



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

**MAKSİLLER SANTRAL DİŞE UYGULANAN FARKLI POST
MATERYALLERİNİN STRES DAĞILIMININ
DEĞERLENDİRİLMESİ:
MİKRO BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ VERİLERİNE
DAYALI ÜÇ BOYUTLU SONLU ELEMANLAR ANALİZİ**

Dt. Merve YENİÇERİ ÖZATA
UZMANLIK TEZİ

ENDODONTİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN
Doç. Dr. Özkan ADIGÜZEL

DİYARBAKIR

2018



T.C.

DİCLE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ENDODONTİ ANABİLİM DALI

**MAKSİLLER SANTRAL DİŞE UYGULANAN FARKLI POST
MATERYALLERİNİN STRES DAĞILIMININ
DEĞERLENDİRİLMESİ:
MİKRO BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ VERİLERİNE
DAYALI ÜÇ BOYUTLU SONLU ELEMANLAR ANALİZİ**

Dt. Merve YENİÇERİ ÖZATA
UZMANLIK TEZİ

ENDODONTİ ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Doç. Dr. Özkan ADIGÜZEL

DİYARBAKIR

2018

Bu tez Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri
Koordinatörlüğünce desteklenmiştir.

Proje No: 18.002

T.C
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
Endodonti Anabilim Dalı

“Maksiller Santral Dişe Uygulanan Farklı Post Materyallerinin Stres Dağılımının Değerlendirilmesi: Mikro Bilgisayarlı Tomografi Verilerine Dayalı Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi” isimli Uzmanlık Tezi 05/11/2018 tarihinde tarafımızdan değerlendirilerek BAŞARILI/BAŞARISIZ bulunmuştur.

Uzmanlık Öğrencisi : Merve YENİÇERİ ÖZATA

Tez Danışmanı : Doç. Dr. Özkan ADIGÜZEL

Jüri Üyesinin

	Ünvanı	Adı Soyadı	Kurumu
Başkan	Prof. Dr.	Kürşat ER	Abderrahman Üniv. 
Üye	Doç. Dr.	Özkan ADIGÜZEL	Dicle Üniv. 
Üye	Doç. Dr.	Sadullah KAYA	Dicle Üniv. 

Yukarıdaki imzalar tasdik olunur.

05/11/2018..


Prof. Dr. İzzet YAVUZ
Dicle Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını ve tezimi Dicle Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü tez yazım kılavuzu standartlarına uygun bir şekilde hazırladığımı beyan ederim.

14/10/2018

Merve YENİÇERİ ÖZATA

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve tecrübesiyle bana destek olan, tez çalışmamı titizlikle yönlendiren saygıdeğer danışman hocam Doç. Dr. Özkan ADIGÜZEL'e,

Eğitimim süresince emeği geçen, klinik becerilerimi geliştirmemde yol gösterici olan saygıdeğer hocam Doç. Dr. Sadullah KAYA'ya,

Uzmanlık eğitimim süresince her konuda fikirlerine başvurduğum ve tez yazımı boyunca emeği geçen değerli arkadaşım Dr. Öğr. Üyesi Seda FALAKALOĞLU'na, her konuda desteğini esirgemeyen değerli çalışma arkadaşlarım Dt. Seda ERKAN ve Dt. Özlem AKYÜZ'e,

Hayatım boyunca sevgi ve şevkatlerini esirgemeyen, canım eşim, annem, babam ve kardeşime,

Araştırma görevlisi arkadaşlarıma ve bölüm çalışanlarına;

İçten dileklerle sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

İÇİNDEKİLER

BEYAN	İ
TEŞEKKÜR.....	İİ
SEMBOLLER/ KISALTMALAR	Vİİİ
RESİMLER DİZİNİ.....	İX
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	X
TABLolar DİZİNİ	Xİİİ
ÖZET	1
ABSTRACT.....	3
1. GİRİŞ ve AMAÇ	5
2. GENEL BİLGİLER	7
2.1. Post-Kor Sistemlerinin Tanımı	7
2.2. Post-Kor Restorasyonların Bileşenleri ve Özellikleri.....	7
2.2.1. Post.....	7
2.2.2. Kor	7
2.2.3. Koping.....	8
2.3. İdeal Post-Kor Sisteminde Olması Gereken Özellikler	8
2.4. Post Uygulamasında Post ile İlgili Değişkenler.....	9
2.4.1. Post Uzunluğu	9
2.4.2. Post Çapı	9
2.4.3. Post Tasarımı.....	9
2.4.4. Postun Estetik Özellikleri.....	10
2.4.5. Postun Tekrarlanabilirliği	10
2.5. Post Uygulamasında Diş ile İlgili Değişkenler	10
2.5.1. Kök Uzunluğu ve Genişliği.....	10

2.5.2. Dişin Anatomisi ve Kanal Konfigürasyonu	10
2.5.3. Kalan Koronal Diş Maddesi Miktarı	11
2.6. Post-Kor Restorasyonların Seçiminde Başarıyı Etkileyen Unsurlar	11
2.6.1. Kök Uzunluğu	11
2.6.2. Postun Çapı ve Uzunluğu	11
2.6.3. Ferrule Etkisi	12
2.6.4. Kanal Konfigürasyonu ve Post Adaptasyonu	12
2.6.5. Post Dizaynı ve Yüzey Özellikleri	12
2.6.6. Materyal Uyumu	13
2.6.7. Kor Retansiyonu	13
2.6.8. Estetik	14
2.6.9. Stres	14
2.7.1. Metal Postlar	15
2.7.1.1. Döküm Metal Postlar	15
2.7.1.2. Prefabrike Metal Postlar	16
2.7.2. Metal Olmayan Postlar	16
2.7.2.1. Fiberle güçlendirilmiş rezin postlar	16
- Karbon fiber postlar	16
- Polietilen fiber postlar	17
- Cam fiber postlar	17
- Kuartz fiber postlar	18
2.7.2.2. Seramik Postlar	18
- Cam seramik postlar	18
- Alüminyum oksit ile güçlendirilmiş seramik postlar	18
- Freze tekniği ile elde edilen seramik postlar	18
- Zirkonyum esaslı seramik postlar	18

2.8. Postun Yerleştirilmesi	19
2.9. Post-Kor Restorasyonların Simantasyonu	19
2.10. Mikro Bilgisayarlı Tomografi	20
2.11. Biyomekanik	21
2.11.1. Biyomekanik ile İlgili Temel Kavramlar	22
2.11.1.1. Kuvvet	22
2.11.1.2. Okluzal Kuvvetler	22
2.11.1.3. Stres (Gerilim)	22
2.11.1.4. Strain (Gerinim)	23
2.11.1.5. Dayanıklılık (Strength)	24
2.11.1.6. Yorulma	24
2.11.1.7. Elastisite Modülü (Young Modülü)	24
2.11.1.8. Poisson Oranı	24
2.11.1.9. Von Mises Stres	25
2.12. Stres Analiz Yöntemleri	25
2.12.1. Kırılğan Vernik Kaplama ile Stres Analizi Yöntemi	25
2.12.2. Fotoelastik Stres Analizi Yöntemi	26
2.12.3. Gerilim Ölçer ile Stres Analiz Yöntemi	26
2.12.4. Radyotelemetri ile Stres Analiz Yöntemi	26
2.12.5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi	26
2.12.6. Lazer Işını ile Stres Analiz Yöntemi (Holografik İnterferometri)	26
2.12.7. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi	27
2.12.7.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizinin Avantajları	28
2.12.7.2. Sonlu Elemanlar Stres Analizinin Dezavantajları	29
2.12.7.3. Sonlu Elemanlar Stres Analizinde Kullanılan Yazılım Paketleri	29
2.12.7.4. Sonlu Elemanlar Stres Analizinde Kullanılan Temel Kavramlar	29

- Düğüm (Node)	29
- Eleman (Element)	29
- Mesh (Ağ) Oluşturulması	30
- Sınır Koşulları (Boundary Conditions)	30
- Katı Modelleme (Solid Modelling).....	30
3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	32
3.1. Mikro-BT Değerlendirmesi.....	32
3.2. Sonlu Elemanlar Stres Analizi	36
3.2.1. Ana Modelin Oluşturulması.....	36
3.2.1.1. Üst �eneye Ait Modelin Oluşturulması.....	36
- Kortikal Kemiğın Modellenmesi	38
- Spongioz Kemiğın Modellenmesi	38
3.2.1.2. Diş ve Post Modellerinin Oluşturulması	40
3.2.2. Mesh (Ağ) Modelleme	48
3.2.3. Kuvvet Yükleme.....	48
3.2.4. Sınır Koşullarının Belirlenmesi.....	50
4.BULGULAR.....	51
4.1. Dikey Kuvvet (F_1) Uygulanan Modellerdeki Von Mises Stres Değerleri (MPa).....	51
4.1.1. Dentinde Oluşan Stres Dağılımı.....	52
4.1.2. Postta Oluşan Stres Dağılımı	54
4.1.3. Dentin-Post Arasındaki Rezin Simanda Oluşan Stres Dağılımı	56
4.2. Çiğneme Kuvveti (F_2) Uygulanan Modellerdeki Von Mises Stres Değerleri (MPa).....	58
4.2.1. Dentinde Oluşan Stres Dağılımı.....	59
4.2.2. Postta Oluşan Stres Dağılımı	61
4.2.3. Dentin-Post Arasındaki Rezin Simanda Oluşan Stres Dağılımı	63

4.3. Yatay Kuvvet (F_3) Uygulanan Modellerdeki Von Mises Stres Değerleri (MPa)	65
4.3.1. Dentinde Oluşan Stres Dağılımı	66
4.3.2. Postta Oluşan Stres Dağılımı	68
4.3.3. Dentin-Post Arasındaki Rezin Simanda Oluşan Stres Dağılımı	70
4.4. Farklı Post Materyali Uygulanan Modellerde F_1 , F_2 , F_3 Kuvvetleri Altında Oluşan Stres Değerlerinin Kuvvet Farklılığına göre Karşılaştırılması	72
4.4.1. Cam Fiber Post Uygulanan Modelde Oluşan Streslerin Kuvvet Farklılığına göre Karşılaştırılması.....	72
4.4.2. Titanyum Post Uygulanan Modelde Oluşan Streslerin Kuvvet Farklılığına göre Karşılaştırılması.....	73
4.4.3. Zirkonyum Post Uygulanan Modelde Oluşan Streslerin Kuvvet Farklılığına göre Karşılaştırılması.....	74
5. TARTIŞMA	75
6. SONUÇLAR	86
EKLER.....	95
ORJİNALLİK RAPORU	96
ÖZGEÇMİŞ	97

SEMBOLLER/ KISALTMALAR

%sn/dak: Derece/saniye/dakika

Al: Alüminyum

BMP: Bitmap

CAD/CAM: Computer aided design/Computer aided manufacture

CCD: Charged couple device

Cu: Bakır

DICOM: Digital imaging and communication in medicine

DOF: Degree of freedom

E: Elastisite modülü

GB: Gigabayt

GHz: Gigahertz

GPa: Gigapaskal

kVp: Kilovoltaj

mA: Miliamper

mm: Milimetre

MPa (N/mm²): Megapaskal

μ: Mikron

μBT/mikro-BT: Mikrobilgisayarlı tomografi

μm: Mikrometre

μA: Mikroamper

N: Newton

Ni-Cr: Nikel-krom

σM: Von Mises stres

RAM: Random access memory

STL: Stereolitografi

TIF: Tagged image file

TZP: Yttriyum ile stabilize tetragonal zirkonya polikristali

ν: Poisson oranı

Y₂O₃: Yttriyum oksit

ZrO₂: Zirkonyum dioksit

2B/3B/3D: 2 boyutlu/3 boyutlu/3 dimensional

SEA: Sonlu elemanlar analizi

RESİMLER DİZİNİ

Resim 1. Alt birinci büyük azı dişinin köklerinin mikro-BT kesitleri ile elde edilen 3B rekonstrükte edilmiş görüntüleri.....	21
Resim 2. Çalışmada kullanılan daimi maksiller santral diş	32
Resim 3. Mikro-BT cihazı	33
Resim 4. X ışını odası ve döner platform.....	33
Resim 5. Mikro-BT kesitleri	34
Resim 6. Mikro-BT görüntülerinin rekonstrüksiyonu	34
Resim 7. Mikro-BT görüntülerinin rekonstrüksiyonu	35
Resim 8. Mikro-BT görüntülerinin rekonstrüksiyonu	35
Resim 9. Rekonstrüksiyonun nihai hali	36
Resim 10. Konik ışınlı volümetrik tomografi görüntüsü	37
Resim 11. 3D-Doctor yazılımında biçimlendirme.....	37
Resim 12. Kortikal kemik modeli	38
Resim 13. Spongioz kemik modeli	39

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Mikro-BT'nin şematik görüntüsü	20
Şekil 2. Stres türlerinin şematik görüntüsü	23
Şekil 3. Modellemede kullanılan elemanlar	39
Şekil 4. Cam Fiber post modeli	41
Şekil 5. Titanyum post modeli	41
Şekil 6. Zirkonyum post modeli	41
Şekil 7. Chamfer basamak dizaynı kompozit kor modeli	42
Şekil 8. Post, kor ve güta perka modeli	42
Şekil 9. Gerçek dişin koronal dış sınırları temel alınarak oluşturulan IPS Empress II kron modeli	43
Şekil 10. Santral kesici dişin 3B sonlu elemanlar modeli	43
Şekil 11. Periodontal ligament modeli	44
Şekil 12. Maksillaya uyumlanmış santral kesici diş modeli	44
Şekil 13. Modeli oluşturan katmanlar	46
Şekil 14. F1 dikey kuvvet	49
Şekil 15. F2 çiğneme kuvveti	49
Şekil 16. F3 yatay kuvvet	49
Şekil 17. Sınır koşulları	50
Şekil 18. Cam Fiber post modelde F ₁ kuvveti altında dentinde oluşan stres dağılımı	52
Şekil 19. Titanyum post modelde F ₁ kuvveti altında dentinde oluşan stres dağılımı	53
Şekil 20. Zirkonyum post modelde F ₁ kuvveti altında dentinde oluşan stres dağılımı	53
Şekil 21. F ₁ kuvveti altında Cam Fiber postta oluşan stres dağılımı	54
Şekil 22. F ₁ kuvveti altında Titanyum postta oluşan stres dağılımı	55
Şekil 23. F ₁ kuvveti altında Zirkonyum postta oluşan stres dağılımı	55
Şekil 24. Cam Fiber post modelde F ₁ kuvveti altında simanda oluşan stres dağılımı	56

