mm sağlıklı kanal dentin dokusu bulunması gerektiği bildirilmiştir(42). Buna göre, kanal preparasyonu ideal olan K-1 ve ideal sayılabilecek K-2, bu kriterleri karşılamaktadır(42). İleri seviyedeki kök dentin kaybını temsil eden K-3 ve K-4'te ise; AU, ZR ve PF uygulanan modellerde, post çapının kole bölgesinde, kök çapının 1/3'ünden çok daha geniş olduğu görülmektedir. K-3 modellerine uygulanan tüm post materyalleri için, post materyali etrafında en az 1 mm sağlıklı dentin bulunmaktadır(42). K-4'te ise, kök dentin kaybına bağlı olarak post materyalleri etrafında 0.5 mm sağlıklı dentin dokusu bulunmaktadır. Bu çalışmada

K-1 ve K-2 ideal sayılabilecek klinik kök dentin kayıplarını temsilen modellenmiştir. Bu nedenle K-1 ve K-2; Lloyd ve arkadaşlarının(42) kriterlerine uygun olacak şekilde oluşturulmuştur. K-3 ve K-4 ise, aşırı düzeydeki kök dentin kayıplarını temsilen modellenmiştir. Bu nedenle, K-3, Lloyd ve arkadaşlarının(42) kriterlerinden bir tanesini karşılayacak; K-4 ise, ideal sayılabilecek klinik durumun tamamen dışında, klinik uygulamadaki zorluğu temsil edebilmesi için, planlandığı şekilde kriterlerin ikisini de karşılayamayacak düzeyde modellenmiştir(42).

Çalışmamızda gerçekleştirilen stres analizleri için, 8 farklı yapıda 3 boyutlu modeller oluşturulmuştur. Her bir model için, kullanılan eleman ve düğüm sayıları Tablo 3.1’de gösterilmiştir. Sonlu elemanlar stres analiz çalışmalarında; stres analizleri için hazırlanan modellerin eleman ve düğüm sayıları, gerçekleştirilecek stres analizlerinin hassasiyetini önemli ölçüde etkiler(63-65). Kullanılan eleman sayısı arttıkça, stres analizi sonuçları da, gerçek çözüme daha yakın sonuçlar verir(64,65). Literatürde, post-kor uygulamaları için gerçekleştirilmiş, çok sayıda sonlu elemanlar stres analiz çalışması mevcuttur(12,14,15,17-19). Bu çalışmalarda kullanılan modeller için, farklı eleman ve düğüm sayıları belirtilmiştir(12,14,15,17-19). Bu değerler; sırasıyla, eleman ve düğüm sayıları için; Albuquerque ve arkadaşlarının(12) çalışmasında, 1500-2900 ve 4600-8700 arasında, Toparlı’nın(14) çalışmasında 485 ve 426, LI ve arkadaşlarının(15) çalışmasında 10374 ve 30192, Eskitaşçıoğlu ve arkadaşlarının(17) çalışmasında 1101 ve 1137, Pegoretti ve arkadaşlarının(18) çalışmasında 3700-4400 ve 3800-4500 arasında ve Lanza ve arkadaşlarının(19) çalışmasında ise 13272 ve 15152 olarak belirtilmiştir. Çalışmamızda kullanılan modeller için, eleman ve düğüm sayıları ise, belirtilen değerlerden çok daha fazladır. Analizler için kullanılan modellerde, en düşük eleman sayısı 234000 ve düğüm sayısı ise 41400’dür (Tablo 3.1). Bu değerlere bakıldığında, çalışmamızda kullanılan modellerin, benzer çalışmaların modellerine göre(12,14,15,17-19), çok daha detaylı hazırlandığı ve elde edilen sonuçların gerçeğe daha yakın özellikte olacağı öngörülebilir.

Stres analizlerinde kullanılacak modellerde, diş dokusu etrafında çepeçevre 1 mm kalınlığında basamak oluşturulmuştur(20). Basamağın modellenmesinde, chamfer dizayn tercih edilmiştir. Chamfer dizayna sahip basamak

oluşturulmasının, lateral kuvvetlere karşı ek mukavemet sağladığı bildirilmiştir(4). Bu çalışmada, post-kor uygulaması ve metal destekli porselen kron uygulamasıyla tamamlanan restorasyonun, lateral kuvvetlere karşı direncini arttırmak için diş dokusu etrafında, chamfer dizayna sahip basamak oluşturulmuştur(4).

Rundquist ve arkadaşları(56), da kanal boşluğundaki açılanmaların diş kökündeki stres oluşumuna etkilerini inceledikleri çalışmalarında, çalışmamızın sonuçlarına benzer şekilde, dişin kanal boşluğundaki açılanmasının arttıkça, çiğneme yükleri altında dişte oluşan streslerin de arttığını belirtmişlerdir(56). Yoldaş ve arkadaşları(208), kanal dentin kaybı nedeniyle, kanal boşluğu açılı hazırlanmış dişlerin restorasyonu için farklı yöntemleri karşılaştırmışlar ve sistemde oluşan gerilimleri ölçmüşlerdir. Buna göre kompozit rezin uygulamasıyla kanal boşluğu güçlendirilmiş ve prefabrike post uygulanmış dişlerde en düşük gerilim değerleri kaydedilmiştir(208). Çalışmamızda elde edilen stres analiz verilerine göre; Yoldaş ve arkadaşlarının(208) çalışmasında olduğu gibi, prefabrike post ve kompozit kor uygulamaları, tek parça post-kor yapılara göre sistemin tümü değerlendirildiğinde daha düşük stres değerleri oluşturmuştur.

Post-kor uygulanacak dişlerde; hem kor retansiyonunu, hem de dişin dayanıklılığını arttırmak için bazı araştırmacılar, kor uygulamalarında servikal bölgede ferrule etkisi oluşturulmasını önerirler(42,141,142). Ferrule, prepare edilmiş paralel dentin duvarlarının çevresini tamamen saran ve diş preparasyonunun basamak kısmına uzanan bir bilezik yapısıdır(42,142,143). Pierrisnard ve arkadaşları(198), ferrule etkisi oluşturulmadığında, restorasyonun negatif yönde etkilendiğini ve sistemde daha yüksek seviyelerde stres oluştuğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızın sonuçlarına göre, prefabrike postların kullanıldığı modellerde dentinde oluşan stres değerleri, ferrule etkisinin ortadan kalktığı modellerde artış göstermiştir. Bu sonuç, Pierrisnard ve arkadaşlarının(198) çalışmasının sonuçlarıyla uyumludur. Matelli ve arkadaşları(55), fazla miktarda kök dentin kaybına uğramış dişlerin kırılma dayanımını incelemişlerdir. Deney grupları sırasıyla; döküm metal post-kor, tek cam fiber post etrafında rezin siman, birden fazla cam fiber post, ve cam fiber post grupları için ilave 2 mm'lik ferrule etkisi oluşturulacak şekilde hazırlanmıştır(55). Sonuç olarak, kırılma dayanımı açısından

gruplar arasında fark bulunmamış, ferrule varlığının kırılma dayanımını etkilemediği belirtilmiştir(55). Bizim çalışmamızda, ideal sayılabilecek kök dentin desteğine sahip modellerde 1.5 mm'lik ferrule etkisi oluşturulmuştur(180). Yetersiz kök dentin desteğine sahip modellerde ise ferrule etkisi oluşturulamamıştır. Çalışmamızın sonuçları değerlendirildiğinde; dentinde oluşan maksimum stres değerlerine göre tek parça post-kor uygulamalarında, ferrule etkisinin olmadığı K-3'te, dentindeki stres değerleri düşmüştür. Prefabrike post uygulamalarında ise, ferrule etkisi ortadan kalktığında dentinde oluşan stres değerleri artmıştır. Sorensen ve arkadaşları(142), ferrule etkisi oluşturulmuş dişlerde oluşan kırıkların, klinik olarak daha kabul edilebilir düzeyde olduğunu belirtmişlerdir. Ferrule dizaynı, dişe gelen kuvvetleri kalan diş dokusuna dağıtarak, restore edilen dişin mekanik özelliklerini artırır(42,142,143). Bu şekilde, post ya da kronun dişe olan bağlantısı korunur ve kök kırığı oluşma riski azalır(143,209). Kalan gingival dentin dokusunun üzeri ne kadar fazla kaplanırsa, oklüzal yükler de o kadar iyi dağıtılır(142). Ferrule dizaynı, lateral kuvvetlerin neden olacağı kırılmaları da önler ve ayrıca post kor uygulanmış dişteki kırık paternlerini de etkileyebilir(142,143,209). Saupe ve arkadaşları(53), ferrule etkisi oluşturulmamış restorasyonlarda, geri dönüşümü olmayacak kırıklar oluştuğunu bildirmişlerdir. Sorensen ve arkadaşlarının çalışmasında(142); 1 mm'lik ferrule etkisi oluşturulmuş dişlerin, ferrule uygulanmayan dişlere göre 2 kat daha fazla kırılma direnci gösterdiği tespit edilmiştir. Bu konuda yapılmış klinik çalışmalar, ideal ferrule boyutu olarak 1.5-2 mm'yi tavsiye etmektedirler(106,180,210,211). Ichim ve arkadaşlarının(180), çalışmasında post kor uygulaması yapılmış dişlerde farklı boyutlarda ferrule dizaynları oluşturulmuştur. Ferrule dizaynları içinde, en fazla destek, 1.5 ve 2 mm'lik dizayna sahip dişlerde görülmüş, ancak 1.5 ve 2 mm'lik gruplar arasında fark olmadığı da belirtilmiştir(180). Bu çalışmada, Ichim ve arkadaşlarının(180) sonuçları ile uyumlu olarak; K-1 ve K-2 için hazırlanan modellerde, 1,5 mm'lik ferrule etkisi oluşturulması uygun görülmüştür (Şekil 3.4.a-b, 3.5.a-b). Daha ileri düzeydeki kök dentin kaybının simule edildiği K-3. ve K-4'te, kök dentin kaybına bağlı olarak ferrule etkisi oluşturulması mümkün olmamıştır (Şekil 3.6.a-b, 3.7.a-b). Çalışmamızda; post, siman ve dentin tabakalarında görülen en yüksek stres değerleri, ferrule etkisi oluşturulamayan modellerde tespit edilmiştir (Tablo 4.1). Yine Sorensen(142), Ichim(180) ve Pierrisnard(198) ve arkadaşlarının

alışmalarında da, ferrule etkisi ortadan kalktığında restorasyonun olumsuz yönde etkilendiğı görölmüştür.

Bu çalışmada, post-kor uygulamasını takiben metal destekli porselen kron uygulanarak restore edilmiş alt birinci küçükazı dişine, 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiz metodu kullanılarak dinamik yük uygulaması gerçekleştirilmiştir(190). Post-kor restorasyonlarının stres analizlerinin yapıldığı çalışmaların tamamına yakını, statik yüklerin uygulanmasıyla gerçekleştirilmiştir(17-22,56,180). Ancak ısırma eylemi, zamanla değışiklik gösteren dinamik bir olaydır(212). Bu nedenle, klinik koşulları daha iyi taklit edilebilmek için, çalışmamızda statik yük uygulaması yerine dinamik yük uygulaması tercih edilmiştir(190). Laurell ve arkadaşları(213), ağızda küükazılar bölgesinde oluşan çiğneme kuvvetlerinin sıklıkla 100 N'dan daha düşük olduğunu, oluşan maksimum değerin ise 150 N olduğunu bildirmişlerdir. Bu çalışmanın sonuçlarını değerlendiren, Mannocci ve arkadaşları(51), kendi çalışmalarında, dinamik yük uygulaması için bu iki değerin(213) ortalaması olan 125 N'luk yük değerini tercih etmişlerdir. Biz de çalışmamızda, alt birinci küçükazı dişine uygulanacak dinamik yüklemede, yük miktarı olarak Mannocci ve arkadaşlarının(51) tercih ettiğı 125 N yük değerini kullandık. Seçilen bu değeri, 1 Hz frekansta(189) alt birinci premolar dişin porselen kronu üzerinden, Okeson'un alt birinci küçükazı dişi için tanımladığı oklüzal temas noktalarına uygun şekilde(189), porselen kronun bukkal tüberkül tepesinden ve distal kenar marjinal sırtından(189)(Şekil 3.8), Mannocci ve arkadaşlarının(51) ve Soares ve arkadaşlarının(181) alışmasında tercih ettiğı şekilde, dişin uzun aksıyla 45° açı yapacak şekilde uygulanmıştır (Şekil 3.8). Literatürde, restorasyona uygulanacak yüklerin, dişin uzun aksına göre farklı açılarda da uygulanabildiğı görölmektedir(13,19,180,214). Ichim ve arkadaşları(180) 120°, Boschian Pest ve arkadaşları(13)15.7°, Lanza ve arkadaşları(19) 120° ve Yaman ve arkadaşları ise(214) 26° yük uygulamasını tercih etmişlerdir. Ancak, biz çalışmamızda yükün hem lateral hem de vertikal bileşkelerinin etkilerini görebilmek için 45°'lik yük uygulamasını tercih ettik(51,181).