Şekil 25. Titanyum post modelde F_1 kuvveti altında simanda oluşan stres dağılımı	57
Şekil 26. Zirkonyum post modelde F_1 kuvveti altında simanda oluşan stres dağılımı	57
Şekil 27. Cam Fiber post modelde F_2 kuvveti altında dentinde oluşan stres dağılımı	59
Şekil 28. Titanyum post modelde F_2 kuvveti altında dentinde oluşan stres dağılımı	60
Şekil 29. Zirkonyum post modelde F_2 kuvveti altında dentinde oluşan stres dağılımı	60
Şekil 30. F_2 kuvveti altında Cam Fiber postta oluşan stres dağılımı	61
Şekil 31. F_2 kuvveti altında Titanyum postta oluşan stres dağılımı.....	62
Şekil 32. F_2 kuvveti altında Zirkonyum postta oluşan stres dağılımı	62
Şekil 33. Cam Fiber post modelde F_2 kuvveti altında simanda oluşan stres dağılımı	63
Şekil 34. Titanyum post modelde F_2 kuvveti altında simanda oluşan stres dağılımı	64
Şekil 35. Zirkonyum post modelde F_2 kuvveti altında simanda oluşan stres dağılımı	64
Şekil 36. Cam Fiber post modelde F_3 kuvveti altında dentinde oluşan stres dağılımı	66
Şekil 37. Titanyum post modelde F_3 kuvveti altında dentinde oluşan stres dağılımı	67
Şekil 38. Zirkonyum post modelde F_3 kuvveti altında dentinde oluşan stres dağılımı	67
Şekil 39. F_3 kuvveti altında Cam Fiber postta oluşan stres dağılımı	68
Şekil 40. F_3 kuvveti altında Titanyum postta oluşan stres dağılımı	69
Şekil 41. F_3 kuvveti altında Zirkonyum postta oluşan stres dağılımı.....	69
Şekil 42. Cam Fiber post modelde F_3 kuvveti altında simanda oluşan stres dağılımı	70
Şekil 43. Titanyum post modelde F_3 kuvveti altında simanda oluşan stres dağılımı	71

Şekil 44. Zirkonyum post modelde F_3 kuvveti altında simanda oluşan stres dağılımı.....	71
Şekil 45. Cam Fiber post uygulanan modelde maksimum Von Mises stres değerleri (N/mm^2).....	72
Şekil 46. Titanyum post uygulanan modelde maksimum Von Mises stres değerleri (N/mm^2).....	73
Şekil 47. Zirkonyum post uygulanan modelde maksimum Von Mises stres değerleri (N/mm^2).....	74



TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 1. Model hazırlanırken faydalanılan Elastisite modülü ve Poisson oranları	47
Tablo 2. F_1 kuvveti uygulanan modellerdeki maksimum ve minimum Von Mises stres değerleri (N/mm^2)	51
Tablo 3. F_2 kuvveti uygulanan modellerdeki maksimum ve minimum Von Mises stres değerleri (N/mm^2)	58
Tablo 4. F_3 kuvveti uygulanan modellerdeki maksimum ve minimum Von Mises stres değerleri (N/mm^2)	65

ÖZET

Maksiller Santral Dişe Uygulanan Farklı Post Materyallerinin Stres Dağılımının Değerlendirilmesi: Mikro Bilgisayarlı Tomografi Verilerine Dayalı Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi

Merve YENİÇERİ ÖZATA

Danışman: Doç. Dr. Özkan ADIGÜZEL

Endodonti Anabilim Dalı

Amaç:

Endodontik tedavili dişlerin restorasyonu ve fonksiyona geri iadesi klinisyenler için oldukça önemli bir konudur. Bu dişleri restore edebilmek için post-kor restorasyonlar geliştirilmiş ve günümüzde halen en iyi restorasyonu yapabilmek için çalışmalar devam etmektedir. Post-kor restorasyonların sağlam dişe benzer stres dağılımı göstermesi arzu edilen bir durumdur.

Çalışmamızda zirkonyum, titanyum ve cam fiber post materyallerinin sonlu elemanlar stres analizi (SEA) ile Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Gereç ve Yöntem:

Daimi maksiller santral kesici bir diş, mikro-BT ile taratılıp rekonstrükte edilerek üç boyutlu (3B) model oluşturulmuştur. Bu modellere; zirkonyum, titanyum ve cam fiber postlar uygulanmıştır. Kor yapı olarak kompozit rezin, üst yapı olarak da seramik kron ile modellenmiştir. Restorasyonu tamamlanan modellere, SEA metodu kullanılarak, dikey, yatay ve 45° açı ile üç farklı doğrultuda 100 N kuvvet uygulanmıştır. Elde edilen veriler dentin, post ve dentin-post arasındaki siman üzerinde oluşan stresler açısından karşılaştırılmıştır.

Bulgular:

Uygulanan kuvvetler altında en fazla stres birikimi zirkonyum post modelde görülürken, en az stres birikimi cam fiber post modelde görülmüştür. Zirkonyum ve titanyum post, daha rijit yapıları nedeniyle kuvvetleri diş dokusuna iletmek yerine kendi bünyesinde biriktirmiştir. Tüm modellerde kuvvetler açısından en az stres

birikimi dikey kuvvetlerde görülürken, en fazla stres birikimi yatay kuvvetlerde görülmüştür. Ayrıca cam fiber postlarda stres dağılımının daha homojen olduğu görülmüştür.

Sonuç:

Post-kor restorasyonların klinik başarısında birçok değişken rol oynamaktadır. SEA çalışmalarında bu değişkenlerin bir kısmı gözardı edilmektedir. Ancak SEA vital dokularda çoğu zaman yapılması mümkün olmayan deneylerin, bilgisayar ortamında simüle edilerek yapılmasını sağlar.

Çalışmamızdan elde edilen sonuçlara göre, elastisite modülü dentine yakın olan cam fiber post restorasyonların stresleri çevre dokulara dağıtarak, oluşabilecek kırıkların önüne geçeceği kanaatindeyiz.

Anahtar Sözcükler: Sonlu elemanlar analizi, post-kor, mikro-BT, cam fiber post, biyomekanik.

ABSTRACT

Evaluation of Stress Distribution in Maxillary Central Incisor Restored with Different Post Materials: A Three Dimensional Finite Element Analysis Based on Micro Computed Tomography Data

Merve YENİÇERİ ÖZATA

Adviser of Thesis: Doç. Dr. Özkan ADIGÜZEL

Department of Endodontics

Aim:

Restoration of endodontically treated teeth is an important issue for clinicians. Post-core restorations have been developed to restore these teeth. Studies are still conducted to make the best restoration. It is a desirable situation that post-core restorations show a sound tooth-like stress distribution.

The aim of this study is to compare the Von Mises stress values to finite element stress analysis of zirconia post, titanium post and glass fiber post materials.

Material and Method:

A three-dimensional (3D) model was created by reconstructing a permanent upper central incisor scanned with micro computed tomography. These models were subjected to zirconia post, titanium post and glass fiber post. Composite resin was modeled as the core structure and ceramic crown was used as the upper structure. 100 N force was applied in three different angles (vertical, horizontal and diagonal) by using the finite element stress analysis method. The data were compared in terms of the stresses on the post, dentin and dentin-cement-post.

Results:

The maximum stress accumulation was observed in zirconia post model while the least stress accumulation was seen in the glass fiber post model. Due to their more rigid structures, zirconia and titanium posts have accumulated within their own structures instead of transferring forces to the tooth tissue. In all models, the lowest stress accumulations were observed in vertical forces in terms of the angles, while

the highest stress accumulations were observed in horizontal forces. In addition, stress distribution in glass fiber post was observed to be more homogeneous.

Conclusion:

Many variables play roles in the clinical successes of post core restorations. In the finite element analysis, some of these variables were ignored. However, the finite element analysis enables experiments which cannot be performed in vital tissues by simulating in the computer environment.

According to the results obtained from our study, we believe that glass fiber post restorations, which are close to dentin elasticity modulus, will distribute stresses to surrounding tissues and prevent the occurrence of fractures.

Keywords: Finite element analysis, post-core, micro-ct, glass fiber post, biomechanic.

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Endodontik tedavi sırasında giriş kavitesi oluşturulması ve kök kanallarının mekanik preparasyonu diş dokusunu zayıflatmaktadır. Bu nedenle endodontik tedavili dişler vital dişlere oranla daha kırılğan ve streslere karşı dayanıksız hale gelmektedir. Geriye kalan diş dokusunun bütünlüğünü korumak, fonksiyonel yükleri diş dokusu boyunca dağıtmak ve yapılacak restorasyonun tutuculuğunu sağlamak amacıyla post-kor sistemleri geliştirilmiştir (1).

Endodontik tedavi sonrası yapılan restorasyon da, endodontik tedavi sürecindeki uygulamalar kadar klinik başarıda rol oynar (2). Ayrıca, post-kor uygulamasında doğru endikasyon ve materyal seçimi biyomekanik açıdan büyük önem taşır.

Post-kor restorasyonların yapımında, materyal olarak uzun yıllar metal alaşımları kullanılmıştır. Metalik postlar üstün fiziksel özelliklere sahip olmalarına rağmen; zamanla korozyona uğrayarak dişte ve periodontal dokularda renk değişikliği oluşturmaları, ışığı geçirmemeleri, kökte kırık ve homojen olmayan stres noktaları oluşturmaları nedeniyle, metal olmayan post sistemlerinin kullanımını gündeme gelmiştir (3).

Günümüzde giderek artan estetik beklenti ve biyoyumlu materyallere olan ihtiyaç, metal olmayan post-kor sistemlerinin geliştirilmesine yol açmıştır. Metal postlar yerini, zirkonyum ve fiberle güçlendirilmiş estetik postlara bırakmıştır (4).

Zirkonyum postların makaslama kuvvetleri altında gösterdikleri yüksek kırılma dayanımı titanyum ve altın postlarla benzerdir. Biyoyumlu ve galvanik korozyona karşı dirençli olması, servikal kök bölgesinde yeterli ışık geçirgenliği sağlayarak dentin rengini yansıtması önemli avantajlarındandır. Ancak elastisite modülünün yüksek olması, başarısızlık durumunda kök kanallarından çıkarılmasının zor olması ve diğer post sistemleri ile kıyaslandığında maliyetinin fazla olması gibi dezavantajları da vardır (5).

Fiber postlar sağladıkları estetik avantajların yanı sıra diş dokusuna yakın elastisite modülüne sahip olmaları sayesinde, restorasyona gelen stresin kabul edilebilir bir dağılım göstermesini sağlamaktadır. Fiber post sistemlerde oluşabilecek kök kırıklarının, restorasyonun tekrarlanmasına olanak sağlayacak bölgelerde görülme ihtimali diğer post sistemlerine göre daha yüksektir (3). Ayrıca, fiber postlarla birlikte kullanılan rezin siman ve kompozit kor kombinasyonu kök kanalında homojen bir bütünlük sağlamakta ve güçlü bir monoblok sistem oluşturmaktadır (6).

Metal olmalarına rağmen titanyum postlar; en az korozyona uğrayan ve biyolojik uyumluluğu çok iyi olan materyallerdir. Titanyum alaşımlarının radyoopasiteleri, güta perka ve kanal patlarına yakın olduğundan radyografide tespit edilmeleri zordur. Kırılma dirençleri düşüktür, bu nedenle çok ince kök kanallarına uygulanamazlar. Titanyum postlar kök kanalından uzaklaştırılırken kırılabilir. Sökülmeleri gerektiğinde ultrasonik sistemler kullanılarak çıkarılmalıdır (7).

Post-kor sistemlerin mekanik davranışlarının değerlendirilmesinde in vivo ve in vitro yöntemler kullanılmaktadır (8). Bu çalışmalarda; klinik değişkenler çoğunlukla kontrol edilemez ve tartışmalı sonuçlar elde edilebilir. Ayrıca, zaman alıcı ve zor çalışmalardır (1). SEA ise; karmaşık yapıların analizinde ve çözümünde kullanılan sayısal bir metoddur. Genel anlamda yapıyı küçük ve basit elemanlara indirgeyerek, her birinin kendi içinde çözümünün sağlanmasının ardından bütünün çözümlenebildiği matematiksel bir analizdir (9). Günümüzde SEA, etkili ve doğru sonuçların elde edildiği bir yöntem olarak kullanılmaktadır.

Bu tez çalışmasının amacı; doğala yakın bir diş modeli elde edilebilmesi için mikro-BT ile taratılan daimi maksiller santral dişe, 3B SEA programında, endodontik tedavi, 3 farklı post ve 3 farklı doğrultuda kuvvet planlanması sonucu; dentin, post ve simanda oluşan stres dağılımlarının incelenmesidir. Elde edilen verilerin ışığında cam fiber, titanyum, zirkonyum post materyallerinin klinikte tercih edilebilirliğinin belirlenmesi amaçlanmaktadır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Post-Kor Sistemlerinin Tanımı

Eski restorasyonlar, çürük, atrizyon, abrazyon, erozyon ya da travma gibi etkenler sonucu dişlerde koronal ve radiküler doku kayıpları meydana gelir. Endodontik tedavi sonrası bu doku kaybının fonksiyonel ve estetik olarak tamiri gerekmektedir. Aşırı doku kayıpları sonucunda, kayıp dokuların yerini alacak bir yapıya veya sisteme ihtiyaç vardır. Koronal dokusunun büyük bir kısmını kaybetmiş, fonksiyonel kuvvetler karşısında kırılabilirliği artmış, endodontik tedavi yapılmış dişlere uygulanan restorasyonların önemli bir kısmını, post-kor sistemleri oluşturmaktadır. Bu sistemin kök kanalı içine uygulanan bölümü post, dişin koronalini destekleyen bölümü ise kor kısmıdır. Post-kor uygulamalarında hedef; dayanıksız diş stresten ve oluşabilecek kırıklardan korumak, dişin kökünden destek alınarak restorasyona yeterli tutuculuk sağlamak ve kronu desteklemektir (10).

2.2. Post-Kor Restorasyonların Bileşenleri ve Özellikleri

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

2.2.1. Post

Kök kanalının 2/3'lük kısmına kadar uzanan, destek ve retansiyon sağlayan bölümdür. Postun görevi, çiğneme kuvvetlerinin kök boyunca dağılmasını sağlayarak dişin kırılma riskini azaltmaktır (11). Apikal tıkanmanın sağlanması için 3-5 mm güta perkanın korunması önemlidir (12).

2.2.2. Kor

Kaybedilen dentin dokusunun yerine hazırlanan ve dişin koronalinde bulunan bölümdür (13, 14). Prepare edilmiş diş formunu temsil eder ve post kısmı ile birleşiktir (11).

2.2.3. Koping

Ortalama 2 mm genişliğinde metal bir banttır. Koping; stresi kor ve posta iletip dentinde dağıtır, siman örtücülüğünü devam ettirir ve kırığa karşı ferrule etkisi sağlar (15, 16).

2.3. İdeal Post-Kor Sisteminde Olması Gereken Özellikler

Post Materyalinde Bulunması Gereken Özellikler

Post materyalinde bulunması gereken başlıca özellikler şunlardır (17, 18):

1. Dişe minimum seviyede stres iletmeli,
2. Kor yapısı için yeterli tutuculuk sağlamalı,
3. Kanal tedavisinin yenilenmesi gerektiğinde kolayca kanaldan uzaklaştırılabilmeli,
4. Korozyona uğramamalı,
5. Kanal şekline uygun olmalı,
6. Minimum preparasyon gerektirmeli,
7. Kanal duvarı ile arasında ince ve homojen siman kalınlığına izin vermeli,
8. Farklı çap ve uzunlukta tipleri bulunmalı,
9. Diş dokularıyla benzer biyomekanik özelliklere sahip olmalı,
10. Estetik özellikleri çevre dokularla ve restorasyonla uyumlu olmalıdır.

Kor Materyalinde Bulunması Gereken Özellikler

Kor materyalinde bulunması gereken başlıca özellikler şunlardır (14);

1. Restorasyon için yeterli tutuculuğa sahip olmalı,
2. Restorasyona gelen kuvvetleri kalan kök yapısına uygun bir şekilde iletebilmeli,
3. Doğal diş rengine uyumlu olmalı,
4. Post yapıya ve restorasyona bağlantısı iyi olmalı,
5. Termal genleşme katsayısı dentininki ile yakın olmalı,
6. Diş dokularına benzer biyomekanik özellikleri olmalı,

7. Diş dokusuna adaptasyonu iyi olmalı,
8. Estetik özellikleri restorasyon ve çevre dokularla uyumlu olmalıdır.

2.4. Post Uygulamasında Post ile İlgili Değişkenler

2.4.1. Post Uzunluğu

Postun uzunluğu, tutuculuk ile orantılıdır, uzunluk arttıkça postun retansiyonu da artmaktadır (19-21). Uzun postlar kısa postlara göre stres miktarını azaltırken, stresin de dengeli bir biçimde dağılmasını sağlar (22). Artan post uzunluğuna bağlı olarak, dişin kırılma direncinin de arttığı gösterilmiştir (23, 24). Kısa ve kalın postlar servikal bölgede stres birikimine sebep olurken, uzun ve ince postlar servikal bölgedeki stresi azaltarak apikal bölgede stres birikimine sebep olmaktadır (25). Post uzunluğu ile ilgili ölçüler şu şekildedir (26):

- a. Klinik kronun uzunluğu kadar olmalı,
- b. Kök uzunluğunun yarısı kadar olmalı,
- c. Kanal boyunun 2/3'ü kadar olmalı,
- d. Alveol kret yüksekliği ile kök ucu arasındaki mesafenin 1/2'si kadar olmalı,
- e. Apikalde 3-5 mm güta perka bırakacak kadar olmalı,
- f. Kökün 3/4' ü ya da daha fazlası kadar olmalıdır.

2.4.2. Post Çapı

Postun çapı; en ince köklerde bile, kök genişliğinin 1/3'ünden fazla olmamalıdır. Ayrıca postun etrafında en az 1 mm dentin dokusu bulunmalıdır (27). Geniş postlar, tutuculukta anlamlı bir artış sağlamadığı gibi kökü zayıflatır ve restorasyonun gücünü azaltır. Post çapı arttıkça biriken stres de artar (20).

2.4.3. Post Tasarımı

Paralel kenarlı postlar kök ucunda stres birikimine neden olurken, konik postlar kökün koronal kısmında stres birikimine neden olur. Paralel kenarlı postlar çekme, kesme ve bükme kuvvetlerine karşı daha fazla dirençlidir. Bu tasarım, fonksiyon esnasında oluşan stresleri kökün uzun aksı boyunca iletir (20).

2.4.4. Postun Estetik Özellikleri

Post-kor sisteminin, doğal dentin rengi ile uyum göstermesi önemlidir (28). Kökte aşırı madde kaybı olan vakalarda, döküm post-kor ve prefabrik metal post kullanıldığında; ince kök duvarlarından metal rengi yansıyarak estetiği olumsuz yönde etkileyebilir. Dişeti bölgesinde oluşan yansımayı ortadan kaldırmak için diş rengine yakın ya da beyaz renkte post materyalleri kullanılmalıdır (29).

2.4.5. Postun Tekrarlanabilirliği

Postun uzaklaştırılması; dişin morfolojisi, kanal duvarlarının kalınlığı, kanalın uzunluğu, şekli, eğimi ve post simantasyon materyaline bağlıdır. Çinko fosfat siman ile simante edilmiş postların uzaklaştırılması kolay iken; cam iyonomer siman veya kompozit ile yapıştırılan postların uzaklaştırılması daha zordur. Prefabrik post veya döküm postların sökülmesi, diş dokusunda aşırı harabiyete ve kök kırıklarına neden olabilmektedir (30).

2.5. Post Uygulamasında Diş ile İlgili Değişkenler

2.5.1. Kök Uzunluğu ve Genişliği

Kullanılacak postun uzunluğunu, diş kökünün uzunluğu ve şekli belirler. Kalan diş kökünün değerlendirilmesiyle ideal post uzunluğu belirlenebilir. Postun boyu arttıkça tutuculuğu da orantılı olarak artar. Ayrıca, post ve dentindeki stres dağılımı da daha homojen olacaktır. Ancak kökün kısa ve eğimli olduğu dişlerde ideal uzunlukta post kullanmak mümkün olmaz (31). Uygulanacak postun çapını kökün genişliği belirler. Post çapı, kökün dış çapının 1/3'ünü geçmemelidir (32). Geniş çaplı postlar retansiyonu arttırmadığı gibi dentin dokusundaki azalma ile birlikte kırılmaya karşı direnci azaltır (33).

2.5.2. Dişin Anatomisi ve Kanal Konfigürasyonu

Kök anatomisinin doğru değerlendirilmesi, uygun olmayan post boşluğu preparasyonu ve lateral kök perforasyonu oluşturulmasını önlemek açısından önemlidir. Dental arktaki dişlerin çoğunda; kök kurvatürü, mezio-distal ve labio-lingual çap gibi anatomik özellikler farklılık gösterir. Anatomik farklılık post

yerleştirme işlemini olumsuz etkileyebilir. Bu yüzden bazı olgularda kök anatomisi post seçiminde temel faktör olabilir (34).

2.5.3. Kalan Koronal Diş Maddesi Miktarı

Kalan koronal diş miktarı ile okluzal kuvvetlere karşı olan dayanıklılık arasında doğrudan bir ilişki vardır (35). Koronal restorasyona yeterli retansiyon alanı sağlanması için, marjin bölgesinde en az 1,5-2 mm diş dokusu bulunmalıdır (36).

2.6. Post-Kor Restorasyonların Seçiminde Başarıyı Etkileyen Unsurlar

2.6.1. Kök Uzunluğu

Kök uzunluğu ile seçilecek post uzunluğu arasında doğrudan bir ilişki vardır. Kalan kökün kısa ve kurvatürlü olduğu durumlarda, olabildiğince uzun bir post seçimi retansiyonu ve stres dağılımını olumlu yönde etkiler (31). Kısa köklü molar dişlerde retansiyonu arttırmak için birden fazla post uygulaması önerilmektedir (12). Ayrıca, apikalde 3-5 mm kanal dolumunun bırakılması gerekliliği, kısa köklü dişlerde retansiyon için olumsuz bir faktördür (7).

2.6.2. Postun Çapı ve Uzunluğu

Sorensen ve ark. yaptıkları retrospektif çalışmada, 1273 endodontik tedavili dişte post-kor uygulamalarını incelemişlerdir. Post uzunluğunun en az klinik kron boyuna eşit ya da daha fazla olduğu dişlerde % 97,5 başarı saptamışlardır (37). Johnson ve ark. 11 mm'lik postların 7 ve 9 mm'lik postlara göre, tutuculuğu % 24-30 oranında artırdığını ve 8 mm post uzunluğunun klinik pratikte kullanım için en uygun olduğunu belirtmişlerdir (38). Hunter ve ark. endodontik tedavi, post boşluğu hazırlanması ve post yerleştirilmesinin maksiller santral kesici diş modellerinde oluşturduğu stresi, fotoelastik stres analizi ile incelemişlerdir. Çalışmalarında dişin servikal bölgesindeki streslerin oluşumunda, post uzunluğunun, post çapından daha fazla etkili olduğunu göstermişlerdir (25). Monzavi ve ark. post çapındaki değişimin, dentinde oluşturduğu stres dağılımını 3B SEA ile incelemişlerdir. Çalışmadan elde edilen sonuçlara göre post çapının artması dişin direncini azaltmaktadır (39).

2.6.3. Ferrule Etkisi

Ferrule, kor preparasyonunun dişeti kısmında bulunan vertikal bant olarak tanımlanır (7). Ferrule etki postun uzun dönem başarısında önemli rol oynar. Ferrule etkinin koronal restorasyona sağladığı rezistans etkisi, retansiyondan daha fazladır. Yapılan bir çalışmada, ferrule olmayan dişlere göre 1 mm ferrule bulunan dişlerde, kırılma direncinin 2 katına çıktığı belirtilmiştir (40). Ferrule etkisinin oluşturulması kırılma dayanıklılığı açısından, uzun bir post seçilmesine göre daha fazla etkilidir (41).

2.6.4. Kanal Konfigürasyonu ve Post Adaptasyonu

Kökün dış konturları ve prepare edilmiş kanalın şekli post seçimini etkiler. Kökler mine-sement birleşiminden kök ucuna kadar belirgin bir daralım gösterir. Maksiller 1. küçük azı, alt santral ve lateral kesici dişlerde apikal 1/3'te daralım daha fazladır. Bu dişlerde paralel postlar kullanıldığında, kökün lateralinde perforasyon riski artar. Bu nedenle daha kısa paralel postların ya da konik postların kullanılması gerekir. Ancak bu seçeneklerinde şöyle dezavantajları vardır (30);

- Konik postların kullanımı kama etkisine sebep olur.
- Kısa paralel postların seçimi ise okluzal yükün tüm kök yerine, daha kısa bir kök alanına yayılmasına ve koruyucu fonksiyonun azalmasına sebep olur.

Kanalın enine kesiti oval veya sekiz şeklinde olduğunda paralel postun yerleştirilebileceği dairesel bir post boşluğunun hazırlanması zordur. Bu gibi durumlarda, kanalın şekline uyum gösterecek döküm post kullanılması diş yapılarını korur ve apikal bölümde daha az şekillendirme yapılmasını sağlar.

Dişte klinik kronuna eşit veya daha uzun silindirik bir post yuvası preparasyonu yapıldığında paralel post kullanımı en iyi seçenektir. Döküm postun bir bölümü olarak kor yapı, amalgam veya kompozit ile hazırlanabilir (42).

2.6.5. Post Dizaynı ve Yüzey Özellikleri

Postlar dizaynlarına göre; paralel, konik veya paralel-konik, yüzey özelliklerine göre ise; aktif veya pasif olarak sınıflandırılır (43). Aktif postlar vida adımlarına sahiptir ve bu vida yardımıyla dentine gömülerek retansiyon sağlarlar. Pasif postlar

ise düz, yivli veya pürüzlendirilmiş yüzeylere sahip olabilir. Bu postlarda retansiyon postun kanal duvarlarına adaptasyonu ve simantasyon esasına dayanır (44, 45).

Paralel postlar makaslama, çekme ve döndürme kuvvetlerine konik postlardan daha iyi direnç gösterir ve fonksiyonel stresleri uzunlukları boyunca düzenli dağıtır (38). Paralel kenarlı postlarda kama etkisi ortadan kalkarken; döküm veya prefabrik konik postlar, kanallarda kama etkisi yaratarak kök kırığı riskini arttırmaktadır (20). Yapılan bir çalışmada, paralel-konik şekilli postların en iyi biyomekanik performansı gösterdiği belirtilmiştir (46). Bu postlar; paralel tasarımı sayesinde yeterli retansiyon sağlarken, kök ucuna doğru konikleşen dizaynı sayesinde apikaldeki dentin miktarını korur (47).

2.6.6. Materyal Uyumu

Post materyalinin fiziksel özellikleri dentine benzer olmalı, post materyali diş yapısına bağlanabilmeli ve ağız ortamı ile biyouyumlu olmalıdır. Kullanılan post materyalinin elastisite modülü dentine yakın olmalıdır. Post materyalinin elastisite modülü arttıkça, cismin rijiditesi de aynı oranda artar. Yüksek elastisite modülüne sahip materyallerin kullanımı, kök kırıklarına sebep olabilmektedir (48).

Dentine en yakın elastisite modülüne sahip olan postlar fiber postlardır. Fiber postlardan daha iyi özelliklerde ve elastisite modülü dentine daha yakın bir post materyali şu ana kadar bulunamamıştır (49).

2.6.7. Kor Retansiyonu

Post kullanımının amacı; kayıp koronal diş dokusunu restore etmek amacıyla oluşturulan kor yapıya tutuculuk sağlamaktır. Post başının tutucu formu, kor materyalini yerinden uzaklaştırıcı kuvvetlere karşı direnç gösterebilmesi açısından önemlidir (50).

Kor retansiyonu için kullanılan kor materyali de önemlidir. Cam iyonomer simanların diş dokularına kimyasal bağlanması, florid salınımı yapması, kor materyali olarak avantaj sağlamıştır. Ancak cam iyonomer korların kırılma dirençlerinin düşük olması dezavantajlarıdır.

Rezin modifiye cam iyonomer simanlar, cam iyonomer simanlardan daha fazla dayanıklılık göstermesine rağmen, higroskopik özellikleri nedeniyle köklerin ve porselen restorasyonların kırılmalarına neden olmaktadır.

Kompozit rezin korların; birçok post sistemine ve diş yapısına bağlanması, manipülasyonunun kolay olması, hızlı sertleşmesi, translusens veya iyi derecede opak olması gibi avantajları vardır. Kompozit kor materyalleri metal, fiber ve zirkonyum postlarla birlikte kullanılabilir. Ayrıca, kompozit korlarda görülen başarısızlıklar amalgam ve altın kor yapılarına göre tamir edilebilir özellik göstermektedir (51).

2.6.8. Estetik

Uygulanacak kron materyali de post seçimini belirleyen bir faktördür. Metal destekli seramik restorasyonlar tüm post ve kor malzemelerinin kullanımına olanak sağlamaktadır. Karbon fiber post estetik değildir ve diş dokularından yansıma yapabilmektedir. Karbon fiber veya zirkonyum post sistemlerinin tam seramik kronlar ile kullanımı kron kalınlığı ve kor yapısının opasitesi ile bağlantılıdır. Metal döküm post-kor yapıya opak porselen uygulayarak metal rengini maskelemek, estetik post-kor sistemlerine bir alternatiftir. Tam seramik kronların simantasyonunda siman tonlarının seçimi ile minör estetik kazanımlar sağlanabilir (52).

2.6.9. Stres

Dişler ağızda çekme, basma ve makaslama streslerine maruz kalırlar. Bunlar arasında en yıkıcı etki makaslama stresidir (53). Post-kor ile restorasyon yapılan dişlerde, post kalınlığını minimumda tutarak post uzunluğunu arttırmanın, makaslama stresini azaltacağı öngörülmektedir (31).

2.7. Postların Sınıflandırılması

Postlar 4 başlık altında sınıflandırılabilir (54);

1. Post şekillerine göre:

- Konik
- Silindir
- Konik ve silindir kombinasyonu

2. Tutuculuk şekillerine göre:

- Aktif
- Pasif

3. Yapım yöntemine göre:

- Döküm post
- Prefabrike Post

4. Yapıldıkları materyale göre:

- **Metal postlar**

Metal alaşımlar

- Titanyum
- Altın-Platin
- Paslanmaz Çelik
- Platin-Paladyum-Bakır
- Nikel-Krom
- Kobalt-Krom
- Amalgam

- **Metal olmayan postlar**

1. Fiberle güçlendirilmiş rezin postlar

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

2. Seramik postlar

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

2.7.1. Metal Postlar

2.7.1.1. Döküm Metal Postlar

Döküm metal postlar, değerli metaller içeren alaşımlardan (altın, platin, paladyum) yapılmaktadır. Bunlar fiziksel olarak dayanıklı, biyouyumlu ve korozyona karşı dirençlidirler. Ancak yüksek elastisite modülüne sahip metaller yük altında esneme göstermez. Bu da kökte daha fazla stres birikimine ve kök kırıklarına neden olabilir (16). Döküm metal postlarda kanal ile tam uyum sağlamak mümkündür.