Post-kor uygulamasıyla restore edilmiş dişlere dinamik yük uygulamalarında frekans miktarı değıştirilebilmektedir. Literatürde farklı frekanslarda yük

uygulandığı gösterilmiştir(25,51,215). Dinamik yük uygulamasında; Forberger ve arkadaşları(25) 1.7 Hz, Heydecke ve arkadaşları(215) 1.3 Hz ve Mannocci ve arkadaşları(51) ise 2 Hz değerleri tercih etmişlerdir. Bu uygulamanın amacı, uygulanan yükün sıklığını arttırarak test süresini kısaltmaktır(216). Bizim çalışmamızda gerçekleştirilen dinamik yük uygulanmasında, sonuçların gerçeği mümkün olduğu kadar gerçeği yansıtabilmesi için ağızdaki çiğnemenin sıklık değeri olan 1 Hz tercih edilmiştir(212). Çalışmamız bilgisayar ortamına gerçekleştirildiği için, test süresini kısaltmaya yönelik bu uygulamaya gerek duyulmamıştır.

Çalışmamızda, uygulanan yükün kron üzerinde homojen olarak dağıtılabilmesi için, her iki yük uygulanacak bölgede, 5 ayrı nokta seçilmiş ve her bir noktaya 12.5 N'luk kuvvetler uygulanmıştır(şekil 3.8). Dinamik yük uygulaması, Khani ve arkadaşlarının çalışmasında uygulandığı gibi toplam 5 siklusa gerçekleştirilmiştir(190).

Post simantasyonu, restore edilecek dişin kanal boşluğuna uygulanacak postun tutuculuğu ve sistemde oluşabilecek mikrosızıntı açısından son derece önemli bir aşamadır(217). Simantasyon için kullanılabilecek farklı siman tipleri mevcuttur. Bunlar; çinkofosfat siman, polikarboksilat siman, cam iyonomer siman, rezin modifiye cam iyonomer siman ve rezin simanlardır(4,30,78,163). Günümüzde post materyallerinin simantasyonunda en sık olarak rezin simanlar tercih edilmektedir(18,20,181). Çalışmamızda post materyallerinin dentine simantasyonunda, Asmussen(20) ve Soares ve arkadaşlarının(181) çalışmalarında olduğu gibi rezin simanlar tercih edilmiştir. Duret ve arkadaşları(218); klinik çalışmalarında, dişin koronal 1/3'lük kısmında kanal duvarlarında açılanma yapmışlar ve post materyali ile dentin duvarları arasındaki boşluğu simanlarla güçlendirmeye çalışmışlardır. Sonuç olarak, rezin siman kullanılarak restore edilen sistemler, çinko fosfat kullanılarak restore edilen sistemlerden daha dirençli bulunmuştur(218). Duret ve arkadaşlarının(218) çalışmasının sonuçları, çalışmamızda post materyallerinin simantasyonunda rezin simanların kullanımını desteklemektedir. Çünkü çalışmamızda benzer bir şekilde(218) prefabrike postların uygulanmasında, kök dentini kaybına uğramış

dişlerin rezin siman uygulamasıyla güçlendirilmesi gerekli olmuştur. Isador ve arkadaşları(88) tarafından yapılan bir çalışmada; çinko fosfat simanın dentin, mine, metal ve seramiğe bağlantı kuvveti sıfırken; rezin simanın dentine bağlanması 20 MPa, mineye bağlanması 25 MPa, silanlanmış seramiğe bağlanmasının ise 30 MPa olduğu belirtilmiştir. Junge ve arkadaşları(219), rezin simanların periyodik yük uygulamaları altında; fosfat siman ve rezin modifiye cam iyonomer simanlardan daha dayanıklı olduğunu tespit etmişlerdir. Resin esaslı simanlar, özellikle kanal dentin kaybına uğramış ince kanal duvarlarına sahip dişlerde, kökü desteklemek için kullanılırlar(10,103). Geleneksel simanların bu duruma etkisi daha sınırlıdır(53,103).

Bu çalışmada, postların dentine simantasyonunda kullanılan resin simanın kalınlığı, K-1'de, PF dışındaki tüm postlar için Asmussen(20) ve Soares ve arkadaşlarının(181) çalışmasında olduğu gibi 0.1 mm olarak kabul edilmiştir. Aynı şekilde kanal duvarlarının açılanmaya başladığı noktaya kadar, bütün postlar için post materyali ile kanal dentin duvarları arasındaki siman kalınlığı yine 0.1 mm kabul edilmiştir(20,181). Post materyali ile dentin duvarları arasındaki siman tabakasının kalınlığı mümkün olduğunca eşit olmalıdır(113). Siman tabakasının eşit kalınlıkta olmaması restorasyonun zayıflamasına neden olmaktadır(130). Post simantasyonunda kullanılan simanın kırılma direnci dişlerin kırılma direncini önemli düzeyde etkiler(130). Normal oklüzal kuvvetler kron ve kanal boşluğuna yerleştirilen post materyalinde mikrohareketlere neden olur. Bu hareketler restorasyonda stres artışlarına yol açar(113,130).

Literatürde, sonlu elemanlar stres analiz metoduyla yapılan çalışmalarda kanal preparasyonu ideal olarak hazırlanmış dişlere, prefabrike post simantasyonunda kullanılan siman kalınlığının, 0.05 ile 0.25 mm arasında olduğu belirtilmiştir(17-21,181). Çalışmamızda, klinik koşulları mümkün olduğunca taklit edebilmek için resin simanın kalınlığı Asmussen(20) ve Soares ve arkadaşlarının(181) çalışmasında tercih edildiği gibi düşük kalınlıkta (0.1 mm) seçilmiştir. D'Arcangelo ve arkadaşları(220), resin siman kalınlığının 0.3 mm'den fazla olduğu durumlarda bağlantı dayanımının azaldığını belirtmişlerdir. Valandro ve arkadaşları(221) da, resin siman tabakasının ince olmasının retantif özelliği

arttıracağını söylemişlerdir. Tay ve arkadaşları(222) ise, kalın olan rezin siman tabakasında daha fazla polimerizasyon büzülmesi oluşacağını ifade etmişlerdir. Ancak, sonlu elemanlar stres analiz metodu kullanılarak gerçekleştirilen bu çalışmada, polimerizasyon büzülmesinin etkilerinin stres analizlerinde görülebilmesi mümkün değildir. Her ne kadar bu etkenler, 3 boyutlu sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak gerçekleştirilen bu çalışmanın sonuçlarını etkilemese de, yine de rezin siman tabakasının kalınlığının belirlenmesinde, önemli unsurlar olarak dikkate alınmıştır(181,220,221).

Farklı düzeylerde dentin kaybına uğramış dişlerdeki stres oluşumlarının değerlendirildiği bu çalışmada, rezin simanların artan kalınlıkları nedeniyle uğrayacağı polimerizasyon büzülmesi sonucu oluşacak streslerin değerlendirilmesi mümkün olamamıştır. Simantasyonu olumsuz yönde etkileyen diğer bir etken de C faktördür(223). Davidson ve arkadaşları(223) tarafından bağlanan yüzeylerin bağlanmayan yüzeylere oranı şeklinde tanımlanmıştır. Bouillaguet ve arkadaşlarının(224) çalışmasında, normal kavitelerde en fazla 5 olan bu değerin, post kavitelerinde 200'lere kadar çıkabildiği ifade edilmiştir. Bu durumda çalışmamızda modellenen klinik durumlardaki dişlerin post yuvalarında yüksek polimerizasyon stresi oluşumu kaçınılmazdır(224). Bu çalışmada, farklı kanal dentin kayıp miktarları nedeniyle, artacak rezin siman kalınlıkları sonucunda, polimerizasyon streslerinde görülecek artışın, çalışmanın sonuçlarına önemli düzeyde etkisi olacağı öngörülmektedir(49,225). Ancak kullanılan metod gereği, bu çalışmada polimerizasyon streslerinin oluşumlarının stres analizlerindeki etkilerini incelemek mümkün olamamıştır. Benzer konuda gerçekleştirilecek in vitro çalışmalarla, polimerizasyon streslerinin etkilerinin ayrıca araştırılması gereklidir.

Bu çalışmada, Zarone ve arkadaşları(182) ve Soares ve arkadaşlarının(181) çalışmalarında kullandıkları, Rely X ARC (RelyX ARC, 3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) rezin simana ait mekanik özellikler tercih edilmiştir(181,182). Son yıllarda rezin simanlar; üstün bağlantı özellikleri, yüksek basma ve çekme dayanıklılıkları, yüksek düzeyde retansiyon sağlamaları ve elastik modülüslerinin dentine yakın olması gibi nedenlerle klinikte sık olarak kullanılmaktadır(18,50). Özellikle fiberle güçlendirilmiş postlarla birlikte

kullanıldıklarında hem posta, hem de diş dokusuna etkili düzeyde bağlanabilmektedirler(33,54). Metal destekli porselen kronun kor yapıya simantasyonunda ise çinko fosfat siman tercih edilmiştir(16,20). Rezin simanlar stres yoğunluğunu post ve kök yapıları arasında iletirler ve bu şekilde stres yoğunluğunu azaltarak kırık oluşumunu önlerler(87,188). Post siman ve siman dentin arasındaki bağlantı, endodontik restorasyonların optimum özelliklerinin sağlanmasında önemli bir parametredir(71). Lanza ve arkadaşlarının(19) çalışmasının sonuçlarına göre; postların rijiditesi ne kadar azalırsa, post simantasyonunda kullanılan simanın elastisite modülünün önemi de o derece azalmaktadır. Rijit yapıdaki KF post materyallerinin simantasyonunda ise, daha esnek yapıdaki bir simanın kullanımını önermektedirler(19). Aynı çalışmada rijit yapıdaki KF postlar iki farklı rezin siman kullanılarak simante edilmiştir(19). Daha düşük elastisite modülüne sahip simanın kullanımı, dentine yakın elastisite modülüne sahip siman kullanımına göre sistemde daha az stres oluşturmuştur(19). Çalışmamızda kullanılan post materyallerinden biri de KF postlardır. Rely X ARC gibi, elastisite modülü 5.1 GPa (182)(Tablo 3.3) olan bir rezin simanın kullanımı, çalışmamızda KF post kullanılan modellerde oluşan stres değerlerini azaltmıştır. Zarone ve arkadaşları(182) daha esnek yapıdaki rezin simanların kullanımının, bağlantı bölgelerinde oluşacak stresleri azalttığını belirtmişlerdir. Soares ve arkadaşlarının(181) çalışmasının sonuçlarına göre; Rely X ARC rezin siman kullanılan modellerde; rezin modifiye cam iyonomer ve çinko fosfat siman kullanılan modellere göre, siman tabakasında daha az stres olduğu ve kök dentininde stres dağılımının daha iyi olduğu gözlenmiştir. Çalışmamızda rezin siman olarak Rely X ARC'ye ait mekanik özelliklerin kullanımının yerinde bir tercih olduğu, literatürdeki diğer çalışmaların sonuçları ile desteklenmiştir(181,182).