Prefabrik postlarda olduğu gibi kor materyalleri ile bağlantı problemi oluşmaz. Prefabrik postlara oranla daha az rijittir. Bu sayede kuvvetleri elastik deformasyonları ile tolere edebilirler. Ancak ölçü işleminin ilave zaman gerektirmesi, post ve kor yapılarının korozyon ürünleri oluşturması, metal kor yapının, tam seramik restorasyonlarda estetik problemlere yol açması gibi dezantajları da vardır (55).

2.7.1.2. Prefabrike Metal Postlar

Prefabrik metal postlar, saf titanyum, platin-altın-paladyum alaşımı, krom-kobalt, krom-nikel ve titanyum alaşımlarından üretilir. Titanyum postlar en az korozyona uğrayan postlardır. Biyolojik uyumluluğu sayesinde diş hekimliğinin çeşitli alanlarında kullanılmaktadır. Bu avantajlarına rağmen kırılma direnci düşüktür (10, 16).

Şekilleri ve yüzey özelliklerine göre şu şekilde sınıflandırılırlar (46);

- a. Konik, düz yüzeyli postlar,
- b. Konik, yüzeyi yivli postlar,
- c. Konik, vidalı postlar,
- d. Paralel, düz yüzeyli postlar,
- e. Paralel, yüzeyi yivli postlar,
- f. Paralel, vidalı postlar,
- g. Paralel, uç bölümü konik olan postlar.

2.7.2. Metal Olmayan Postlar

2.7.2.1. Fiberle güçlendirilmiş rezin postlar

- Karbon fiber postlar

Karbon fiber postlar, diş hekimliğinde kullanılan ilk metal olmayan postlardır. Bu postlar karbon fiber filamentleriyle güçlendirildiklerinden kırılma direnci, sertlik ve yorulma dayanıklılığında belirgin bir artış sağlanmıştır. Fiziksel yapısı doğrusal uzanan ya da sıkıştırılan karbon fiberlerin epoksi rezin matriks içine gömülmesiyle

oluşturulmuştur. Bu yapı; dentindeki biyomekanik dengeyi bozmamakla birlikte, fiberlerin post boyunca uzaması postun, dentine benzer bir mekanik davranış göstermesini sağlar. Fiber postlar, gelen kuvvetleri karşılayarak dentin duvarlarına iletirler (56).

Karbon fiber postlar, siyah renklerinden dolayı tam seramik restorasyonların altından yansıyarak estetik olmayan klinik sonuçlara sebep olabilir. Bu durum diş rengine yakın renge sahip, translusent silika fiber postların geliştirilmesini sağlamıştır. Bu postlar cam fiber ya da kuartz fiber postlar olarak adlandırılmaktadır (57).

- Polietilen fiber postlar

Polietilen fiber postlar; adeziv köprü protezlerinin yapımında, periodontal splintlemede, overdenture protezlerin ve kompozit restorasyon güçlendirilmesinde, kırılmış köprü protezlerinin tamir edilmesinde kullanılmaktadır. Polietilen fiber; renginin diş dokularına benzer olması, yüksek yorgunluk direncine sahip olması, rijit olmaması, kırılma olmaması, erimeye karşı dirençli olması, hidrofobik ve biyouyumlu olması nedeniyle klinik kullanımda tercih edilen fiberler arasındadır. Ancak polietilenin tüm bu olumlu özelliklerine karşın; polar gruplarının olmaması ve yüzey enerjisinin düşük olması sebebiyle rezin ile bağlantısı zayıftır (58).

- Cam fiber postlar

Bu sistemde rezin matrikse gömülmüş cam fiberler bulunur. Elastik modülüsü dentine benzerdir. Cam fiber postlar, rezin yapısında olduğu için rezin simanlarla bağlanma dayanımı yüksektir. Estetiktir ve dentine benzer bükülme direncine sahiptir. Bu benzerlik postun diş ile uyumlu bir şekilde bükülmesini sağlar, bunun sonucu olarak post gelen kuvvetlere karşı bir şok emici gibi davranır (59). Cam fiber postlar istenildiğinde kanaldan kolaylıkla uzaklaştırılabilir. Radyolusent olmalarına rağmen rezin siman sayesinde postun sınırları radyografide kolaylıkla izlenebilir ve biyouyumludur. Cam fiberlerin başarısıyla ilgili faktörlerden biri de nemli ortamda yüzeyinin sızıntıya karşı olan stabilitesidir (60).

- **Kuartz fiber postlar**

Transludent yapıda fiberle güçlendirilmiş post sistemidir. Kuartz, kristalize formda bulunan saf silikadır ve inert bir yapıdadır. Isısal genleşme katsayısı düşüktür (61). Işık geçirgenliği sayesinde adeziv sistemlerin ve ışıkla sertleşen rezin simanların polimerizasyonunu arttırır (62).

2.7.2.2. Seramik Postlar

- **Cam seramik postlar**

Diş hekimliğinde cam seramikler, döküm veya enjeksiyon tekniğiyle kullanılmaktadır. Cam seramikler ile feldspatik porselen arasındaki temel fark döküm cam seramiklerin non-kristalin yapıda olup ısı uygulaması ile kristalin yapıya dönüştürülmesidir. Cam seramiklerin fiziksel ve mekanik özellikleri iyidir. Bu özellikleri kristallerin büyüklüğü, yoğunluğu ve kristallerin cam matriks ile olan etkileşimi sayesinde ortaya çıkar. Kırılma direnci, aşınma direnci ve termal şok direnci yüksektir (63).

- **Alüminyum oksit ile güçlendirilmiş seramik postlar**

Bu seramik restorasyon sisteminde, in-ceram alümina tozu ve deiyonize su ile hazırlanan alümina kor özel bir fırında sinterlenir, daha sonra sinterlenmiş kora lantan alüminyum silikat cam infiltre edilir. Sinterleme esnasında alümina kristalleri birbirine yaklaşır ve kristallerin yoğun dağılımı sayesinde çatlak ilerlemesi sınırlandırılır. Cam infiltrasyonu ile pöröziteler ortadan kaldırılır. Son olarak hazırlanan korun üzerine alüminöz porselen uygulanır (64).

- **Freze tekniği ile elde edilen seramik postlar**

Bu teknikte post-kor için hazırlanan rezin materyalden kök kanalına göre şekillendirilen yapı, kopya-freze yöntemi ile zirkonyum seramikten elde edilir (18).

- **Zirkonyum esaslı seramik postlar**

Post sistemlerinde estetik ve biyolojik uyuma duyulan ihtiyaçtan dolayı 1980'lerin sonlarına doğru zirkonyum esaslı postlar geliştirilmiştir. Zirkonyum esaslı postların tamamı beyaz ve radyoopaktır. Prefabrike zirkonyum seramik post-kor

materyali %3 Y_2O_3 (Yitriyum Oksit) tarafından stabilize edilen tetragonal zirkonyum polikristallerinden (ZrO_2 -TZP) oluşmaktadır. Yüksek dayanıklılığı ve post boyunca mükemmel ışık geçirgenliği sayesinde optimum estetik sonuçlar verir (65).

Zirkonyum materyali oldukça rijittir. Elastisite modülü paslanmaz çeliğine benzemektedir. Dezavantajları; metal postlardan daha düşük kırılma direncine sahip olmaları, diş ve kor materyaline bağlanmasının zayıf olmasıdır. Bu postlar kırıldıklarında kök içinde kalan parçasını uzaklaştırmak oldukça zordur. Avantajları; estetik ve optik özellikleri metalik postlara göre üstündür. Metal postlardaki korozyon problemi de ortadan kalkmıştır (66).

2.8. Postun Yerleştirilmesi

Post-kor endikasyonu konulan dişte, su soğutması altında apikalde minimum 3-4 mm gütü perka bırakılacak şekilde kök kanal dolgusu özel frezlerle kontrollü olarak uzaklaştırılır (21).

Post yuvasının açılı hazırlanmamasına dikkat edilmelidir. Post yuvasında artan açıyla birlikte, postun uyumluluğu azalacak ve dentin-post arasında kalan boşluk simanla dolacaktır. Bu durum post retansiyonunu azaltarak, dişe gelen streslerin siman kalınlığının fazla olduğu alanlarda eşit olarak dağıtılamamasına sebep olacaktır. Böylece siman kalınlığının arttığı alanlarda stres birikimi görülecektir (67).

2.9. Post-Kor Restorasyonların Simantasyonu

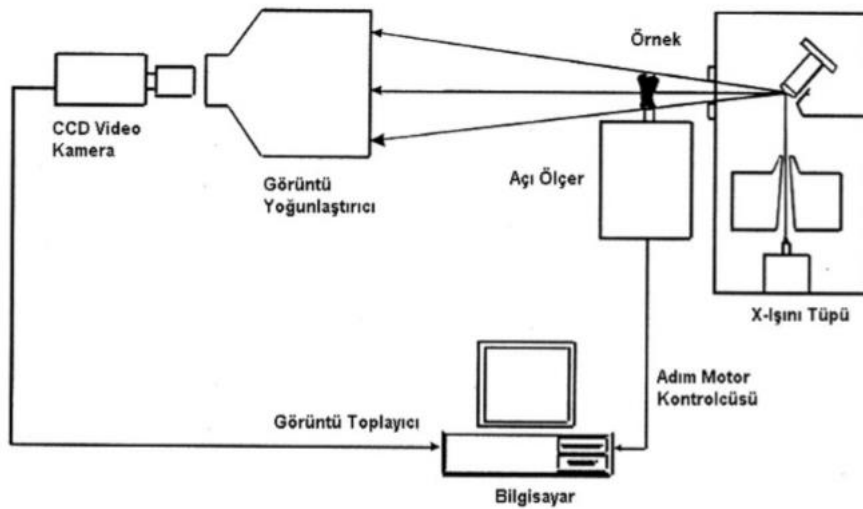
Simantasyon; stres dağılımı, retansiyon, diş ve post arasındaki düzensizliklerin doldurulması açısından için önemli bir rol oynar (68). Günümüzde post simantasyonunda, çinko fosfat siman, polikarboksilat siman, cam iyonomer siman, rezin modifiye cam iyonomer siman ve rezin kompozit siman kullanılmaktadır. Çinko fosfat siman tutuculuğu mekanik olarak sağlarken, polikarboksilat ve cam iyonomer simanlar asit-baz reaksiyonu ile kimyasal bağlantı yaparak tutuculuğu sağlar. Adeziv rezin simanların adezyonu tek, iki ya da üç aşamalı bonding ajanlarla sağlanır. Ayrıca, adeziv rezin simanlar; kimyasal olarak, ışık ile ya da hem ışık hem kimyasal olarak (dual-cure) polimerize olabilmektedir. Adeziv simanlar uzun çalışma zamanı, renk stabilizasyonu ve mikrosızıntının az olması gibi avantajlarıyla diğer simanlardan daha üstün özelliklere sahiptir (69).

2.10. Mikro Bilgisayarlı Tomografi

Mikro-BT 1980'lerin başında Jim Elliott tarafından geliştirilmiş ve küçük tropik bir yılan 50 μm çözünürlükle incelenmiştir (70). 1999 yılında Rhodes mikro-BT'yi, deneysel endodonti çalışmaları için önemli bir cihaz olarak tanımlamış ve örneklerden kesit almada kullanmıştır (71).

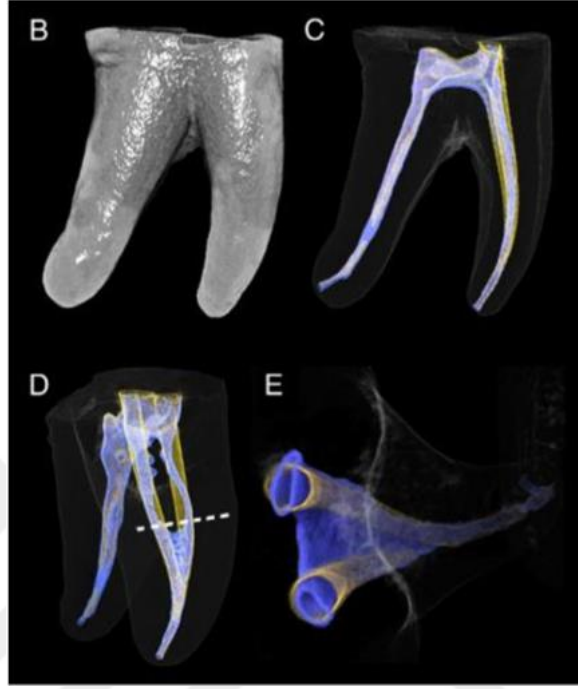
Mikro-BT diş hekimliğinde; kök kanal morfolojisinin, kök kanal şekillendirilmesinin ve kök kanal dolgusunun değerlendirilmesi, tekrarlayan endodontik tedavi işlemlerinden sonra kanalda kalan dolgu materyalinin analiz edilmesi, kraniyofasiyal iskeletin gelişiminin incelenmesi, implant ve kök çevresindeki kemiğin değerlendirilmesi, mine kalınlığının ölçülmesi, dişlerin mineral konsantrasyonun belirlenmesi gibi birçok in vitro çalışmada kullanılmıştır (72).

Mikro-BT'den elde edilen verilerle, bilgisayar programları aracılığıyla görüntülenecek yapıları daha ayrıntılı gösteren 3B görüntüler oluşturulabilir. Bu süreç yeniden yapılandırma (3D rekonstrüksiyon) programları ile sağlanır. Mikro-BT cihazının ana parçaları X-ışını tüpü, üzerine sabitlenen örneğin belli aralıklarla dönmesini sağlayan bilgisayar kontrollü bir adım motoru, X-ışınını kamera sensörü üzerine yoğunlaştıran görüntü yoğunlaştırıcı, üzerine düşen X-ışınlarını görüntüye çeviren bir CCD kamera, görüntü toplayıcısı ve tüm bu mekanizmayı kontrol eden bir bilgisayardan oluşmaktadır (Şekil 1) (71).



Şekil 1. Mikro-BT'nin şematik görüntüsü (72)

Maksiller birinci molar dişlerin meziobukkal köklerini inceleyen bir mikro-BT çalışması, bu köklerin morfolojisinin karmaşıklığını ve kanallar arası bağlantıların oldukça fazla olduğunu ortaya koymuş, incelenen kök kanal sistemlerinin ancak % 60-70'inin klasik sınıflandırmalara konulabileceğini göstermiştir (73).