Literatürde, fiber içerikli ve prefabrike post materyallerinin simantasyonunda farklı rezin simanların kullanıldığı görülmektedir(15,182,226-228). Farklı yapısal özelliklerdeki post materyallerinin kök dentinine simantasyonunda; Rely X Unicem (3M ESPE, St.Paul, MN, ABD)(226), Panavia 21 (Kuraray Medical Inc., Tokyo, JAPAN)(41) ve Panavia F (Kuraray Medical Inc., Tokyo, JAPAN)(15,228) kullanılarak gerçekleştirilmiş çalışmalar mevcuttur. Panavia rezin simanlar, iyi

düzeyde mekanik özelliklere sahiptir(15,227,228). Aynı zamanda, sahip oldukları MDP monomer sayesinde, zirkonya gibi farklı substratlara da başarılı bir şekilde bağlanabilmektedirler(229). Diğer yandan, MDP monomer düşük pH derecesine sahiptir(230). Çalışmamızda da kullanılan, PF post materyallerinin simantasyonunda, düşük pH değerine sahip bonding ajanlarının kullanımının, polietilen fiberlerin yapısına zarar verebileceği bildirilmiştir(231). Çalışmamızda kullanılan metod gereği, bu durumun analiz sonuçlarını etkilemesi mümkün değildir. Fakat çalışmamızdan elde edilen sonuçların, klinik koşulları mümkün olduğunca karşılayabilmesi için, post materyallerinin simantasyonunda Panavia rezin simanlara ait mekanik özelliklerin kullanımı tercih edilmemiştir.

Çalışmamızda; post materyalleri ile kanal dentini arasında, tüm yüzeyler boyunca ideal bir bağlantı olduğu kabul edilmiştir. Bağlantı bozuklukları, post kor sistemlerin başarısını olumsuz yönde etkiler(96). Yu ve arkadaşları(167); kanal dentini ve post materyalleri arasındaki bağlantıda lokal bir bozukluk olması durumunda, bunun kök dentini üzerindeki stres dağılımına olan negatif etkisinin göz ardı edilebilecek seviyede olacağını bildirmişlerdir. Dentin tabakasının, farklı bölgelerindeki mekanik ve yapısal özelliklerine bağlı olarak, dentin bağlantı kuvvetinin etkilenebileceği bildirilmiştir(232). Aşırı kanal dentin kaybı ve kanal duvarlarında kole bölgesine doğru açılanma olan bir dişte, dişin iç kısımlarındaki dentin miktarı azalmıştır(45). Oluşan bu boşluk, yapıştırıcı ajan ve post materyaliyle restore edilmiştir(39). Bu gibi klinik durumlarda, siman tabakası ve kök dentini arasındaki bağlantı yüzeyleri, daha az stres absorbe edebilen, daha dıştaki dentin tabakasında yer alır(93). Fazla miktarda kök dentin dokusu kaybı nedeniyle siman tabakası kalınlığının artması, C faktör oluşumu ve bağlantı yüzeyinin stres absorbe etme özelliği daha az olan dıştaki dentin tabakasında yer alması, post materyali ile kanal dentin duvarları arasındaki bağlantıyı olumsuz yönde etkiler(47,93). Feilzer ve arkadaşları(233), bağlantı yüzeylerinde, artmış C faktör değerleri için kontraksiyon streslerinin daha hızlı gerçekleşeceğini ve daha yüksek değerde oluşacağını, bunun da bağlantıyı olumsuz yönde etkileyebileceğini belirtmişlerdir. Fiber postların ışık geçirgenliği kök kanal duvarları boyunca rezin materyal stresini azaltır ve C değerinin azalmasına yardımcı olur(234,235). Aksi durumda sağlam kanal dentin duvarları içine hapsolmuş

kontraksiyon stresi, post materyali ile dentin kanal duvarları arasındaki bağlanma dayanıklılığını aşarak bağlantı kopmalarına neden olabilir(47,67). Bu çalışma, sonlu elemanlar stres analiz metodu kullanılarak gerçekleştirildiği için; post materyali, siman ve kök dentini arasındaki bağlantının %100 başarılı olduğu kabul edilmiştir. Klinik uygulamalarda görülebilecek olası bağlantı bozukluklarının, sistemdeki stres dağılımlarına etkilerinin değerlendirilmesi mümkün olamamıştır. Bağlantı problemlerinin çalışmanın sonuçlarına olan etkilerinin değerlendirilmesi için in vitro çalışmaların gerçekleştirilmesi gerekmektedir.

Post materyalinin kanal boşluğuna simantasyonu sırasında, kanal içinde hidrostatik basınç oluşumuna bağlı stres oluşumu görülür(71). Bu durum post materyalinin kanal boşluğu içine tam olarak oturmasını engeller ve dişte kırıklara yol açabilir(38,71). Bu stres artışı post üzerinde oluşturulan vent adı verilen siman kaçış yolu ile engellenebilir. Uca doğru daralan yapıdaki postlarda vent oluşturulmasına gerek yoktur(10). Simantasyonda kullanılan simanın kıvamı da, kök kanalında oluşan stres miktarını etkiler. Yoğun kıvamlı simanlar daha fazla basınç oluştururlar(220). Yapıştırıcı simanlar uygun seviyede akışkan özelliğe sahip olmalı ve lentülo ile kanala uygulanabilmelidir(236). Lentülonun santrfüj etkisi sayesinde, simanın kanal dentin duvarlarıyla temasının daha iyi olacağı ve siman tabakasında daha az hava kabarcığı oluşacağı bildirilmiştir(10). Fakat, lentülo uygulamasının simanın polimerizasyonunu hızlandırdığı bildirilmiştir(237). Yukarıdaki bilgilerden yola çıkarak, in vitro şartlarda siman tipi ve kullanım yöntemindeki farklılıkların, sonuç restorasyonun başarısı üzerine farklı etkilerinin olabileceği gözönünde bulundurulmalıdır. Ancak, çalışmamızda kullanılan stres analiz metodu gereği, kök dentini ile post materyali arasındaki bağlantı, PF post dışındaki diğer tüm modeller için ideal kabul edilmiştir. Bu nedenle bağlantı bozukluklarının stres dağılımına etkilerini değerlendirmek mümkün olamamıştır.

Dental literatürde, çiğneme kuvvetinin büyüklüğüne ilişkin pek çok çalışma mevcuttur(192,213,238-241). Literatürde; doğal dişler, hareketli bölümlü protezler, tam protezler, sabit bölümlü protezler ve implant destekli protezler üzerinde gerçekleştirilmiş stres ölçümleri ve kuvvet analiz çalışmaları mevcuttur(192,238,239). Ağızda oluşan çiğneme kuvvetlerinin miktarına ilişkin

yapılan çalışmalarda, yetişkin bireylerde maksimum ısırma kuvvetinin ortalama olarak 710 N olduğu bildirilmiştir(240). Gibbs ve arkadaşlarına(241) göre çiğneme ve yutkunma esnasında maksimum ısırma kuvvetinin %40'ı uygulanmaktadır. Craig(192) maksimum ısırma kuvvetinin 200-240 N arasında değiştiğini bildirmiştir. Laurell ve arkadaşları(213), ağızda kkızılar bölgesinde oluşan çiğneme kuvvetlerinin sıklıkla 100 N'dan daha dşk olduğunu, oluşan maksimum değerin ise 150 N olduğunu bildirmişlerdir.

Isırma eylemi, zamanla değişiklik gösteren dinamik bir olaydır. Alt çenenin en yüksek kapanma hızı maksilla rehber alındığında 140 mm/sn'dir. Bir ğn sırasında geçen çiğneme süresi 450 saniyedir(212). iğnemenin 1 Hz'lik frekans ile yapıldığı ve alt çenenin kapanış hızıyla hesaplandığında, her çiğneme darbesinde 0.3 sn diş temasının bulunduğu düşünülürse, çiğneme kuvvetleri dişler üzerinde günde 9 dakika süreyle etkili olmaktadır(212). Yutkunma gibi diğer aktiviteler de bu sreye ilave edildiğinde dişlerin günde yaklaşık olarak 17.5 dakika temasta kaldıkları görülür(212). Bu hesaba göre 1 yıllık çiğneme sayısı 383250 turdur. Çalışmamızda uygulanan döngü sayısının belirlenmesi; Craig(192), Yüzügüllü(193) ve Kharisat'ın(194) alışmalarıyla aynıdır.

Yorulma testi sonuçlarına göre, her bir model için kullanılan tek parça post-kor ve prefabrike post materyallerinin, uzun dönem başarısının değerlendirilmesi mümkün olmuştur. Her bir klinik senaryo için; farklı post materyallerinin ve tek parça post-kor materyalleri için farklı kalınlıkların, post materyallerinin yorulma testi üzerine etkileri incelenmiştir. Elde edilen sonuçlar, 1 yıllık çiğneme sayısı olan 383250(192-194) sayısına bölünerek her bir post materyalinin ortalama klinik başarısızlık süresi hesaplanmıştır (Tablo 4.2-4.5).

Klinikte dental post materyallerinin yorulma analizlerinin yapıldığı çok sayıda klinik çalışma mevcuttur(148-153). Ma ve arkadaşları(148), ferrule etkisi oluşturulmuş ve oluşturulmamış keser dişleri, ParaPost Fiber White kompozit post kullanarak restore etmiş ve dişlere yorulma deneyi gerçekleştirmişlerdir. Sonuçta; 1 mm ferrule etkisi oluşturulmuş grupta yorulma deneyi sonuçlarına göre klinik başarısızlığın, 262,872 (21,432) yükleme siklusu sonrasında görüldüğü

bildirilmiştir(148). Ferrule etkisi oluşturulmayan grupta başarısızlık, 213 (317) ve 0.5 mm ferrule etkisi oluşturulan grupta ise, 155,137 (68,991) siklus sonrasında görülmüştür(148). Çalışmamızın sonuçlarına göre, ferrule etkisinin oluşturulmadığı prefabrike post uygulanmış modellerde, stres değerlerinin ferrule etkisi oluşturulan modellere göre arttığı belirlenmiştir. Bu nedenle çalışmamızdan elde edilen sonuçlar Ma ve arkadaşlarının(148) çalışmasının sonuçlarını desteklemektedir. Hayashi ve arkadaşları(149), çekilmiş premolar dişlere kanal tedavisi yaptıktan sonra bu dişleri kuartz fiber post ve paslanmaz çelik post kullanarak restore etmişlerdir. Son gruptaki dişlere ise kanal preparasyonu yapılmış ancak post uygulanmamıştır(149). Tüm gruptaki örnekler vertikal ve oblik doğrultuda yorulma deneyi gerçekleştirmişlerdir(149). Sonuçta, fiber post materyali ile kompozit kor uygulaması her iki doğrultuda en yüksek kırılma direncini göstermiştir(149). Çalışmamızdan elde edilen sonuçlara göre de, elastisite modülü KF postlara kıyasla dentine daha yakın olan CF ve PF postların KBSS değerleri, rijit yapıdaki (AU,Tİ,ZR) post materyallerine göre, Hayashi ve arkadaşlarının(149) çalışmasında olduğu gibi, belirgin düzeyde üstün bulunmuştur. Baldissara ve arkadaşları(151), farklı post materyallerinin yorulma dayanımı değerlerini karşılaştırmışlar ve CF postların en yüksek direnci gösterdiğini belirlemişlerdir. Çalışmamızda, CF post uygulanan modeller; Baldissara ve arkadaşlarının(151) çalışmasında olduğu gibi, tüm klinik senaryolar için en yüksek KBSS değerlerini göstermişlerdir (Tablo 4.2, 4.3, 4.4, 4.5). Scotti ve arkadaşları(150), çekilmiş dişlere kanal tedavisi yaptıktan sonra farklı uzunluklarda cam fiber post uygulaması yapmışlardır. Daha sonra restore edilmiş dişlere yorulma deneyi gerçekleştirilmiştir(150). Yorulma deneyi gerçekleştirilen tüm gruplar için 2 milyon yükleme sonrasında kırık oluşumu görülmemiştir(150). Grandini ve arkadaşları(154) da, farklı marka cam fiber postlar kullanarak restore ettikleri dişlerde, 3 farklı cam fiber post tipi için 2 milyon siklus sonrasında kırık oluşmadığını tespit etmişlerdir. Bu sonuçlar araştırmamızın sonuçları ile uyumludur(154). Çalışmamızdaki tüm klinik senaryolar için, CF post kullanılan modellerden elde edilen KBSS değerleri 2 milyon siklustan daha fazladır (Tablo 4.2, 4.3, 4.4, 4.5). Wiskott ve arkadaşları(153), farklı post materyallerinin yorulma dayanımı sonuçlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, en yüksek yorulma dayanımı değerlerini cam ve kuartz fiber içerikli post materyallerinin kullanıldığı dişlerde saptamışlardır. Ayrıca fiber içerikli postların kullanıldığı dişlerden elde

edilen yorulma dayanımı değerlerinin, metal ve seramik postlara göre iki kat daha fazla olduğunu belirtmişlerdir(153). Çalışmamızda CF ve PF postların uygulandığı modellerden elde edilen KBSS değerleri AL ve ZR post kullanılan modellerden elde edilen değerlere göre iki kat daha fazladır (Tablo 4.2, 4.3, 4.4, 4.5). Buna göre çalışmamızın sonuçları Wiskott ve arkadaşlarının(153) çalışmasının sonuçlarıyla uyumludur.

Literatürde dental post materyalleri için gerçekleştirilmiş çok sayıda yorulma deneyi çalışması mevcuttur(148-154). Tüm bu çalışmalarda post uygulaması yapılmış örnekler ancak belirli sayıda yüklemeye maruz bırakılmış ve birçoğunda kırılma meydana gelmemiştir(148,150-154). Literatürdeki diğer çalışmalardan(150-154) farklı olarak bizim çalışmamızda, her bir model 10 milyon kez yüklenmiştir. Yük uygulanan modellerde, post materyalleri en fazla 8 milyon kez yük uygulamasına dayanabilmiştir. Buna bağlı olarak her bir modeldeki post materyali için klinik ağızda kalma süresinin öngörülmesi mümkün olmuştur.

Post-kor materyalleri uygulanarak restore edilen dişlere dinamik yük uygulamasında tercih edilen yükleme sayısı, çalışmanın amacına göre değişiklik gösterir(25,51,148,150-154). Mikrosızıntı(51) ve marjinal uyumsuzluk(25) çalışmalarında, restorasyonların kırılmaması için sınırlı sayıda yük uygulanır. Yorulma deneylerinde ise mikrosızıntı testlerine(51) göre daha fazla sayıda yük uygulanır. Çalışmamızda, yorulma deneyleri gerçekleştirildiği için mikrosızıntı testlerinde belirtilen yükleme sayılarından(51) daha fazla sayıda yük uygulaması yapılmıştır. Mannocci ve arkadaşları(51) post-kor restorasyonlarında mikrosızıntı düzeylerini araştırdıkları çalışmalarında 300,000 yük uygulamasını tercih etmişlerdir. Ancak literatürde post-kor restorasyonlarda kırık oluşumunun 1 milyon kez yük uygulandıktan sonra görüldüğü bildirilmiştir(242). Bu nedenle, yorulma deneylerinde uygulanan yük sayısı 1 milyondan fazladır(25,149-151). Heydecke ve arkadaşları(215) 1,2 milyon, Hayashi(149), Scotti(150) ve Baldissara(151) ise yorulma deneyi çalışmalarında 2 milyon kez yük uygulamışlardır. Ancak bu sayıdaki yük uygulamaları, restorasyonların tümünde kırık oluşumuna neden olmamıştır(150,151). Çalışmamızda tüm modellerdeki post materyalleri, uzun dönem klinik başarılarının öngörülebilmesi için başarısızlık görülene kadar

yüklenmiştir. Çalışmamızın sonuçlarına göre, modellerin tamamına yakınında post materyalleri, Scotti(150) ve Grandini(154)'nin çalışmasında olduğu gibi 2 milyon kez yük uygulanmasına dayanmıştır.

Yorulma deneyleri gerçekleştirilmesi zaman alan testlerdir. Deney süresinin kısaltılması için çiğneme frekansları arttırılmaktadır(25,149-151,155,156,215). Çalışmamızın sonuçlarının gerçeğe yakın olabilmesi için, normal çiğneme frekansı olan 1 Hz tercih edilmiştir(212). Hayashi ve arkadaşları(149) 2 Hz, Scotti ve arkadaşları(150) ve Baldissara(151) 8 Hz ve Grandini ve arkadaşları(154) da bizim çalışmamızdan farklı olarak, 3 Hz'lik çiğneme frekanslarını kullanmışlardır. Bu araştırmalar(149-151) in vitro koşullarda gerçekleştirildiği için deney süresinin kısaltılmasına yönelik böyle bir uygulama tercih edilmiş olabilir. Fakat bizim çalışmamız bilgisayar ortamında gerçekleştirildiği için, çiğneme frekansının arttırılmasına gerek duyulmamıştır. Bu durum, yorulma deneylerinin gerçekleştirilmesinde, sonlu elemanlar yöntemi kullanımının bir avantajı olarak değerlendirilebilir. Tüm yorulma deneyleri bilgisayar ortamında gerçekleştirildiğinden dolayı, invitro deneylere göre daha kısa sürede sonuçlanmıştır.

Çalışmamızda gerçekleştirilen, yorulma deneyi sonuçlarına göre, tüm klinik senaryolar için CF ve PF postların kullanımı diğer post materyallerine göre daha avantajlı bulunmuştur (Tablo 4.2-4.5). Dinamik yük uygulamasıyla gerçekleştirilen stres analizlerinin sonuçlarına göre; K-1, K-2 ve K-3'te; dentin, post-dentin arasındaki siman tabakası ve post materyalindeki stres oluşumları bir bütün olarak değerlendirildiğinde, sistemin tümünde en düşük stres değerlerinin CF ve PF post kullanılan modellerde olduğu tespit edilmiştir (Tablo 4.1). Çalışmamızda stres analizleri ve yorulma deneyleri sonucu elde edilen veriler, kök dentin kaybına bağlı olarak kole bölgesi aşırı incelmış dişlerin restorasyonu için, K-4'te yine CF ve PF postların kullanımının avantajlı olacağını göstermiştir.

Bu çalışmada; 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiz metodu kullanılarak, farklı miktarlarda kök dentini kaybına uğramış, dişler post-kor uygulamasıyla restore edilmiştir. Post-kor uygulamasını takiben metal destekli porselen kron

uygulanarak 3 boyutlu modellerin restorasyonu tamamlanmıştır. Daha sonra, modellere dinamik yük uygulaması yapılmış ve her bir model için stres analizleri ve yorulma deneyleri gerçekleştirilmiştir. Tamamen bilgisayar ortamında hazırlanan bu çalışmanın, kendi içerisinde bazı sınırlamaları mevcuttur. Çalışmanın sonuçlarını etkileyebilecek birçok faktörün etkilerini görmek mümkün olamamıştır. Özellikle, kanala uygulanan post materyali ile kök dentini arasında modellenen siman tabakası için, bağlantının ideal olduğu kabul edilmiştir. Ancak; K-2, K-3 ve K-4'te tek parça post uygulamalarından farklı olarak; CF, KF ve Tİ uygulamalarında post materyali ile kanal duvarları arasındaki boşluğu siman tabakası doldurmuştur. Bu modellerde siman kalınlığı fazla olacağı için yüksek düzeyde kontraksiyon stres oluşumu kaçınılmazdır. Post simantasyonunda; C faktör değerinin 200'lere çıkabildiği bildirilmiştir(49). Feilzer ve arkadaşları(233), bağlantı yüzeylerinde, artmış C faktör değerleri için kontraksiyon streslerinin daha hızlı gerçekleşeceğini ve daha yüksek değerde oluşacağını, bunun da bağlantıyı olumsuz yönde etkileyebileceğini belirtmişlerdir. Fiber postların ışık geçirgenliği kök kanal duvarları boyunca rezin materyal stresini azaltır ve C değerinin azalmasına yardımcı olur(234,235). Aksi durumda, sağlam kanal dentin duvarları içine hapsolmuş kontraksiyon stresi, post materyali ile dentin kanal duvarları arasındaki bağlanma dayanıklılığını aşarak bağlantı kopmalarına neden olabilir(47,67). Ancak, bu çalışmada sonlu elemanlar yöntemi ile kontraksiyon streslerinin etkilerinin değerlendirilmesi mümkün olmamıştır. Ayrıca fiber postların ışık geçirgenliği nedeniyle; Tİ postlarda fiber postlara göre daha bağlantı daha zayıf yapıda olacaktır(234,235). Fakat, bu durumun etkilerinin görülmesi de mümkün olmamıştır. K-2, K-3 ve K-4'te artmış siman kalınlıkları nedeniyle oluşacak kontraksiyon streslerinin, invitro koşullarda gerçekleştirilecek benzer bir çalışmanın sonuçlarını etkileyebileceği öngörülmektedir.

Fiber postların; nem kontaminasyonu ve uzun dönem su teması sonrasında mekanik özelliklerinde önemli düşüşler görüldüğü bildirilmiştir(85,86). Bu çalışmada kullanılan stres analiz metodu gereği, dinamik yük uygulaması sırasında, nemli ağız ortamının taklit edilmesi mümkün değildir. Bu nedenle, fiber post materyalleri kullanılarak restore edilen modellerde, nem kontaminasyonunun, restorasyonun uzun dönem başarısına etkilerini değerlendirmek mümkün

olamamıştır. Literatürde; farklı post materyalleri içinde CF ve PF postların, daha düşük düzeyde mikrosızıntı gösterdiği belirtilmiştir(48,206). Buna göre çalışmamızda; CF ve PF post materyalleri için elde edilen sonuçların klinik çalışmaların sonuçlarına daha yakın olacağı öngörülmektedir.

Bu çalışmada, PF post kullanılarak restore edilen modellerde, post materyali ile kök dentini arasında siman tabakası modellenmemiştir. Literatürde, polietilen fiber post kullanılarak restore edilmiş dişlerden alınan SEM görüntülerinde, polietilen fiber post ve kök dentini arasında, 5 mikron kalınlıkta siman tabakası gözlenmiştir(48). Bu değer, çalışmada ideal siman kalınlığı değeri olarak kabul edilen 0.1 mm'den(20) çok daha düşük bir değerdir. Bu nedenle, çalışmanın sonuçları üzerindeki etkisi çok düşük olacağı öngörüldüğünden, polietilen fiber materyali ile kök dentini arasında siman tabakası modellenmemiştir. Polietilen fiber post materyali ile kök dentini arasında siman tabakasının modellenmemesinin diğer bir nedeni de, 5 mikron kalınlığındaki bir tabakanın analize sokulmasının, stres analizlerinin yapıldığı bilgisayarın kapasitesinin çok üzerinde bir donanım gerektirmesidir.

Çalışmamızda; post materyalleri ile kanal dentini arasında, tüm yüzeyler boyunca ideal bir bağlantı olduğu kabul edilmiştir. Bağlantı bozuklukları, post kor sistemlerin başarısını olumsuz yönde etkiler(96). J. Yu ve arkadaşları(167); kanal dentini ve post materyalleri arasındaki bağlantıda lokal bir bozukluk olması durumunda, kök dentini üzerindeki stres dağılımının, negatif yönde çok az seviyede etkilendiğini bildirmişlerdir. Bu çalışmada; kullanılan metod gereği, post materyalleri ile kök dentini arasındaki bağlantı ideal kabul edilmiş ve klinik uygulamaya bağlı oluşabilecek bağlantı bozukluklarının etkilerini değerlendirmek mümkün olmamıştır.

Bu çalışmada; dinamik yük uygulaması ile gerçekleştirilen stres analizlerinden elde edilen veriler kullanılarak, tüm modellerde kullanılan post materyalleri için yorulma deneyleri gerçekleştirilmiştir. Yorulma deneyi sonuçları, modellerde oluşan stres değer ve dağılımlarının farklı bir yazılıma, yorulma deneyi gerçekleştirilecek materyallerin S-N eğrileriyle birlikte aktarılmıştır(191). Yazılım, tüm bu verileri kullanarak post materyalleri için yorulma deneyi sonuçlarını

vermiştir. Post-kor restorasyonlarına yönelik stres analizleri için hazırlanan modeller çok sayıda farklı tabakadan oluşmaktadır. Sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak gerçekleştirilen yorulma deneylerinde, modeldeki tabakalara ait S-N eğrileri yazılıma tanıtılarak, tüm sistem için yorulma deneyleri gerçekleştirilebilir. Bu çalışmada, S-N eğrileri bilinmesine rağmen, modellerde çok sayıdaki tabaka varlığı nedeniyle sistemin tümüne yorulma deneyi gerçekleştirilmesi mümkün olamamıştır. Ancak çok gelişmiş özelliklere sahip bir bilgisayar kullanılarak, daha az detay ve tabaka içeren modeller için yorulma analizleri yapılabileceği öngörülmektedir.