Resim 1. Alt birinci büyük azı dişinin köklerinin mikro-BT kesitleri ile elde edilen 3B rekonstrükte edilmiş görüntüleri (74)

Mikro-BT tekniklerin kullanımı ile diş, kemik, implant ve restorasyon gibi küçük objelerin çok daha hassas sonlu elemanlar modeli oluşturulabilir ve stres dağılımında farklı tedavilerin etkileri taklit edilebilir. Elde edilen modeller SEA için kullanılabilir (75). SEA, endodontik tedavisi yapılmış ve farklı materyalden postlar yerleştirilmiş dişlerde, kök kanal duvarındaki stres dağılımının analizi için de kullanılabilir. Diş modelini detaylı olarak mikro-BT ile elde etmek (Resim 1), ayrıca stres analizi için çok sayıda deney grubu oluşturmak mümkündür (76).

2.11. Biyomekanik

Biyomekanik; canlı dokularda oluşan kuvvetleri ve bu kuvvetlere bağlı oluşan değişimleri inceleyen bilim dalıdır. Dişler, ağız içinde çiğneme esnasında birçok kuvvete maruz kalır. Diş hekimliğinde biyomekanik ise; bu kuvvetlere bağlı olarak

diş dokusu, restorasyonlar ve periodonsiyum üzerinde oluşan stres ve deformasyonları inceler (46).

2.11.1. Biyomekanik ile İlgili Temel Kavramlar

2.11.1.1. Kuvvet

Cisimleri hareket ettiren, durduran, şekillerini/durumlarını değiştirebilen etkidir. Kuvvet, etki ettiği bir cismi hareket ettiremiyorsa şekil değişikliğine sebep olur. Bu durum maddede deformasyona neden olur.

Newton'un kanunlarına göre kuvvet, kütle ile ivmenin çarpımı olarak tanımlanmıştır. Kuvvetin birimi Newton (N) veya kilogram kuvvet cinsinden ifade edilir (77).

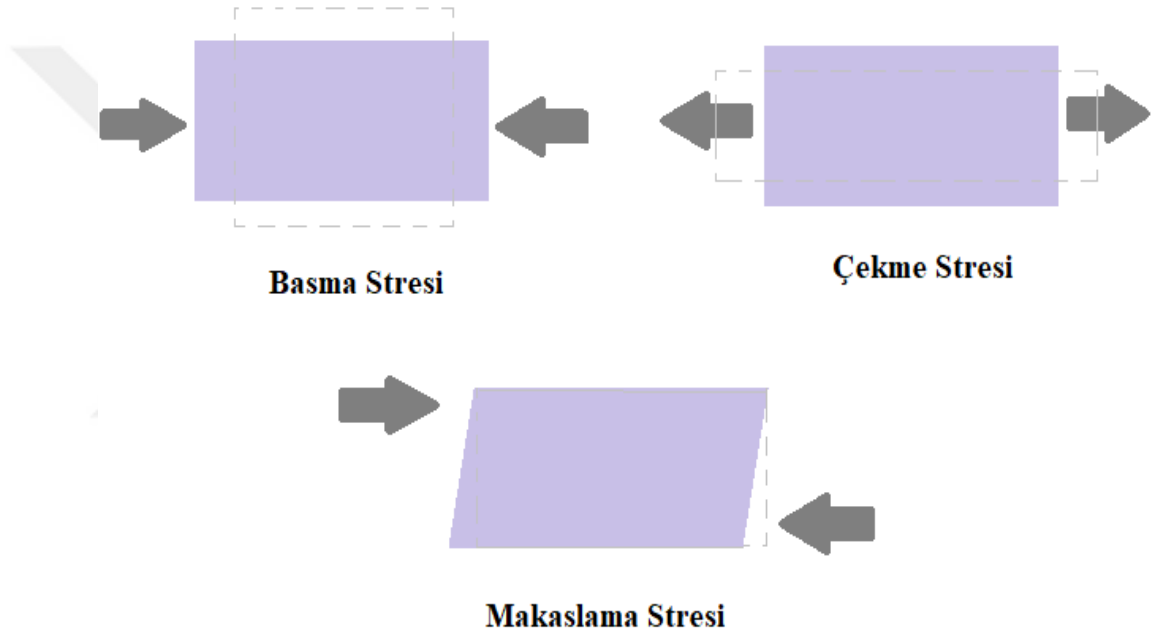
2.11.1.2. Okluzal Kuvvetler

Çiğneme kaslarının kuvveti, temporomandibular eklem hareketi ile dental arka iletilmektedir. Dişlerin arktaki konumu, bireyin cinsiyeti, yaşı, temporomandibular eklem hastalıkları gibi etkenler okluzal kuvvet miktarını etkilemektedir. Okluzal kuvvet miktarını ölçen birçok çalışma mevcuttur. Bu çalışmalarda, çiğneme kuvvetlerinin 150-800 N arasında değiştiği kabul edilmektedir. Çiğneme kuvveti temporomandibular ekleme en yakın olan azılar bölgesinden kesiciler bölgesine doğru azalmaktadır (78).

2.11.1.3. Stres (Gerilim)

Sabit bir cisme dışardan bir kuvvet uygulandığında, bu kuvvete karşı bir direnç gelişir. Bu direnç uygulanan kuvvete eşit; ancak zıt yöndedir. Uygulanan kuvvet ve oluşan stres cismin tüm yüzeyine dağılır ve ölçülmesi oldukça zordur. Bu nedenle uygulanan kuvvet ve uygulandığı alan ölçülerek, stres birim alana düşen kuvvetten hesaplanır. Birimi MPa (Megapaskal)'dır. Üç tip stres vardır (Şekil 2) (79);

- **Çekme (Tension):** Bir cisme aynı oranda ve zıt yönlerde 2 kuvvet uygulandığında oluşan strestir.
- **Sıkışma (Compression/Basma):** Bir cisme aynı doğrultuda ve birbirlerine doğru 2 kuvvet uygulandığında oluşan strestir.
- **Makaslama (Shear):** Zıt yönlerde birbirine paralel 2 kuvvet uygulandığında oluşmaktadır. Makaslama stresi uygulandığında, maddenin bir parçası diğer parçasının üzerinden kaymaya karşı direnç gösterir.



Şekil 2. Stres türlerinin şematik görüntüsü

2.11.1.4. Strain (Gerinim)

Bir cisme gerilim uygulandığında, cisimde her birim uzunlukta değişim meydana gelir. Bu değişime gerinim adı verilir. Stres ve gerinim birbirinden farklı niceliklerdir. Stres, niceliği ve yönü olan bir kuvvet iken; gerinim ise kuvvet değil, sadece bir büyüklüktür. Dolayısıyla gerinimin bir ölçü birimi yoktur (80).

2.11.1.5. Dayanıklılık (Strength)

Bir cismin yapısının bozulması veya kırılması için gereken maksimum strestir. Cisme etki eden stres türüne göre; çekme, sıkışma ya da makaslama dayanıklılığı olarak adlandırılır (79).

2.11.1.6. Yorulma

Bir cisme kopma kuvvetinden daha az değerdeki bir stres defalarca uygulandığında, cismin yapısında deformasyonlar meydana gelmektedir. Bu durum yorulma olarak tanımlanır. Çekme, sıkıştırma ve makaslama stresleri bir cisme etki ettiğinde yapısal olarak yorulmaya neden olur. Başlangıçta materyalin iç yapısında küçük ayrışmalar meydana gelir. Uygulanan stres devam ettiğinde cisimdeki küçük çatlaklar büyür ve deformasyon oluşur (80).

2.11.1.7. Elastisite Modülü (Young Modülü)

Gerilimin gerinime oranıdır. Gerilim-gerinim eğrisinin, doğrusal kısmındaki streslerin, meydana getirdikleri strain değerlerine oranlanmasıyla elde edilir. Yani, elastisite modülü, esneme ve deformasyona karşı materyalin gösterdiği direncin ifadesidir. Elastisite modülü ile cismin rijiditesi doğru orantılıdır. Birimi GPa (Gigapaskal)'dır (80).

$$\text{Elastisite modülü} = \text{Stres} / \text{Strain}$$

2.11.1.8. Poisson Oranı

Elastik sınır içerisinde kalınarak, cisme uygulanan çekme veya sıkıştırma kuvvetinin sonucunda cismin enindeki birim boyut değişiminin, boyundaki birim boyut değişimine oranıdır. Poisson oranı “v” harfi ile sembolize edilir (81).

$$\text{Poisson Oranı } (\nu) = \text{Endeki Birim Boyut Değişimi} / \text{Boydaki Birim Boyut Değişimi}$$

2.11.1.9. Von Mises Stres

Von Mises ve arkadaşları biçim değiştirme enerjisi adında bir hipotez ortaya koymuştur. Bu hipoteze göre bir cismin belirli bir kısmındaki iç enerjisi belirli bir değeri aşarsa, cisim o noktada şekil değiştirir. Von Mises gerilmesi çeşitli matematiksel hesaplamalar yardımı ile elemanlar üzerinde oluşan gerilmelerin ve kayma gerilimlerinin ortalamasıdır. Von Mises stresi (σ_M) çekilebilir (ductile) maddeler için şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanır. Üç asal gerilme değeri kullanılarak hesaplanmaktadır. SEA verilerinin değerlendirilmesinde Von Mises stres önemli bir kriterdir (82).

2.12. Stres Analiz Yöntemleri

Kullanılan materyalin cinsinin kuvvet iletimi açısından değerlendirilmesinde, uygulama sırasında dokuların durumu ve yapısını gözönünde tutarak protezin daha dayanıklı ve güçlü olabilmesi için şeklinin nasıl olması gerektiğini önceden belirleyebilmek amacıyla, çeşitli gerilim analiz yöntemleri kullanılmaktadır. Bu yöntemler (9, 83);

1. Kırılğan vernik kaplama ile stres analizi yöntemi,
2. Fotoelastik stres analizi yöntemi,
3. Gerilim ölçer (strain gauge) ile stres analiz yöntemi,
4. Radyoteleometri ile stres analiz yöntemi,
5. Termografik kuvvet analiz yöntemi,
6. Lazer ışını ile stres analiz yöntemi (holografik interferometri),
7. SEA yöntemidir.

2.12.1. Kırılğan Vernik Kaplama ile Stres Analizi Yöntemi

Stres dağılımı incelenecek olan model üzerine eşit bir dağılım sağlanacak şekilde vernik malzemesi püskürtülür. Vernikle kaplanmış model fırınlanarak verniğin sertleşmesi sağlanır. Ardından modele istenilen yön ve şiddette kuvvet uygulanır. Bu analiz, modele verniğin gerilme direncinin üzerinde bir kuvvet verildiğinde ortaya çıkan çatlak oluşumunun incelenmesi temeline dayanır (9, 83).

2.12.2. Fotoelastik Stres Analizi Yöntemi

Fotoelastik yöntem, saydam cisimlerin içinden geçen polarize ışığın çift kırılması esasına dayanan optik bir olaydır. Polarize ışık hüzmesi, yüklenmiş bir maddeden geçtiği zaman, farklı hızlarda dikey titreşimlere dönüşür. Bu faz farkı Polariskop cihazı ile gözlenir (83).

2.12.3. Gerilim Ölçer ile Stres Analiz Yöntemi

Gerilim ölçer, model üzerinde basınç, kuvvet gibi fiziksel özellikleri ölçmek için kullanılan bir cihazdır. Cihaz, şekil değişikliği ve iç gerilmelerin inceleneceği bölgelere yerleştirilir. Elde edilen şekil değişikliği ve gerilim değerleri kaydedilir. Bu yöntem mekanik, mekanik-optik, optik, akustik, elektrik ve elektronik yapılara sahip çeşitleri sayesinde gerilim altındaki boyutsal değişiklikleri detaylı inceleme imkanı sunmaktadır (83).

2.12.4. Radyotelemetri ile Stres Analiz Yöntemi

Bu yöntem bir donanım ve yazılım yardımıyla elde edilen verilerin transferi üzerine kurulmuştur. Bir gerilim ölçer modele sabitlenir. Modele kuvvet uygulandığında gerilim ölçerdeki direnç farkı voltaj düşmesine neden olur. Bu durum da frekansı etkileyerek verileri oluşturur (83).

2.12.5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu yöntem; homojen ve izotropik özellikte bir dental materyale, devamlı olarak bir kuvvet uygulandığında, ısısal periyodik değişimlerin oluşan stresler ile doğru orantılı olduğu düşüncesiyle ortaya çıkmıştır. Canlı dokular üzerindeki termal değişimlerin ve bu değişimlerin dokular ve restorasyonlar üzerindeki etkilerinin incelenememesi yöntemin dezavantajlarındanır. Dental implantlarda kullanılabilen bu yöntem inley, onley ve kronlar için kullanılamamaktadır (83).

2.12.6. Lazer Işını ile Stres Analiz Yöntemi (Holografik İnterferometri)

Lazer ışını ile modelin 3B görüntüsünün, holografik film üzerine kaydedildiği optik bir tekniktir. Bu yöntemde, interferometri denilen bir alet kullanılır. Model üzerindeki aralık ve yer değiştirme miktarı, iki lazerin çıkardığı ışın demeti sayesinde ölçülür. Cisim hareket ettiği sırada, ışın verilmesi sonucu ortaya çıkan holografik

görüntüde oluşan saçakların değerlendirilmesi ile analiz yapılır. Bu yöntemde deformasyon miktarı, görünür ışın demetleri şekline dönüştürülerek tespit edilir (83).

2.12.7. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi

SEA yöntemi, sürekli ortamların daha küçük parçalara ayrılarak analitik bir şekilde modellenmesi ve böylece oluşan elemanlarla ifade edilmesi esasına dayanır (84) Bu yöntem 1960'ların başından beri; havacılık ve uzay endüstrisinde ve sonrasında statik analiz, akışkanlar mekaniği, elektromanyetik analiz, ısı transferi ve akustik gibi pek çok alanda kullanılmaktadır (85).

SEA, biyomekanik bir sistemden matematiksel model elde edilerek bilgisayarla çözümlenmesi esasına dayanır. Diş hekimliğinde SEA, konservatif restorasyonlar, protetik restorasyonlar ve dental implantların stres analizinde kullanılır (86).

- SEA'nın aşamaları üç basamakta özetlenebilir (87):

1) Kuvvet karşısında çözümlenecek ve davranışı incelenecek olan yapının, geometrik tanımlara uyacak şekilde bilgisayarda modellenmesi yapılır. Burada iki husus önemlidir. İlki sınır koşulları, ikincisi ise düğüm sayısıdır. Bu iki etken, incelenen yapının küçük alt birimlere ayrılması ile doğrudan ilişkilidir. İncelenen yapı ne kadar küçük ünitelere bölünebilirse analiz de o kadar gerçeğe yaklaşır.

2) Analizin yapılabilmesi için gerekli ve yeterli veri yüklenmelidir. Bu veriler; her farklı yapının elastisite modülü ve poisson oranı, düğüm noktalarına gelecek kuvvetin yönü, şiddeti ve açısıdır. Bu değerler, oluşturulan tüm yapıların her biri için özgün olmalı, ayrıca kuvvet ile ilgili bilgiler de gerçeği yansıtmalıdır.

3) Son aşama ise analizin çözümlemesinin yapılmasıdır. İncelenecek model küçük ve düzenli üçgen ya da dörtgen elemanlara bölünerek, köşe noktalarından birbirleri ile bağlantılı olan bir eleman ağı (mesh generation) oluşturulur. Model ağını oluşturan elemanlar kendi gerilme ve şekil değiştirmelerini, bağlı oldukları diğer elemanlara aktarır ve onları etkiler. Her bir elemanın üzerindeki noktalarda

meydana gelen iç gerilme ve şekil değişimlerinin çözümlemesinden sonra, yapının tümünün çözümlemesine ulaşılır. Burada önemli olan düğüm noktalarında elde edilen değerlerdir. Düğüm noktası ne kadar çoksa, o oranda gerçeğe yakın sonuçlar elde edilebilir.

SEA yapılabilmesi için bilgisayara girilmesi gereken bilgiler (85):

- Cismin geometrisini oluşturacak koordinatlar,
- Cismin geometrisine ve boyutuna uygun eleman tipi,
- Elemanların poisson oranı ve elastisite modülü değerleri,
- Modele uygulanan kuvvetler,
- Geometrinin sınır şartları,
- Yapılacak olan analizin tipidir.

2.12.7.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizinin Avantajları

1. Bu yöntem ile düzensiz sınırlı şekiller ve eğri kenarlı elemanların analizi yapılabilir. Ayrıca eleman boyutları kullanıcı tarafından değiştirilebilir. Böylece önemli değişiklikler beklenen bölgelerde, daha küçük elemanlar kullanılarak hassas işlemler yapılabilirken, aynı parçanın diğer bölgeleri büyük elemanlara bölünerek işlem hızı arttırılabilir.
2. Çok bağlantılı veya köşeli bölgeler güvenli şekilde incelenebilmektedir.
3. İncelenecek olan objeye bire bir uyan modeller hazırlanabilmektedir.
4. Diğer analiz yöntemleri ile incelenemeyen bölgeler SEA ile rahatlıkla incelenebilmektedir.
5. Farklı materyaller aynı model üzerinde analiz edilerek karşılaştırılabilmektedir.
6. Kuvvet uygulanması sonucu oluşan stresin tipi ve dağılımı kolaylıkla elde edilebilmektedir.
7. Aynı anda birçok materyal kullanılarak, birbirleri ile etkileşimleri incelenebilmektedir (78, 86).

2.12.7.2. Sonlu Elemanlar Stres Analizinin Dezavantajları

1. Modeli elde edilen yapıların homojen, izotropik ve doğrusal elastisite gibi malzeme özellikleri ile ilgili varsayımlar, genellikle yapıyı tam temsil etmez ve modellenen yapılar gerçekte olduğundan daha çok dinamik yükler altındadır. Bu yöntemle yapıların dinamik analizi de yapılabilir; ancak işlemler hem daha uzun sürer hem de daha karmaşık bir hal alabilir.
2. Yöntemin geçerliliği ve yapılan araştırmanın doğruluğu için malzemenin özellikleri, geometrisi ve modellenen gerçek sistemin doğru yüklenmesi gibi özelliklerin tamamen araştırmacının sorumluluğuna bırakılmasından dolayı çok hassas bilgi aktarımını gerektirir (78, 85).

2.12.7.3. Sonlu Elemanlar Stres Analizinde Kullanılan Yazılım Paketleri

Diş hekimliği ve mühendislik uygulamalarında SEA’da kullanılan yazılım paketlerinden en önemlileri; ALGOR, ABAQUS, ADINA, ANSYS, COMSOL, FEMPRO, FEMTOOLS, I-DEAS, MARC, NASTRAN, PAFEC 75, PATRAN, PROENGINEER, SOLIDWORKS, SAP 80, SAP2000, STRAND7, VISUALFEA Ve ZEBULON’ dur (88).

2.12.7.4. Sonlu Elemanlar Stres Analizinde Kullanılan Temel Kavramlar

- Düğüm (Node)

SEA’da modeller, sonlu sayıda elemanlara bölünür. Bu elemanlar belli noktalardan birbirleriyle bağlanır ve bu noktalara düğüm (node) denir. Katı modellerde, her bir elemandaki yer değiştirme, doğrudan düğüm noktalarındaki yer değiştirmelerle ilişkili iken; düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ise elemanların gerilmeleriyle ilişkilidir (89).

- Eleman (Element)

SEA’da sistemi tanımlayan bölge, eleman (element) olarak adlandırılan basit geometrik şekillere bölünür. Bu elemanlar, "düğüm" olarak adlandırılan özel noktalardaki bilinmeyen değerler cinsinden ifade edilir. Sınır koşullarını içerecek şekilde elemanların birleştirilmesi sonucunda, lineer veya lineer olmayan

matematiksel denklem seti elde edilir. Bu denklemlerin çözümüyle sistemin yaklaşık davranışı elde edilir (85).

SEA yönteminde elemanlar geometrilerine göre; üçgen, dörtgen, paralel kenar elemanlar, boyutlarına göre; tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu, dönel ve izoparametrik elemanlar, düğüm sayısına, düğüm sayısındaki bilinmeyenlere ve sürekli ortam probleminin özelliklerine göre; plak, levha, kabuk problemleri olarak sınıflandırılmaktadır (49, 85).

- **Mesh (Ağ) Oluşturulması**

Mesh (ağ) oluşturma, düğüm noktalarının ve elemanların koordinatlarını oluşturma işlemidir. Program kullanıcı tarafından girilen minimum veriye karşılık uygun değerde ve sürede otomatik olarak düğüm noktalarını ve elemanları sıralayarak numaralanmasını sağlar. Ayrıca, üzerinde mesh üretilecek alanda, hangi bölgelerin eleman yoğunluğunun fazla, hangi bölgelerin eleman yoğunluğunun daha az olacağına kullanıcının karar vermesi gerekebilir.

Genellikle önemli olduğu, kendi içinde büyük değişime sahip olduğu bilinen veya tahmin edilebilen bölgelerde, birim alana daha fazla eleman yerleştirilir. Mesh oluşturulurken modeller sonlu sayıda elemanlara bölünür. Sonrasında, cismin nereden sabitlendiğini ve neresinden kuvvet uygulandığını gösteren sınır şartları belirlenir (85, 89).

- **Sınır Koşulları (Boundary Conditions)**

Sınır şartları streslerin ve yer değiştirmelerin sınır ifadelerini kapsar. Yani cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin cismin neresinden uygulandığını gösterir. Analizi yapılan cisimde kuvvet nereye uygulanacaksa sınır şartları da ona göre belirlenir (85).

- **Katı Modelleme (Solid Modelling)**

En üst düzey modelleme tekniğidir. Cismin iç ve dış geometrisinin tanımı gerçek anlamda yapılmış olur. Katı modellemenin ana özelliği, görüntünün ötesinde cismin iç ve dış geometrisinin bilgi kütüğü şeklinde bilgisayar ortamında modellenebilmiş olmasıdır. Böylece ağırlık, moment gibi parametreler hesaplanabilir veya kesitler

alınarak iç geometrik form incelenebilir. Ayrıca cismin geçirgenliği, ışık yoğunluğu ve rengi belirlenebilir. Gölgeleştirme yapılabilir (85).

Günümüzde model geometrisinin oluşturulmasında en sık kullanılan üç yöntem;

- a)** Modelin 3B çizim programları ile bilgisayar ortamında çizilmesi,
- b)** Modeli oluşturulacak örneğin lazer tarayıcılarla taranarak elde edilen nokta bulutunun bilgisayar ortamına aktarılması,
- c)** BT veya Mikro-BT görüntülerinin özel veri işleme metodlarıyla işlenerek modelleme programlarına aktarılmasıdır.

Çalışmamızda Mikro-BT görüntüleri kullanılarak modelleme yapılmıştır.

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu araştırma, Dicle Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Endodonti Anabilim Dalı'nda ve Ay Tasarım Ltd. Şti.' nde gerçekleştirilmiştir.

Bu çalışmada mikro-BT ile taratılan bir maksiller daimi santral kesici dişin kesitleri, güta perka, post, kor, seramik kron ve siman tabakası da modellenerek 3B SEA yöntemi ile rekonstrükte edilmiştir. Üç farklı post materyali uygulanan modellere, üç farklı doğrultuda statik kuvvet yüklemesi sonucunda oluşan stres birikimi ve dağılımı, 3B SEA kullanılarak incelenmiş ve değerlendirilmiştir.

3.1. Mikro-BT Değerlendirmesi

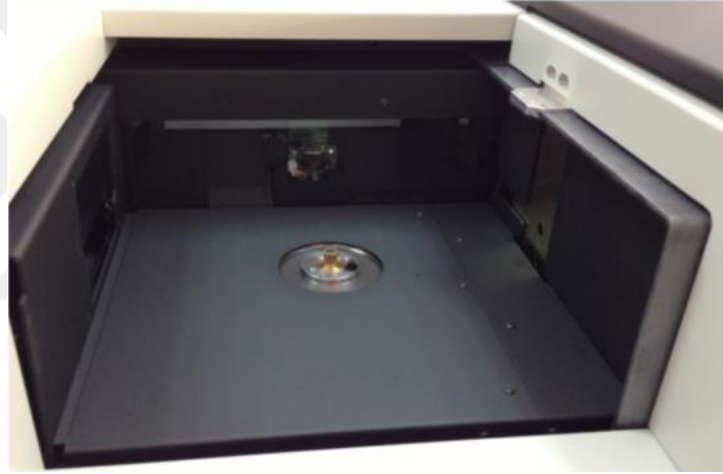
Bu çalışmada; tek köklü ve tek kanallı, çürük ve restorasyon bulunmayan çekilmiş bir maksiller daimi santral kesici diş kullanıldı (Resim 2). Kök kanalında kalsifikasyon ve düzensiz alanların varlığını tespit etmek için radyografi alındı. Kalan doku artıkları diş yüzeyinden kretuvar kullanılarak uzaklaştırıldı ve fırça ile temizlendi. Diş distile su içerisinde, İnönü Üniversitesi Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Merkezi, Mikro-BT laboratuvarına gönderildi.



Resim 2. Çalışmada kullanılan daimi maksiller santral diş



Resim 3. Mikro-BT cihazı

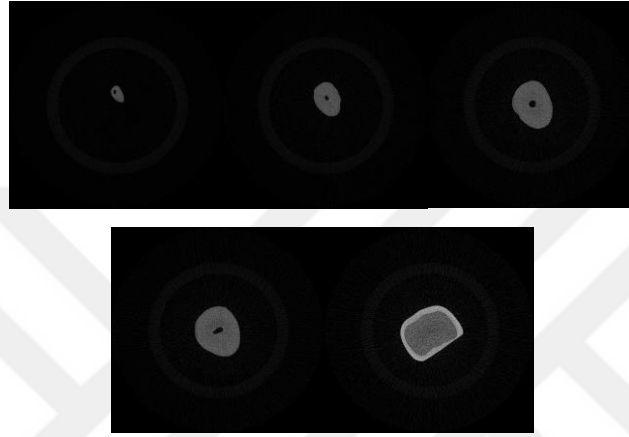


Resim 4. X ışını odası ve döner platform

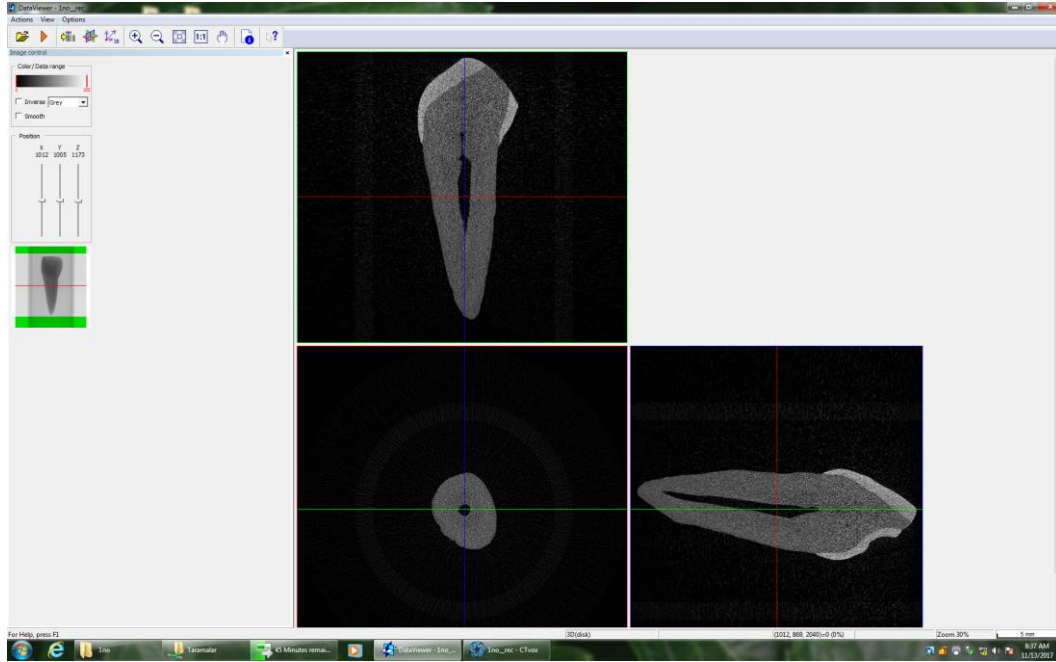
Cihaz, farklı yoğunluktaki objelerden kesitler alabilmek için, ayarlanabilir voltajı ve çeşitli filtreleri olan X-ray ışın kaynağına sahiptir (Resim 3-4). Diş, SkyScan 1172 (Bruker-micro-CT, Kontich, Belçika) cihazı ile 100 kV, 100 μ A akım gücü ve 11 megapiksel kamera yardımı ile apeksten koronal kısma doğru tarandı. Her biri 13,68 μ kalınlığında toplam 1773 kesit elde edildi (Resim 5). Tarama 0,9°'lik rotasyon adımıyla 180° de 2 seferde tamamlandı.