Günümüzde aşırı kök dentin kaybına uğramış dişlerin restorasyonunda, farklı uygulama yöntemleri belirtilse de, kullanımı önerilen kesin bir tedavi yöntemi mevcut değildir. Bu çalışmada, sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak farklı seviyelerde dentin kaybına uğramış dişlerin restorasyonunda farklı post materyallerinin uygulanmasının etkileri araştırılmıştır. Sonlu elemanlar stres analiz metodu kullanılarak gerçekleştirilen bu çalışmanın sonuçları, kök dentin kaybına uğramış dişlerin restorasyonu için nasıl bir uygulama yapılması gerektiği konusunda yol gösterici olacaktır. Ancak, kullanılan metod ve çalışmanın limitasyonları dahilinde elde edilen sonuçlara göre, farklı seviyelerde kök dentini kaybına uğramış dişlerin restorasyonunda kullanılacak yöntemin, restorasyonun uzun dönem başarısına olan etkilerinin incelenebilmesi için uzun dönem kontrollü klinik çalışmalara ihtiyaç vardır.

6.SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada, farklı düzeylerde kök dentini kaybına uğramış alt birinci premolar diş modelleri, farklı post materyalleri uygulamasıyla restore edilmiştir. Restorasyonu takiben, oluşturulan tüm modellere dinamik yük uygulaması yapılarak, sistemde oluşan streslerin miktarı ve dağılımları incelenmiştir. Dinamik yük uygulaması sonrasında ise tüm modellere yorulma deneyi gerçekleştirilmiştir. Elde edilen veriler ışığında çalışmanın sonuçları aşağıdaki gibi özetlenebilir:

1. Farklı düzeylerde dentin kaybına uğramış dişlerin, post-kor uygulanarak restore edilmesinde, kalan rezidüel dentin miktarı önemli bir parametredir. Dentin desteğinin yeterli olduğu dişlerde rijit yapıdaki (AU,ZR) post materyallerinin kullanımı dentin dokusunda fiber içerikli esnek yapıdaki post materyallerine göre daha az stres oluşturmuştur.
2. Minimum kök dentin kaybına uğramış dişlerin post-kor restorasyonlarında (K-1,K-2); dentin, post simanı ve post materyalinde oluşan stresler bir bütün olarak değerlendirildiğinde, en düşük stres değerleri CF ve PF post kullanılan modellerde tespit edilmiştir.
3. Kök dentin kaybının ileri seviyede modellendiği K-3 ve K-4'te, dentinde yüksek düzeyde stres değerleri saptanmıştır. Dentin kaybının ileri seviyede olduğu, ancak diş etrafındaki basamağın tamamen diş yapısı üzerinde olduğu K-3'te, dentin dokusunda oluşan en düşük stres değerleri, rijit yapıdaki (AU,ZR) post materyallerinin uygulandığı modellerde tespit edilmiştir. En yüksek stres değerleri ise, CF ve KF post uygulanan modellerde saptanmıştır. Ayrıca, K-3 için CF ve KF post uygulanan modellerde, kole bölgesinde stres birikimleri görülmüştür. Bu nedenle, K-3'e benzer durumdaki dişlerin restorasyonunda,

CF ve KF post materyalleri kullanımının, AU ve ZR post uygulamalarına göre olumsuz sonuçlar doğurabileceği öngörülmüştür.

4. Kök dentin kaybı nedeniyle, diş etrafındaki basamağın yarısının kor yapı üzerinde şekillendirilmesi gereken K-4'te, dentin dokusunda oluşan en düşük stres değerleri, PF ve Tİ postların kullanıldığı modellerde saptanmıştır. AU ve ZR post kullanılan modellerde ise, dentin dokusunda, tüm analizler boyunca oluşan en yüksek stres değerleri tespit edilmiştir. AU ve ZR post uygulanan modellerde, streslerin çok ince yapıdaki basamak bölgesinde yoğunlaştığı gözlenmiştir. Bu nedenle; K-4'e benzer durumdaki dişlerin restorasyonunda, PF ve Tİ post kullanımının, AU ve ZR post uygulamasına göre daha avantajlı olacağı düşünülebilir.
5. Tüm modeller için gerçekleştirilen stres analizlerinde; fiber postların stresi çevre dokulara iletmediği, rijit yapıdaki post materyallerinin ise stresi kendi bünyesinde karşıladığı görülmüştür. Fiber içerikli postlarda, stres dağılımının düzensiz olduğu, rijit yapıdaki postlarda ise daha homojen bir dağılım olduğu tespit edilmiştir.
6. Post materyalleri ile kök dentini arasındaki siman tabakasında oluşan stresler değerlendirildiğinde; rijit yapıdaki post materyallerinin kullanıldığı modellerde, fiber post uygulamalarına göre daha yüksek seviyede stres oluşumu saptanmıştır. Oluşan bu streslerin, siman tabakasında kopma ya da çatlamaya neden olacağı öngörülebilir.
7. Tüm klinik senaryolarda, post materyalleri üzerinde gerçekleştirilen yorulma deneyi sonuçlarına göre; en yüksek KBSS değerleri, CF ve PF post kullanılan modellerde tespit edilmiştir. En düşük değerler ise, ZR post kullanılan modellerde saptanmıştır. Diğer post materyallerinin KBSS değerleri arasında önemli bir fark bulunamamıştır.

8. Yorulma deneyleri sonuçlarına göre; CF ve PF postların, ZR ve AU postlara kıyasla klinik ağızda kalma sürelerinin daha uzun olacağı öngörülebilir.

KAYNAKLAR

1. SORENSEN JA., ENGELMAN MJ. (1990). Ferrule design and fracture Resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 63:529-536.
2. SEDGLEY CM., MESSER HH. (1992). Are endodontically treated teeth more brittle? *J Endod.* 18:332-335.
3. REEH ES., MESSER HH, DOUGLAS WH. (1989). Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod*, 15:512-516.
4. SHILLINGBURG HT., HOBOS S., WHITSETT LD., JACOBI R., BRACKETT, SE. (1997). Preparations for extensively damaged teeth, *Quintessence*, Chicago.
5. HUDIS SI., GOLDSTEIN GR. (1986). Restoration of endodontically treated teeth: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 55:33-38.
6. ASSIF D., GORFIL C. (1994). Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 71:565-567.
7. ÇALIŞKAN MK (2006). Endodontide Tanı ve Tedaviler, Nobel Tıp Kitapevleri İstanbul.
8. ROBBINS JW. (2002). Restoration of the Endodontically Treated Tooth, *Dent Clin North Am.* 46:367-384.
9. MACERI F., MARTIGNONI M., VAIROA U. (2007). Mechanical behaviour of endodontic restorations with multiple prefabricated posts: A finite-element approach. *Journal of Biomechanics.* 40:2386-2398.
10. ROSENSTIEL SF., LAND MF., FUJIMOTO J. (1995). *Contemporary Fixed Prosthodontics*, 2nd. Ed, The C.V. Mosby, St. Louis.
11. BARJAU-ESCRIBANO A., SANCHO-BRU JL., FORNER-NAVARRO L., RODRIGUEZ-CERVANTES PJ., PEREZ-GONZALEZ A., SANCHES-MARIN FT. (2006). Influence of prefabricated post material on restored teeth: fracture strength and stress distribution. *Oper Dent.* 31:47-54.

12. DE CASTRO ALBUQUERQUE R., DE ABREU POLLETO LT., FONTANA R., CIMINI CA. (2003). Stress analysis of an upper central incisor restored with different posts. *J Oral Rehabil.* 30:936–942.
13. BOSCHIAN PEST L., GUIDOTTI S., PIETRABISSA R., GAGLIANI M.(2006). Stress distribution in a post-restored tooth using the three dimensional finite element method. *J Oral Rehabil.* 33:690–697.
14. TOPARLI M. (2003). Stress analysis in a post-restored tooth utilizing the finite element method. *J Oral Rehabil.* 30:470–476.
15. LI LL., WANG ZY., BAI ZC., MAO Y., GAO B., XIN HT., ZHOU B., ZHANG Y., LIU B. (2006). Three-dimensional finite element analysis of weakened roots restored with different cements in combination with titanium alloy posts. *Chinese Medical Journal.* 119(4):305-311.
16. HOLMES DC., DIAZ-ARNOLD AM, LEARY JM. (1996). Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent.* 75:140-7.
17. ESKITASCIOGLU G., BELLİ S., KALKAN M. (2002). Evaluation of two post core systems using two different methods (fracture strength test and a finite elemental stress analysis). *J Endod.* 28(9):629-33.
18. PEGORETTI A., FAMBRI L., ZAPPINI G., BIANCHETTI M. (2002). Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomater.* 23:2667–2682.
19. LANZA A., AVERSA R., RENGO S., APICELLA D., APICELLA A. (2005). 3D FEA of cemented steel, glass, carbon posts in a maxillary incisor. *Dent Mater.* 21:709–15.
20. ASMUSSEN E., PEUTZFELDT A., SAHAFI A. (2005). Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel restored teeth. *J Prosthet Dent.* 94:321-9.
21. UDDANWADIKER RV., PADOLE PM., ARYA H. (2007). Effect of variation of root post in different layers of tooth: Linear vs. nonlinear finite element stress analysis. *J Biosci Bioeng.* 104(5): 363-370.
22. YAMAN SD., KARACAER O., ŞAHİN M. (2004). Stress distribution of post-core applications in maxillary incisors. *J Biomater Appl.* 18:163-177.
23. ROSENTRITT M., FURER C. (2000). Comparison of in vitro fracture strength of metallic and tooth colored posts and cores. *J Oral Rehabil.* 27:595-601.

24. GU S., RASIMICK B. (2007). In vitro evaluation of 5 core materials. *J Prosthodont.* 16:25-30.
25. FORBERGER N., GÖHRING TN. (2008). Influence of the type of post and core on in vitro marginal continuity, fracture resistance, and fracture mode of lithia disilicate-based all-ceramic crowns, *J Prosthet Dent.* 100(4):264-73.
26. GURBUZ T., SENGUL F., ALTUN C. (2008). Finite element stress analysis of short-post core and over restorations prepared with different Restorative materials. *Dent Mater J.* 27(4):499-507.
27. ABRAMOVITZ L., LEV R., FUSS Z., METZGER Z. (2001). The unpredictability of seal after post space preparation: a fluid transport study. *J Endod.* 27:292-295.
28. SCHWARTZ RS., ROBBINS JW. (2004). Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod.* 30: 290–301.
29. AQUAVIVA SF., SHARAT S., IVY C. (2003). Factors determining post selection. A literature review. *J Prosthet Dent.* 90:556-62.
30. ANUSAVICE K.J. (1996). Philips's Science of Dental Materials. 10th Edition. *W.B. Saunders Company*, Pennsylvania, 49-74.
31. SMITH CT., SCHUMAN N. (1997). Restoration of endodontically treated teeth: a guide for the restorative dentist. *Quintessence Int.* 28:457-62.
32. COHEN BI., PAGNILLO MK., CONDOS S., DEUTSCH AS. (1995). Comparison of the torsional failure for seven endodontic post systems. *J Prosthet Dent.* 74:350-7.
33. TORBJÖRNER A., FRANSSON B. (2004). A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth. *Int J Prosthodont.* 17:369-376.
34. DIETSCHI D., DUC O., KREJCI I. (2008). Biomechanical considerations for the restoration endodontically treated teeth: A systematic review of the literature review, Part II(Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). *Quintessence Int.* 39:117-129.
35. VICH A., FERRARI M., DAVIDSON CL. (2000). Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *J Prosthet Dent.* 83:412-7.