Tarama işlemi 0,5 mm Al ve Cu filtre kullanılarak toplam 60 dak sürede gerçekleşti. Görüntüler 2000x2000 piksel çözünürlükte kaydedildi. Elde edilen DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) uyumlu görüntüler TIF (Tagged Image File) formatında kaydedildi. Görüntüler NRecon (v.1.6.10.6 Skyscan,

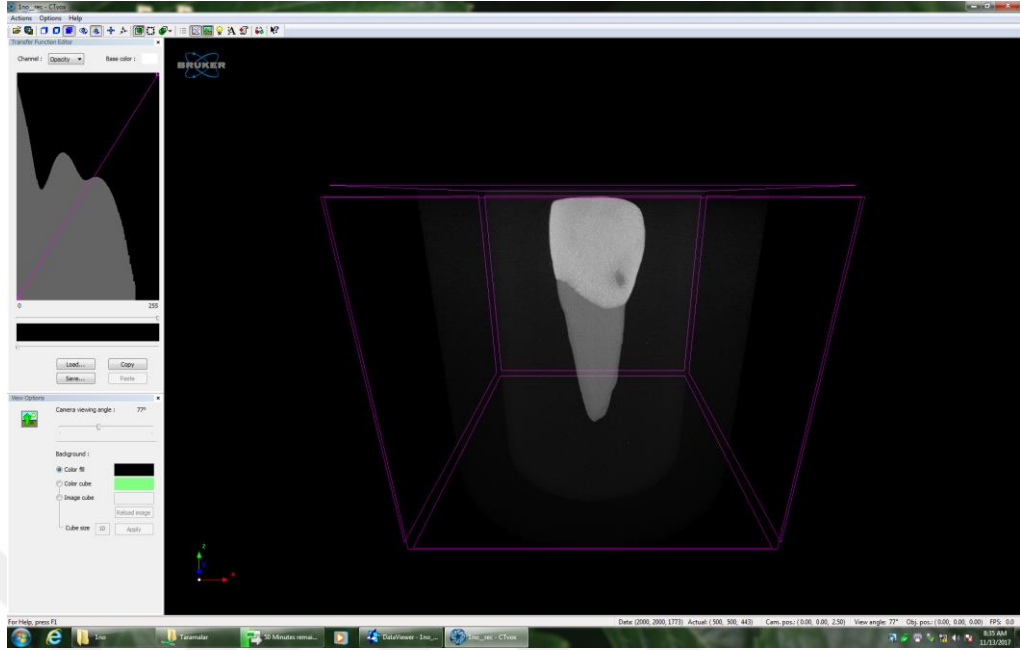
Kontich, Belçika) volümetrik rekonstrüksiyon yazılımına yüklendi. Aynı yazılımla görüntü yumuşatma (Smoothing) 3 birim, halkasal görüntü artefaktlarının düzeltimi (Ring Artifact Correction) 4 birim ve X ışını sertleştirme (Beam Hardening Correction) için %65 düzeltme oranı kullanılarak görüntü kirlilikleri ve artefaktlar elimine edildi (Resim 6-8). Rekonstrüksiyon toplamda 76 sn sürdü. Elde edilen görüntüler Bitmap (BMP) formatında kaydedildi (Resim 9).



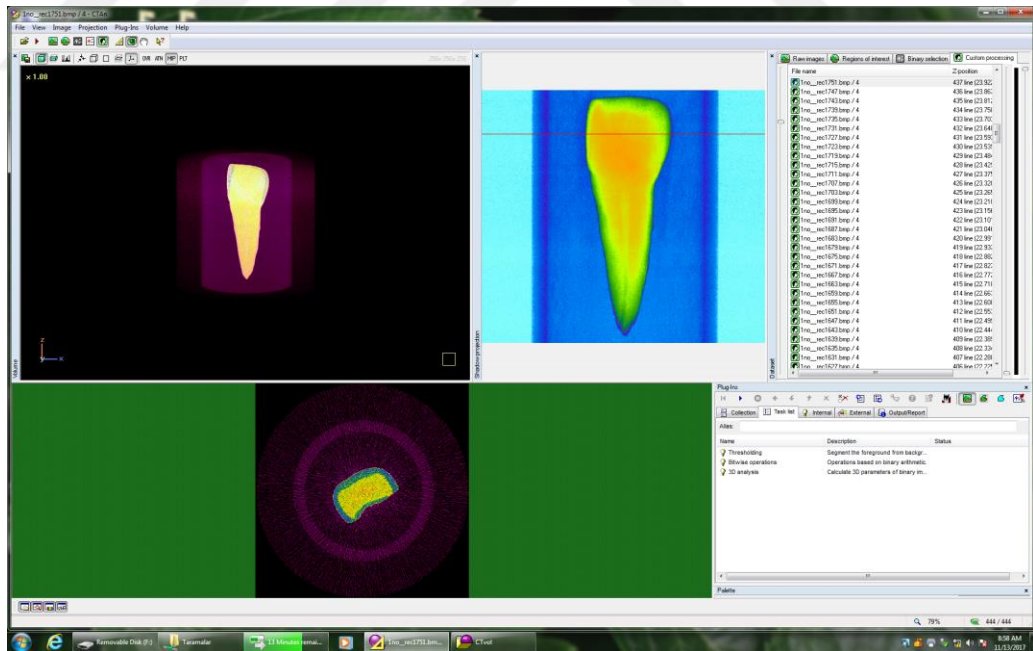
Resim 5. Mikro-BT kesitleri



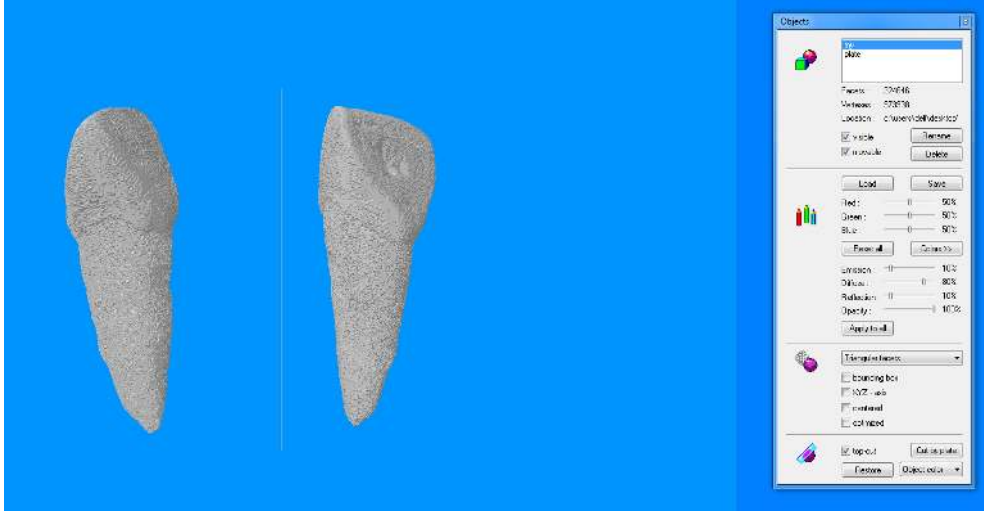
Resim 6. Mikro-BT görüntülerinin rekonstrüksiyonu



Resim 7. Mikro-BT görüntülerinin rekonstrüksiyonu



Resim 8. Mikro-BT görüntülerinin rekonstrüksiyonu



Resim 9. Rekonstrüksiyonun nihai hali

3.2. Sonlu Elemanlar Stres Analizi

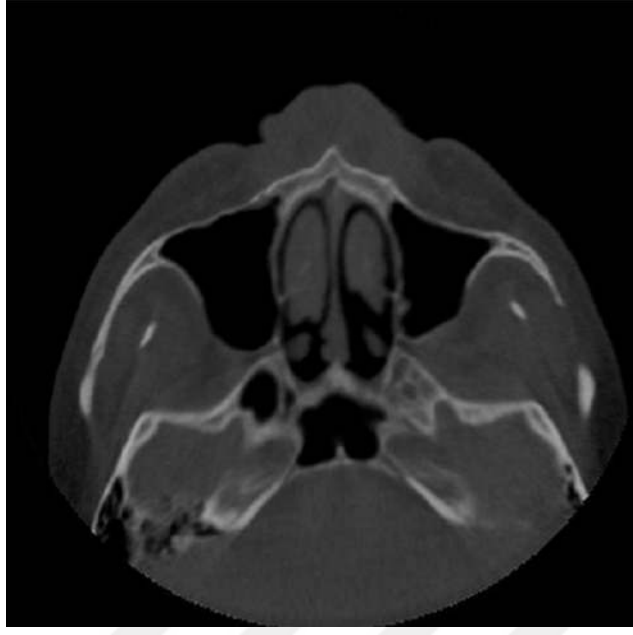
Araştırmamızda 3B SEA yöntemi ile statik lineer analiz gerçekleştirilmiştir.

3.2.1. Ana Modelin Oluşturulması

3B ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3B katı modelin oluşturulması ve SEA işlemi için Intel Xeon CPU 3.30 GHz işlemci, 500 GB hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (Smart Optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3B tarama cihazından yararlanıldı.

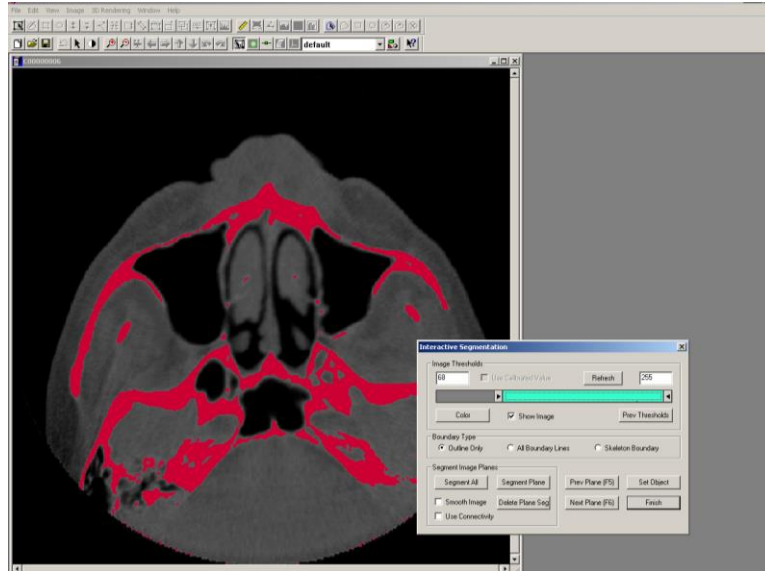
3.2.1.1. Üst Çeneye Ait Modelin Oluşturulması

Üst çeneye ait geometrik modelin oluşturulması için, tam dişsiz bir erişkin hastanın tomografisi kullanıldı. Çene kemiği, konik ışınlı bilgisayarlı tomografide (ILUMA, Orthocad, 3M Imtec, Oklahoma, ABD) tarandı. Taramada 120 kVp ve 3,8 mA' de 40 sn'de 601 kesit elde edildi (Resim 10). Bu tomografi görüntüsü, Dicle Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda kesit kalınlığı 0,2 mm olacak şekilde çekildi ve rekonstrükte edildi. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen kesitler, DICOM 3.0 formatında export edildi. Export edilen kesitler 3D-Doctor (Able Software Corporation, MA, ABD) yazılımına alındı.



Resim 10. Konik ışınli volümetrik tomografi görüntüsü

3D-Doctor yazılımı magnetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi de olmak üzere pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin, bilgisayar ortamında yeniden oluşturulabildiği bir yazılımdır. Yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişiklikler yapılabilmektedir (Resim 11).



Resim 11. 3D-Doctor yazılımında biçimlendirme

3D-Doctor yazılımında kesitler üzerindeki kemik dokular “interactive segmentation” yöntemiyle ayrıştırıldı. Ayrıştırılan kesitler “Complex Render” yöntemiyle 3B model haline getirildi. Elde edilen 3B model, 3D-Doctor yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilen maksillanın modelleme işlemi tamamlandı. 3B model, 3D-Doctor yazılımından stereolitografi (STL) formatında aktarıldı.

- Kortikal Kemiğin Modellenmesi

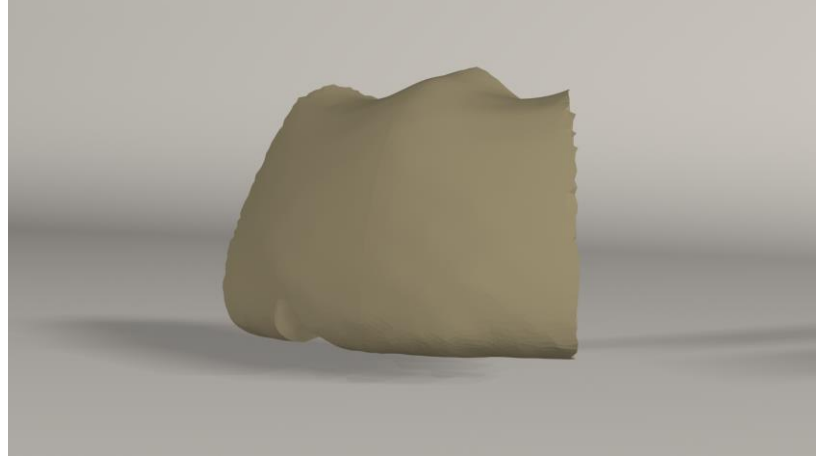
Rhinoceros 4.0 (McNeel North America, Seattle, WA, ABD) yazılımında önce 20x20x2 mm boyutlarında bir kutu modellendi. Ardından diş modelinin bu kutudan Boolean yöntemi ile çıkartılmasıyla kortikal kemik uyumu sağlandı (Resim 12).



Resim 12. Kortikal kemik modeli

- Spongioz Kemiğin Modellenmesi

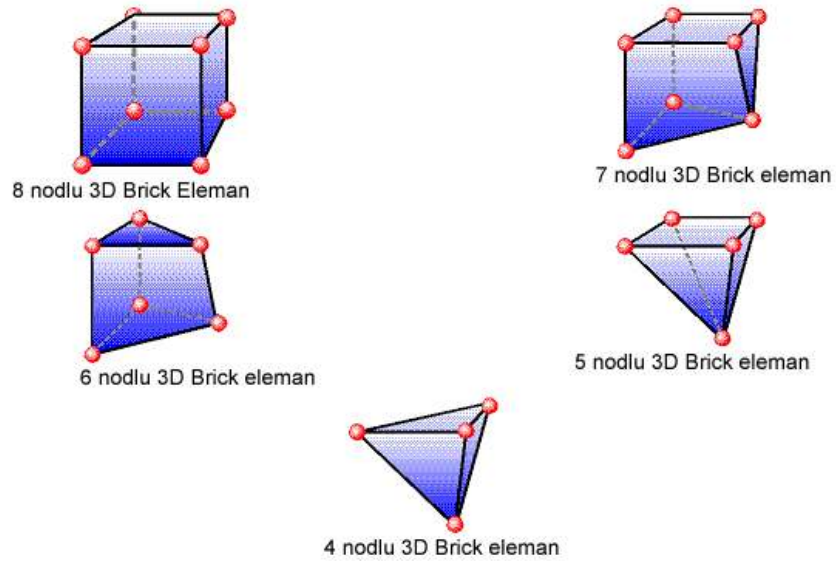
Rhinoceros yazılımında önce 20x20x14 mm boyutlarında bir kutu modellendi. Modellenen kutunun koronal yüzeyi ile daha önce modellenen kortikal kemiğin apikal yüzeyi arasında Rhinoceros yazılımında uyumlama yapıldı. Modellenen dişin Boolean yöntemi ile spongioz kemikten çıkartılması ile spongioz kemiğin uyumlaması yapıldı (Resim 13).



Resim 13. Spongios kemik modeli

Rhinoceros’da yapılan modellemeler, 3B koordinatlar korunarak Fempro (Algor, Inc. Pittsburgh, PA, ABD) yazılımına aktarıldı.

Burada modeller Bricks ve Tetrahedral elemanlar şeklinde katı modele çevrildi. Bricks ve Tetrahedral katı modelleme sisteminde, Fempro programı modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanır. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılır (Şekil 3).



Şekil 3. Modellemede kullanılan elemanlar

3.2.1.2. Diş ve Post Modellerinin Oluşturulması

Mikro-BT ile taraması yapılarak elde edilen görüntülerle, Rhinoceros 4.0 3B modelleme yazılımı kullanılarak maksiller santral kesici diş modelleri elde edildi (Şekil 10).