36. MEYENBERG KH., LUTHY H., SCHAAERER P. (1995). Zirconia posts: A new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthetic Dentistry*. 7:73-80.
37. AKKAYAN B., GULMEZ T. (2002). Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent*. 87:431-7.
38. FERNANDES AS., DESSAI GS. (2001). Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: a review. *Int J Prosthodont*. 14:355-63.
39. MARCHI GM., PAULILLO LA., PIMENTA LA., DE LIMA FA. (2003). Effect of different filling materials in combination with intraradicular posts on the resistance to fracture of weakened roots. *J Oral Rehabil*. 30(6):623-629.
40. PEREIRA JR., DE ORNELAS F., CONTI PC., DO VALLE AL. (2006). Effect of crown ferrule on the fracture resistance of endodontically treated teeth restored with prefabricated posts *J Prosthet Dent*. 95(1):50-54.
41. MORGANO SM. (1996). Restoration of pulpless teeth: Application of traditional principles in present and future contexts. *J Prosthet Dent*. 75(4): 375-380.
42. LLOYD PM., PALIK JF. (1993). The philosophies of dowel diameter preparation: a literature review. *J Prosthet Dent*. 69:32-6.
43. LUI JL. (1992). Cement reinforcement of a weakened endodontically treated root: A case report. *Quintessence Int*. 23(8):533-538.
44. LUI JL. (1994). Composite resin reinforcement of flared canals using light-transmitting plastic posts. *Quintessence Int*. 25(5):313-319.
45. GUTMANN JL. (1992). The dentin-root complex: Anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent*. 67: 458-67.
46. XIN W., ANNA TTC., YA-MING C., KEVIN HKY., ROGER JS. (2006). Effectiveness and dentin bond strengths of two materials for reinforcing thin-walled roots. *Dent Mater*. 23(4):479-85.
47. CHOI KK., CONDON JR. (2000). The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite. *J Dent Res*. 79(3):812-17.
48. ERKUT S., GULSAHI K., IMIRZALIOGLU P., CAGLAR A., KARBHARI VM., OZMEN I. (2008). Microleakage in overflared root canals. *Oper Dent*. 33(1): 92-101.

49. BRAGA RR., BOARO LC., KUROI T., AZVEDEO CL., SINGER JM. (2006). Influence of cavity dimensions and their derivatives (volume and "C" factor) on shrinkage stress development and microleakage of composite restorations. *Dent Mater.* 22(9):818-823.
50. PIWOWARCZYK A., LAUER HC., SORENSEN JA. (2005). Microleakage of various cementing agents for full cast crowns. *Dent Mater.* 21:445-453.
51. MANNOCCI F., FERRARI M., WATSON T. (2001). Microleakage of endodontically treated teeth restored with fiber posts and composite cores after cyclic loading. A confocal microscopic study. *J Prosthet Dent.* 85:284-91.
52. FREDRIKSSON M., ASTBACK J., PAMENIUS M, ARVIDSON K. (1998). A retrospective study of 236 patients with teeth restored by carbon fiber-reinforced epoxy resin posts. *J Prosthet Dent.* 80:151-7.
53. SAUPE WA., GLUSKIN AH., RADKE RA Jr. (1996). A comparative study of fracture resistance between morphologic dowel and cores and a resin-reinforced dowel system in the intraradicular restoration of structurally compromised roots. *Quintessence Int.* 27:483-91.
54. MANNOCCI E., FERRARI M., WATSON TF. (1999). Intermittent loading of teeth restored using quartz fiber, carbon-quartz fiber and zirconium dioxide ceramic root canal posts. *J Adhes Dent.* 1:153-8.
55. JR MARTELLI H., PELLIZZER EP., ROSA BT. (2008). Fracture resistance of structurally compromised root filled bovine teeth restored with accessory glass fibre posts. *Int Endod J.* 41:685-692.
56. RUNDQUIST BD., VERSLUIS A. (2006). How does canal taper affect root stresses? *Int Endod J.* 39:226-237.
57. DİKBAŞ T., DÜLGER J. (2003). Endodontik tedavi görmüş dişlerin güncel post-core sistemleriyle restorasyonlarına genel bakış. *Akademik Dental.* 5:1-9.
58. RAYGOT CG., CHAI J., JAMESON DL. (2001). Fracture resistance and primary failure mode of endodontically treated teeth with a carbon fiber reinforced resin post system in vitro. *Int J Prosthodont.* 14:141-145.
59. HU YH., PANG LJ., LAU YH. (2003). Fracture resistance of endodontically treated anterior teeth restored with four post and core systems. *Quintessence Int.* 34:349-53.

60. MARTINEZ INSUA A., DA SILVA L., RILO B. (1998). Comparison of fracture resistance of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon fiber post with a composite core. *J Prosthet Dent.* 80:527-32.
61. TJAN AHL., WHANG SD. (1985). Resistance to root fracture of dowel channels with various thicknesses of buccal dentin walls. *J Prosthet Dent.* 53:496–500.
62. BOSCHIAN PB., CAVALLI G., BERTANI P., GAGLIANI M. (2002). Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: Push-out tests and SEM observations. *Dent Mater.* 18:596-602.
63. OWEN, J.T., HINTON, E. (1980). A simple guide to finite elements, Pineridge Press Ltd, Swansea, UK., 136 p.
64. CHEUNG, Y.K., YEO M.F. (1979). A practical introduction to finite element analysis, Pitman Publishing Ltd, 180 p.
65. ZIENKIEWICZ O.C. (1977). The finite element method, 3rd edition, McGraw Hill Company Ltd (UK), 787 p.
66. HUYSMANS MC., VAN DER VARST PG. (1993). Finite element analysis of quasistatic and fatigue failure of post and cores. *J Dent.* 21:57–64.
67. MORGANO SM., RODRIGUES AHC., SABROSA CE. (2004). Restoration of endodontically treated teeth. *Dent Clin North Am.* 48:397-416.
68. DİKBAŞ İ., KÖKSAL T. (2006). Post-kor uygulamalarında başarısızlıklar. *Atatürk Üniv. Diş. Hek. Fak. Derg.* 16:41-51.
69. PRISCO D., DE SANTIS R., MOLLICA F., AMBROSIO L., RENGO S., NICOLAIS L. (2003). Fiber post adhesion to resin luting cements in the restoration of endodontically-treated teeth. *Oper Dent.* 28:515–21.
70. AKSORNMUANG J., NAKAJIMA M., FOXTON RM., TAGAMI J. (2007). Mechanical properties and bond strength of dual-cure resin composites to root canal dentin. *Dent Mater.* 23:226–34.
71. PETERS MC., POORT HW., FARAH JW., CRAIG RG. (1983). Stress analysis of a tooth restored with a post and core. *J Dent Res.* 62:358–62.
72. TAY FR., PASHLEY DH. (2007). Monoblocks in root canals: A hypothetical or a tangible goal? *J Endod.* 33:391–398.
73. HELING I., GORFIL C., SLUTZKY H., KOPOLOVIC K. (2002). Endodontic failure caused by inadequate restoration procedures: Review and treatment recommendations. *J Prosthet Dent.* 87:674- 678.

74. HUNTER AJ., FEIGLIN B. (1989). Effects of post placement on endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 62:166-172.
75. LAMBJERG-HANSEN H., ASMUSSEN E. (1997). Mechanical properties of endodontic posts. *J Oral Rehabil.* 24:882-887.
76. PEROZ I., BLANKENSTEIN F. (2005). Restoring endodontically treated teeth with post and cores. *Quintessence Int.* 36:737-746.
77. ALAÇAM T., NALBANT L., ALAÇAM A. (1998). İleri Restorasyon Teknikleri. 1. Baskı, Polat Basımevi. Ankara.
78. MORGANO SM., BRACKETT SE. (1999). Foundation restorations in fixed prosthodontics: Current knowledge and future needs, *J Prosthet Dent.* 643-657.
79. QUALTROUGH AJE., MANOCCI F. (2003). Tooth-colored post systems: A review, *Oper Dent.* 28:86-91.
80. DEAN JP., JEANSONNE BG., SARKAR N. (1998). In vitro evaluation of a carbon fiber post. *J Endod.* 24:807-10.
81. SMITH T., SCHUMAN J., WASSON W. (1998) Biomechanical criteria for evaluating prefabricated post and core systems: A guide for the restorative dentist, *Quintessence Int.* 29:305-312
82. ERKUT S, EMINKAHYAGIL N., IMIRZALIOGLU P., TUNGA U. (2004). A technique for restoring an overflared root canal in an anterior tooth. *J Prosthet Dent.* 92:581-3.
83. SILVERS JE., JOHNSON WT. (1992). Restoration of endodontically treated teeth. *Dent Clin North Am.* 36:631-648.
84. KOUTAYAS SO., KERN M. (1999). All-Ceramic Post and Cores; The State of The Art. *Quintessence Int.* 30:383-392.
85. PURTON DG., PAYNE JA. (1996). Comparison of Carbon Fiber and Stainless Steel Root Canal Posts, *Quintessence Int.* 27:93-97.
86. FERRARI M., SCOTTI R. (2002). Fiber Posts. Characteristics and Clinical Applications. Mason S.p.A., Milano, Italy.
87. ASMUSSEN E., PEUTZFELD A., HEITZMANN T. (1999). Stiffness, elastic limit and strength of newer types of endodontic posts, *J. Dent.* 27:275-278.
88. ISADOR F., OMDAN P., BRONDUM K. (1996). Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. *Int J Prosthodont.* 9:131-136.

89. UZUN G., HERSEK N., TINCER T. (1999). Effects of five woven fiber reinforcements on the impact and transverse strength of a denture base resin, *J Prosthet Dent.* 81:616–620.
90. ERTAS NC., HERSEK N., SAHIN E. (2000). Water sorption and dimensional changes of denture base polymer reinforced with glass fibers in continuous unidirectional and woven form. *Int J Prosthodont.* 13:487–493.
91. ERMAN G. (2001). Fiber ile desteklenmiş kompozit rezin post-core restorasyonların diagonal kuvvetler karşısındaki dayanıklılığının in-vitro incelenmesi. Hacettepe Ü Diş Hek Fak Doktora Tezi.
92. DE SANTIS R., PRISCO D., APICELLA A., AMBROSIO L., RENGO S., NICOLAIS L. (2000). Carbon post adhesion to resin luting cement in the restoration of endodontically treated teeth. *J Mater Sci Mater Med.* 11:201–6.
93. KISHEN A., KUMAR GV., CHEN NN. (2004). Stress-strain response in human dentine: Rethinking fracture predilection in postcore restored teeth *Dent Traumatol.* 20(2):90-100.
94. KEYF F., UZUN G., MUTLU M. (2003). The effects of HEMA-monomer and air atmosphere treatment of glass fibre on the transverse strength of a provisional fixed partial denture resin. *J Oral Rehabil.* 30:1142-1148.
95. SORRENTINO R., AVERSA R., FERRO V., AURIEMMA T., ZARONE F., FERRARI M., APICELLA A. (2007). Three-dimensional finite element analysis of strain and stress distributions in endodontically treated maxillary central incisors restored with different post, core and crown materials. *Dent Mater.* 23(8):983-93.
96. CAGIDIACO MC., RADOVIC I., SIMONETTI M., TAY FR., FERRARI M. (2007). Clinical performance of fiber post restorations in endodontically treated teeth: 2- year results. *Int J Prosthodont.* 20:293-298.
97. MANNOCCI F., SHERRIFF M., WATSON TF. (2001). Three-point bending test for fiber posts. *J Endod.* 27:758-61.
98. LASSILA LVJ., TANER J., LE BELL AM., NARVA K. (2004). Flexural properties of reinforced root canal posts. *Dent Mater.* 20:29-36.
99. UZUN G., KEYF F. (2007). Geleneksel Post-Core Sistemlerine Bir Alternatif: Polietilen Fiber Post. Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi Cilt: 31, Sayı: 2, Sayfa: 43-48.

100. ARI H., BELLİ S. (1999). Endodontik olarak tedavi edilen dişlerde güçlendirilmiş polietilen fiber post-core uygulaması: Olgu Sunumu. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*. 2:29-32.
101. FOKKINGA WA., KREULEN CM., LE BELL- RONNLOF A-M., LASSILA LVJ., VALITTU PK., CREUGERS NHJ. (2006). In vitro fracture behaviour of maxillary premolars with metal crowns and several post-and-core systems, *Eur J Oral Sci*. 114:250–256.
102. ZAIİMOĞLU A., CAN G. (2004). *Sabit Protezler*. Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları.
103. STANDLEE JP, CAPUTO AA. (1992). The retentive and stress distributing properties of split threaded endodontic dowels. *J Prosthet Dent*. 68:436-42.
104. COONEY JP., CAPUTO AA., TRABERT KC. (1986). Retention and stress distribution of tapered end endodontic posts. *J Prosthet Dent*. 55:540-6.
105. STOCKTON LW. (1999). Factors effecting retention of post systems. *J Prosthet Dent*. 81:380-385.
106. ISADOR F., BRONDUM K., RAVONHOLT G. (1999). The influence of post length and crown ferrule length on the resistance to cyclic loading of bovine teeth with prefabricated titanium posts. *Int J Prosthodont*. 12:78-82.
107. MATTISON GD., DELIVANIS PD., THACKER RW Jr., HASSEL KJ. (1984). Effect of post preparation on the apical seal. *J Prosthet Dent*. 51:785-9.
108. NISSAN J., DMITRI Y., ASSIF D. (2001). The use of reinforced composite resin cement as compensation for reduced post length. *J Prosthet Dent*. 86:304-8.
109. FROMMER HH. (1996). Radiology for dental auxiliaries. 6th ed. St Louis: Mosby; p. 265-6.
110. STANDLEE JP., CAPUTO AA., HANSON CC. (1978). Retention of endodontic dowels: effect of cement, dowel length, diameter and design. *J Prosthet Dent*. 39:400-405.
111. TRABERT KC, CAPUTO AA, ABOU-RASS M. (1978). Tooth fracture: a comparison of endodontic and restorative treatments. *J Endod*. 4:341-5.

112. SORENSEN JA., ENGELMAN MJ. (1990). Effect of post adaptation on fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 64:419-24.
113. COHEN BI., PAGNILLO MK., CONDOS S., DEUTSCH AS. (1996). Four different core materials measured for fracture strength in combination with five different designs of endodontic posts. *J Prosthet Dent.* 76:487-95.
114. MORGANO SM, MILOT P. (1993). Clinical success of cast metal posts and cores. *J Prosthet Dent.* 70:11-6.
115. BARKHORDAR RA., RADKE R., ABBASI J. (1989). Effect of metal collars on resistance of endodontically treated teeth to root fracture. *J Prosthet Dent.* 61:676-8.
116. BERGMAN B., LUNDQUIST P, SJOGREN U, SUNDQUIST G. (1989). Restorative and endodontic results after treatment with cast posts and cores. *J Prosthet Dent.* 61:10-5.
117. SIDOLI GE., KING PA., SETCHEL DJ. (1997). An in vitro evaluation of a carbon fiber based post and core system. *J Prosthet Dent.* 78:5-9.
118. COHEN BI., PAGNILLO MK., NEWMAN I., MUSIKANT BL., DEUTSCH AS. (1999). Effect of three bonding systems on torsional resistance of titanium-reinforced composite cores supported by two post designs. *J Prosthet Dent.* 81:678-83.
119. BURGESS JO., SUMMITT JB., ROBBINS JW. (1992). The resistance to tensile, compression and torsional forces provided by four post systems. *J Prosthet Dent.* 68:899-903.
120. TURNER CH. (1981). Cement distribution during post cementation. *J Dent.* 9:231-9.
121. LEWIS R., SMITH BG. (1988). A clinical survey of failed post retained crowns. *Br Dent J.* 165:95-7.
122. FREEDMAN GA. (2001). Esthetic post and core treatment. *Dent Clin North Am.* 45:03-16.
123. TORBJORNER A, FRANSSON B. (2004). Biomechanical aspects of prosthetic treatment of structurally compromised teeth. *Int J Prosthodont.* 17:131-145.
124. ROBBINS JW. (1990). Guidelines for the restoration of endodontically treated teeth. *J Am Dent Assoc.* 120:558-62.

125. STEPHEN C., RICHARD CB. (2002). *Pathways of the Pulp*, 8th Edition.
126. GOODACRE CJ., SPOLNIK KJ. (1995). The prosthodontic management of endodontically treated teeth: A literature review. Part III, Tooth preparation considerations. *J Prosthodont.* 4:122-8.
127. DESORT KD. (1983). The prosthodontic use of endodontically treated teeth: theory and biomechanics of post preparation. *J Prosthet Dent.* 49: 203-206.
128. MENDOZA DB., EAKLE WS. (1994). Retention of posts cemented with various dental bonding cements. *J Prosthet Dent.* 72:591-4.
129. MANNOCCI F., BERTELLI E., SHERRIFF M., WATSON TF., FORD TRP. (2002). Three-year clinical comparison of survival of endodontically treated teeth restored with either full cast coverage or with direct composite restoration. *J Prosthet Dent.* 88:297-301.
130. DEUTSCH AS., MUSICANT BL., CAVALLARI J., SILVERSTEIN BA., LEPLEY J., OHLEN K., LESSER M. (1985). Root fracture during insertion of prefabricated posts related to root size. *J Prosthet Dent.* 52:786-9.
131. WISE DM. (1996). Examination. In: Failure in the restored dentition: Management and treatment. 1st ed., Quintessence Publishing Co. Ltd., London, UK, 43-119.
132. HEYDECKE G., BUDTZ F., STRUB JR. (2001). Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems: an in vitro study. *J Dent.* 29:427-33.
133. GOODACRE CJ., KAN JYK. (2002). Restoration of endodontically treated teeth. In: Ingle JI, Bakland LK. Endodontics. BC Decker Inc., Canada. 913-50.
134. SILNESS J., GUSTAVSEN F., HUNSBETH J. (1979) Distribution of corrosion products in teeth restored with metal crowns retained by stainless steel posts. *Acta Odontol Scand.* 37:317-21.
135. FREEMAN MA., NICHOLLS JI., KYDD WL., HARRINGTON GW. (1998). Leakage associated with load fatigue-induced preliminary failure of full crowns placed over three different post and core systems. *J Endod.* 24: 26-32.

136. PITEL ML., HICKS NL. (2003). Evolving technology in endodontic posts. *Compendium*. 24:13-29.
137. ZINMAN EJ. (2006). Endodontic records and legal responsibilities. In: *Pathways of the pulp*. Cohen S, Hargreaves KM. 9. ed., Mosby, St. Louis. 400-60.
138. WAGNILT G., MUELLER K. (2006). Restoration of endodontically treated teeth. In: *Pathways of the pulp*. Cohen S, Hargreaves KM. 9. ed., Mosby, St. Louis. 786-822.
139. MOUNTOURIS G., SILIKAS N., ELIADES G. (2004). Effect of sodium hypochlorite treatment on the molecular composition and morphology of human coronal dentin. *J Adhes Dent*. 6:175-182.
140. KINNEY JH., BALOOCH M., MARSHALL SJ. (1996). Atomic force microscope measurements of the hardness and elasticity of peritubular and intertubular human dentin. *J Biomech Eng*. 118:133-135.
141. TORBJORNER A., KARLSSON S., ODMAN PA. (1995). Survival rate and failure characteristic for two post designs. *J Prosthet Dent*. 73:439-444.
142. SORENSEN JA., ENGELMAN MJ., MITO WT. (1988). Effect of ferrule design on fracture resistance of pulpless teeth, *J Dental Research Abs*. 142:130.
143. BARKHORDAR RA., RADKE R., ABBASI J. (1989). Effect of metal collars on resistance of endodontically treated teeth to root fracture. *J Prosthet Dent*. 61:676-8.
144. ASSIF D., NISSAN J., GAFNI Y., GORDON M. (2003). Assessment of the resistance to fracture of endodontically treated molars restored with amalgam. *J Prosthet Dent*. 89:462-465.
145. Malferrari S., Monaco C., Scotti R. (2003). Clinical evaluation of teeth restored with quartz fiber-reinforced epoxy resin posts. *Int J Prosthodont*. 16:39-44.
146. DELONG R., DOUGLAS WH. (1983). Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. *J Dent Res*. 62:32-36.
147. ROULET JF. (1990). Degredation of dental polymers: Basel: Karger AG, 108-110.

148. MA PS., NICHOLLS JI., JUNGE T., PHILLIPS KM. (2009). Load fatigue of teeth with different ferrule lengths, restored with fiber posts, composite resin cores, and all ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 102:229-34.
149. HAYASHI M., SUGETA A., TAKAHASHI Y., IMAZATO S., EBISU S. (2008). Static and fatigue fracture resistances of pulpless teeth restored with post-cores. *Dent Mater.* 24:1178–1186.
150. SCOTTI R., VALANDRO LF., GALHANO GAP., BALDISSARA P., BOTTINO MA. (2006). Effect of post length on the fatigue resistance of bovine teeth restored with bonded fiber posts: A pilot study. *Int J Prosthodont.* 19:504-06.
151. BALDISSARA P., DI GRAZIA V., PALANO A. CIOCCA L. (2006). Fatigue resistance of restored endodontically treated teeth. A multiparametric analysis. *Int J Prosthodont.* 19:25-7.
152. BOLHUIS P., DE GEE A., FEILZER A. (2004). Influence of fatigue loading on four post-and-core systems in maxillary premolars. *Quintessence Int.* 35:657-67.
153. WISKOTT HWA., MEYER M., PERRIARD J., SCHERRER SS. (2007). Rotational fatigue-resistance of seven post types anchored on natural teeth. *Dent Mater.* 23:1412–1419.
154. GRANDINI S., CHIEFFI N., CAGIDIACO MC, GORACCI C., FERRARI M. (2008). Fatigue resistance and structural integrity of different types of fiber posts. *Dent Mater J.* 27(5):687-94.
155. GRANDINI S., GORACCI C., MONTICELLI F., TAY FR., FERRARI M. (2005). Fatigue resistance and structural characteristics of fiber posts: three-point bending test and SEM evaluation. *Dent Mater* 21:75–82.
156. GOTO Y., NICHOLLS JI., PHILLIPS KM., JUNGE T. (2005). Fatigue resistance of endodontically treated teeth restored with three dowel-and-core systems. *J Prosthet Dent.* 93:45-50.
157. AKALTAN F. (2002). Yapıştırma simanları. TDBD, 71: 58-63.
158. ALAÇAM T., NALBANT L., ALAÇAM A. (1998). İleri Restorasyon Teknikleri. Sayfa:199-211, 309-340, Polat Yayınları, Ankara.
159. CHRISTENSEN GJ.(1993). The rise of resin for cementing restorations. *J Am Dent Assos.* 124:104-105.

160. HIKIKA K., VAN MEERBEEK., DE MUNCK J., IKEDA T., VAN LANDUYT K., MAIDA T., LAMBRECHTS P., PEUMANS M. (2007). Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mater.* 23(1):71-80.
161. CURA C., SARACOGLU A., COTERT S. (2003). Effect of different bonding agents on shear bond strengths of composite-bonded porcelain to enamel. *J Prosthet Dent.* 89:394-399.
162. BITTER K., PRIEHN K., MARTUS P., KIELBASSA A. (2006). In vitro evaluation of push-out bond strengths of various luting agents to tooth-colored posts. *J Prosthet Dent.* 95:302-310.
163. ROBERSON TM., HEYMAN HO., SWIFT EJ. (2006). Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry, 5th Edition, Elsevier Health Sciences.
164. CHANG JC., HART DA., ESTEY AW., CHAN JT. (2003). Tensile bond strength of five luting agents to two CAD/CAM restorative materials and enamel. *J Prosthet Dent.* 90:18-23.
165. Technical Product Profile: RelyX Self-adhesive Resin Cement, 3M ESPE Research and Development Scientific Service, 2002.
166. ROSENTRITT M., BEHR M., LANG R., HANDEL G. (2004). Influence of cement type on the marginal adaptation of all-ceramic MOD inlays. *Dent Mater.* 20:463-469.
167. YU WJ., KWON TY., KYUNG HM., KIM KH. (2006). An evaluation of localized debonding between fiberpost and root canal wall by finite element simulation. *Int Endod J.* 39:959-967.
168. ULUSOY M., AYDIN K. (1988). *Bölümlü Protezler*. Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları.
169. SAĞASEN HLEM. (2000). İçi boş silindir (hollow cylinder) implant destekli overdenturelarda iki üst yapı türünün kemikteki gerilme dağılımına etkileri. Doktora Tezi, Gazi Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara.
170. CRAIG R. (1997). *Restorative Dental Materials*, 10th Ed, The C.V, Mosby Co., St.Louis.
171. O' BRIEN WJ (1997). *Dental Materials and Their Selection*, 2nd Ed., Quintessence Publishing Co., ABD.

172. SHIGLEY JE. (1986). *Mechanical Engineering design*, First metric ed., McGraw-Hill Book Company, Singapur.
173. DOUGLAS WH. (1996). Considerations for modelling. *Dent Mater.* 12:203-207.
174. ROSENTRITT M., PLEIN T., KOLBECK C., BEHR M., HANDEL G. (2000). In vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth. *Int J Prosthodont.* 13:387-391.
175. DIETSCHI D., ROMELLI M., GORETTI A. (1997). Adaptation of adhesive posts and cores to dentin after fatigue testing. *Int J Prosthodont.* 10:498-507.
176. MANNOCCI F., INNOCENTI M., FERRARI M., WATSON TF. (1999). Confocal and scanning electron microscopic study of teeth restored with fiber posts, metal posts and composite resins. *J Endod.* 25: 789-94.
177. ASH M., NELSON S. (2003). *Wheeler's dental anatomy, physiology and occlusion*. 8th edition. Saunders Elsevier Science, ABD.
178. LINDHE J., KARRING T., LANG NP. (2003). *Clinical periodontology and implant dentistry*, 4th edition, Blackwell, Munksgaard.
179. RODRIGUEZ-CERVANTES PJ., SANCHO-BRU JL., BARJAU-ESCRIBANO A., FORNER-NAVARRO L., PEREZ-GONZALEZ A., SANCHEZ-MARIN. (2007). Influence of prefabricated post dimensions on restored maxillary central incisors. *J Oral Rehabil.* 34:141–152.
180. ICHIM I., KUZMANOVIC DV., LOVE RM. (2006). A finite element analysis of ferrule design on restoration resistance and distribution of stress within a root. *Int Endod J.* 39:443–452.
181. SOARES CJ., ARAUJO RAPASO LH., SOARES PV., SANTOS FILHO PCF., MENEZES MS., FERREIRE SOARES PB., MAGALHAES D. (2010). Effect of different cements on the biomechanical behavior of teeth restored with cast dowel-and-cores: In vitro and FEA analysis. *J Prosthodont.* 19: 130–137.
182. ZARONE F., SORRENTINO R., APICELLA D., VALENTINO B., FERRARI M., AVERSA R., APICELLA A. (2006). Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: A 3D static linear finite elements analysis. *Dent Mater.* 22:1035–1044.

183. MC LEAN JW. (1980). The science and art of dental ceramics, Vol:2, Bridge design and laboratory procedures in dental ceramics. Quintessence Publishing Co.,Inc. Chicago, ABD.
184. KO C., CHU C., CHUNG K., LEE M. (1992). Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J Prosthet Dent.* 68:421–7.
185. FARAH JW., CRAIG RG. (1988). Finite element analysis of a mandibular model. *J Oral Rehabil.* 15:615-24.
186. KYDD WL., MANDLEY J. (1967). The stiffness of palatal mucoperiosteum. *J Prosthet Dent.* 18:116-21.
187. FARAH JW., CRAIG RG. (1976). Distribution of stresses in porcelain fused to metal and porcelain jacket crowns. *J Dent Res.* 55:114-20.
188. FERRARI M., VICHI A., GARCIA-GODOY F. (2000). Clinical evaluation of -reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. *Am J Dent.* 13:15–118.
189. OKESON, J.P. (1999). Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion. 5th edition, Mosby. Chapter 6.
190. KHANI MM., TAFAZZOLI-SHADPOUR M., AGHAJANI F., NADERI P. (2009). Mechanical vulnerability of lower second premolar utilising visco-elastic dynamic stress analysis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 12(5):553-61.
191. BOYER HE. (1986). Atlas of fatigue curves, Metals Park Ohio: American Society for Metals, 17th edition.
192. CRAIG R. (2006) Restorative dental materials. 12th Edition. Chapter 2.
193. YUZUGULLU B., AVCI M. (2008). The implant-abutment interface of alumina and zirconia abutments. *Clin Implant Dent Relat Res.* 10(2):113-21.
194. KHARISAT A., STEGAROIU R., NOMURA S., MIYAKAWA O. (2002). Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent.* 88:604-10.
195. FEDERIK DR. (1974). An application of the dowel and composite resin core technique. *J Prosthet Dent.* 32:420-425.
196. ZILLICH RM, CORCORAN JF. (1984). Average maximum post lengths in endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 52:489-491.
197. SORENSEN JA., MARTINOFF JT. (1984). Clinically significant factors in dowel design. *J Prosthet Dent.* 52(1):28-35.

198. PIERRISNARD L., BOHIN F., RENAULT P., BARQUINSD M. (2002). Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: A mechanical study using finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 88:442-448.
199. RICHARD SS., JAMES WR. (2004). Post placement and restoration of endodontically treated teeth: A literature review. *J. Endod*. 30:289-301.
200. CLELLAND NL., ISMAIL YH., ZAKI HS., PIPKO D. (1991). Three dimensional finite element stress analysis in and around the screw-vent implant. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 6:391-8.
201. DURET B., REYNAUD M., DURET F. (1990). New concept of coronoradicular reconstruction: the composipost. *Chir Dent Fr*. 22;60(540): 131-41.
202. NEWMAN MP., YAMAN P., DENNISON J., RAFTER M., BILLY E. (2003). Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts. *J Prosthet Dent*. 89:360–367.
203. VASCONCELLOS WA., CIMINI CA Jr., ALBUQUERQUE RC. (2006). Effect of post geometry and material on the stress distribution of restored upper central incisors using 3D finite element models. Stress distribution on incisors with posts. *J Indian Prosthodont Soc*. 6:139-144.
204. REYNAUD M, REYNAUD P, DURET F, DURET B. (1994). US Patent no.5,328,372.
205. KING PA., SETCHELL DJ. (2003). Clinical evaluation of a carbon fiber reinforced endodontic post. *J Oral Rehabil*. 30:785-89.
206. USUMEZ A., COBANKARA FK., OZTURK N., ESKITASCIOGLU G., BELLI S. (2004). Microleakage of endodontically treated teeth with different dowel systems. *J Prosthet Dent*. 92:163-9.
207. KARHABRI VM., WANG J. (2007). Influence of triaxial braid denier on ribbon reinforced dental composites. *Dent Mater*. 23(8):969-976.
208. YOLDAS O., AKOVA T., UYSAL H. (2005). An experimental analysis of stresses in simulated flared root canals subjected to various post-core applications. *J Oral Rehabil*. 32:427-32.
209. MILOT P., STEIN RS. (1992). Root fracture in endodontically treated teeth related to post selection and crown design. *J Prosthet Dent*. 68:428–35.

210. LIBMAN WJ., NICHOLLS JI. (1995). Load fatigue of teeth restored with cast posts and cores and complete crowns. *Int J Prosthodont.* 8:155–161.
211. STANKIEWICZ NR., WILSON PR. (2002). The ferrule effect: a literature review, *Int Endod J.* 35:575–581.
212. BRUNSKI JB., SKALAK R. (1993). Biomechanics of osseointegration and dental prosthesis. In: osseointegration in oral rehabilitation, an introductory textbook. 1th. Ed. Naert I, Van Steenberghe D, Worthington P. 133-156.
213. LAURELL L., LUNDGREN D. (1984). A standardized programme for studying the occlusal force pattern during chewing and biting in prosthetically restored dentitions. *J Oral Rehabil.* 11:39-44.
214. YAMAN S., ALAÇAM T., YAMAN Y. (1998). Analysis of stress distribution in a maxillary central incisor subjected to various post and core applications. *J Endod.* 24(2):107-111.
215. HEYDECKE G., BUTZ F., HUSSEIN A., STRUB JR. (2002). Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. *J Prosthet Dent.* 87:438-45.
216. BATES JF, STAFFORD GD, HARRISON (1975). A. Masticatory functional review of the literature 2. Speed of movement of the mandible, rate of chewing and forces developed in chewing. *J Oral Rehabil.* 2:349-61.
217. TUNER C.H. (1981). Cement distribution during post cementation. *J Dent.* 9:231-239.
218. DURET B., DURET F., REYNAUD M., (1996). Long-life physical property preservation and postendodontic rehabilitation with the Composipost. *Compend Contin Educ Dent Suppl.* 20:50-56.
219. JUNGE T., NICHOLLS JI., PHILLIS KM., LIBMAN WJ. (1998). Load fatigue of compromised teeth: A comparison of 3 luting cements. *Int J Prosthodont.* 11:558-564.
220. D'ARCANGELO C., CINELLI M., DE ANGELIS F., D'AMARIO M. (2007). The effect of resin cement film thickness on the pullout strength of a fiber reinforced post system. *J Prosthet Dent.* 98:193-198.
221. VALANDRO LF., FILHO OD., VALERA MC., DE ARAUJO MA. (2005). The effect of adhesive systems on the pullout strength of a fiberglass-reinforced composite post system in bovine teeth. *J Adhes Dent.* 7:331-336.

222. TAY FR., LOUSHINE RJ., LAMBRECHTS P., WELLER RN., PASHLEY DH. (2005). Geometric factors affecting dentin bonding in root canals: A theoretical modeling approach *J Endod.* 31(8):584-589.
223. DAVIDSON CL, DE GEE AJ., FEILZER A. (1984). The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res.* 63(12):1396-1399.
224. BOUILLAGUET S., TROESCH S., WATAHA JC., KREJCI I., MEYER JM., PASHLEY DH. (2003). Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. *Dent Mater.* 19(3):199-205.
225. ALSTER D., FEILZER A., DE GEE AJ., DAVIDSON CL. (1997). Polymerization contraction stress in thin resin composite layers as a function of layer thickness. *Dent Mater.* 13:146-50.
226. BATEMAN GJ., LLOYD CH., CHADWICK RG., SAUNDERS WP. (2005). Retention of quartz-fibre endodontic posts with a self-adhesive dual cure resin cement. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 13(1):33-7.
227. BALBOSH A., LUDWIG K., KERN M. (2005). Comparison of titanium dowel retention using four different luting agents. *J Prosthet Dent.* 94(3):227-33.
228. SAHMALI S., DEMIREL F., SAYGILI G. (2004). Comparison of in vitro tensile bond strengths of luting cements to metallic and tooth-colored posts. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 24(3):256-63.
229. WOLFART M., LEHMANN F., WOLFART S., KERN M. (2007). Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dent Mater.* 23(1):45-50.
230. KUBO S., YOKOTA H., YOKOTA H., HAYASHI Y. (2001). Bond strengths and microleakage of new adhesive systems. Adhesive Dentistry Forum, Okayama, Japan.
231. HOWARD ES. D.M.D, F.A.D.M Dental School, University of Maryland, Ribbond, Inc.
Erişim: <http://www.ribbon.com/clintech/postcore/index.htm>
Erişim tarihi: 1999.
232. YANG B., LUDWIC K., ADELUNG R., KERN M. (2006). Micro-tensile bond strength of three luting resins to human regional dentin. *Dent Mater.* 22(1):45-56.

233. FEILZER A., DE GEE AJ., DAVIDSON CL. (1987). Setting stress in composite resin in relation to configuraiton of the restoration. *J Dent Res.* 66:636-639.
234. GIACHETTI L., RUSSO DS., BERTINI F., GIULIANI V. (2004). Translucent fiber post cementation using a light curing adhesive/composite system: SEM analysis and pull-out test. *J Dent.* 32:629-634.
235. GORACCI C., TAVARES A., FABINELLI A. (2004). The adhesion between fiber posts and root canal walls: Comparison between microtensile and pushout bond strength measurements. *Eur J Oral Sci.*112:353-361.
236. BOLHUIS H.P.B., GEE, A.J., FEILZER, A.J. (2005). The influence of fatigue loading on the quality of cement layer and retention strength of carbon fiber post resins composite core restorations. *Oper Dent.* 30:220-227.
237. WATZKE R., FRANKENBERGER R., NAUMANN M. (2009). Probability of interface imperfections within SEM cross-sections of adhesively luted GFP. *Dent Mater.* 25,10:1256-63.
238. LAURELL L., LUNDGREN D. (1987). Interfering occlusal contacts and distribution of chewing and biting forces in dentitions with fixed cantilever prostheses. *J Prosthet Dent.* 58(5):626-32.
239. CARR AB., LANEY WR. (1987). Maximum occlusal force levels in patients with ooseointegrated oral implant prosthesis and patients with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2(2):101-108.
240. MISCH CE. (2005). Dental Implant Prosthetics. Chapter 20.
241. GIBSS CH., MAHAN PE., LUNDEEN HC., BREHNAN K., WALSH EK., HOLBROO WB. (1981). Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *J Prosthet Dent.* 46(4):443-49.
242. HUYSMANS MC., PETERS MC., VAN DER VARST VG., PLASSEHAERT AJ. (1993). Failure behaviour of fatigue tested post and cores. *Int Endod J.* 26:294-300.