Aynı yazılım kullanılarak kök çevresinde 0,25 mm kalınlığında periodontal ligament modellendi (Şekil 11). Apikal sızdırmazlığı sağlamak amacıyla 4 mm Protaper F4 (Dentsply Maillefer, Ballaigues, İsviçre) güta perka modeli apikalden 1 mm kısa olacak şekilde kök kanal sistemine adapte edildi (Şekil 8).

Cam fiber (Snowlight, Carbotech, ABD), titanyum (Svenska, Dentorama, İsveç) ve zirkonyum (CosmoPost, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) post modelleri oluşturuldu. Çalışmada kullanılan postlar 1,6 mm ve 15,5 mm uzunlukta olacak şekilde modellendi (Şekil 4-6). Ferrule oluşturulmadı ve sement kalınlığı ihmal edilerek kökün tamamı dentin olarak değerlendirildi. Postun kor içinde kalan kısmı kor yapının 2/3'ü kadar olacak şekilde modellendi.

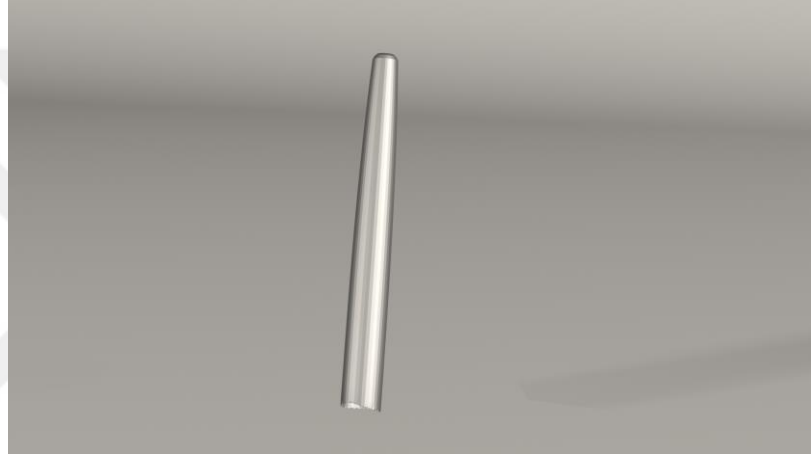
Dentin-post ve kron-kor arası dual cure rezin siman (RelyX ARC, 3M ESPE, St Paul, ABD) modellendi ve siman kalınlığı 25 µ olarak belirlendi. Gerçek bir diş kullanıldığından ve dolayısıyla homojen bir kanal seyri olmadığından, postun adaptasyonunun yetersiz kaldığı alanlarda siman kalınlığı arttırıldı. Tüm postlar paralel ve uca doğru konik sonlanan bir yapıda tasarlandı. Kor restorasyonu için rezin kompozitin (Filtek Supreme XT, 3M ESPE, ABD) mekanik özellikleri kullanıldı.

Kor kısmına dişeti seviyesinde sonlanan 1 mm kalınlıkta 135° chamfer dizaynı basamak oluşturuldu (Şekil 7).

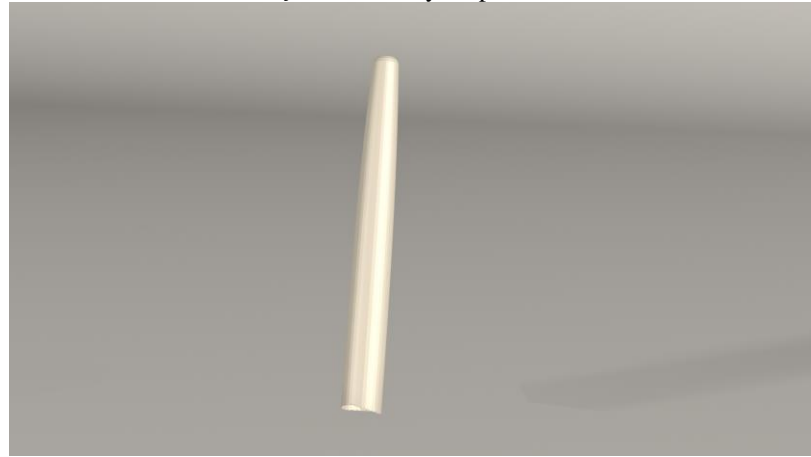
Okluzal redüksiyon miktarı 2 mm, aksiyel redüksiyon miktarı 1 mm ve aksiyel duvarlarının açısı 6-8° olacak şekilde prepare edilmiş diş formunda modellendi (90, 91). IPS Empress II (Ivoclar Vivadent) kronun kalınlığı, kesici kenarlarda 2 mm diğer bölgelerde 1 mm olacak şekilde belirlendi (Şekil 9). Sonuç olarak, maksillaya uyumlanmış kesici diş modeli elde edildi (Şekil 12).



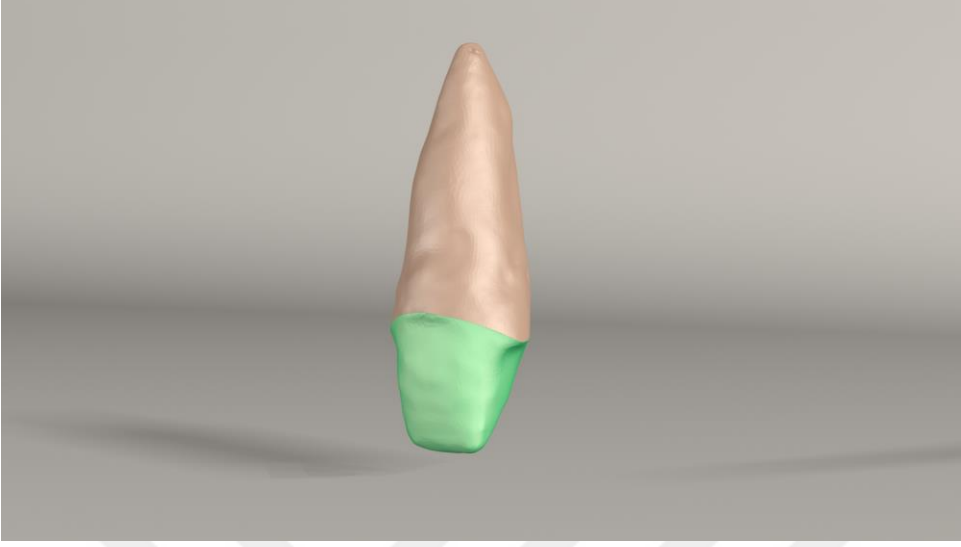
Şekil 4. Cam Fiber post modeli



Şekil 5. Titanyum post modeli



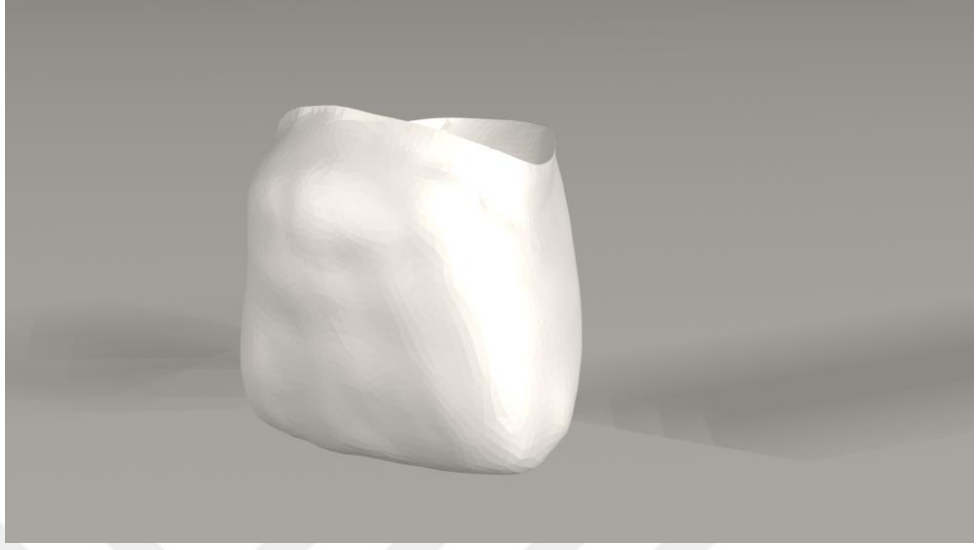
Şekil 6. Zirkonyum post modeli



Şekil 7. Chamfer basamak dizaynlı kompozit kor modeli



Şekil 8. Post, kor ve güta perka modeli



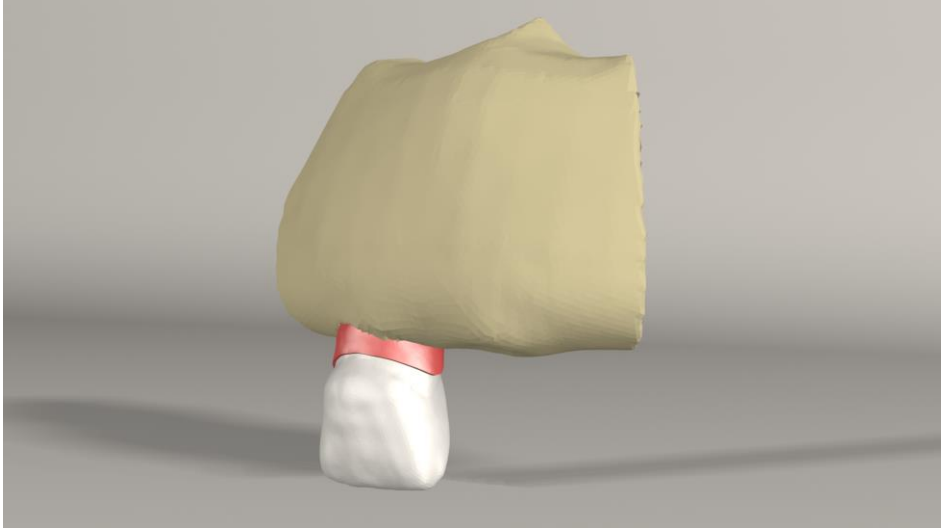
Şekil 9. Gerçek dişin koronal dış sınırları temel alınarak oluşturulan IPS Empress II kron modeli



Şekil 10. Santral kesici dişin 3B sonlu elemanlar modeli



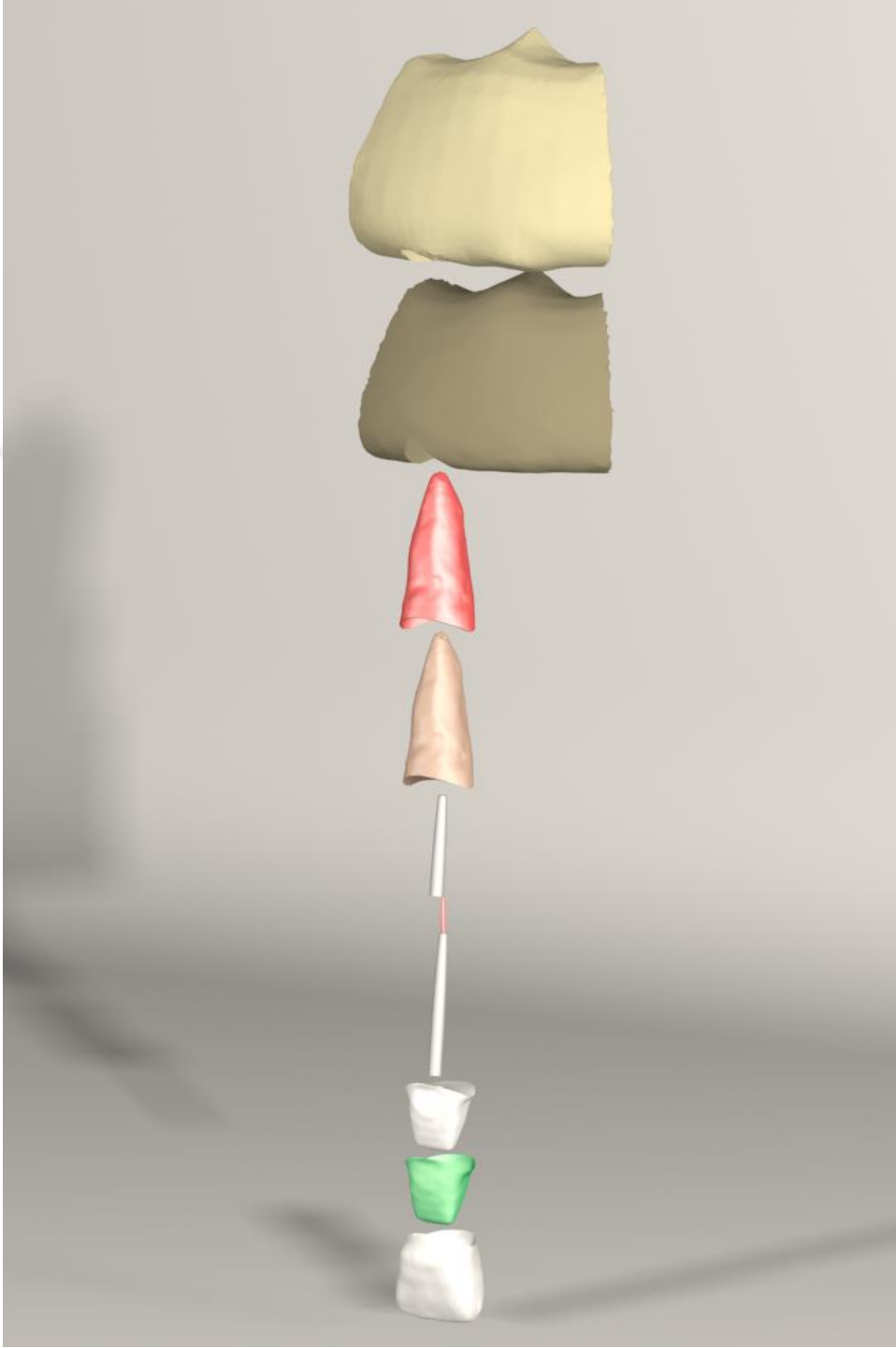
Şekil 11. Periodontal ligament modeli



Şekil 12. Maksillaya uyumlanmış santral kesici diş modeli

Modeli oluşturan katmanlar (şekil 13):

1. Spongioz kemik
2. Kortikal kemik
3. Lamina dura
4. Periodontal ligament
5. Dentin ve kanal boşluğu
6. Gta perka
7. Post materyali
8. Post ile kök dentini arasındaki siman tabakası
9. Kompozit kor
10. Kompozit kor ve tam seramik kron arasındaki siman tabakası
11. Tam seramik kron



Şekil 13. Modeli oluşturan katmanlar

Materyal	Elastisite Modülü (E) Gpa	Poisson Oranı (V)	Referans
Kortikal kemik	13.7	0.30	Ko CC. ve ark. (92)
Spongioz kemik	1.37	0.30	Ko CC. ve ark. (92)
Dentin	18.6	0.31	Ko CC. ve ark. (92)
Periodontal ligament	0.0689	0.45	Ko CC. ve ark. (92)
Güta perka	0.00069	0.45	Ko CC. ve ark. (92)
Cam fiber post (Snowlight, Carbotech, ABD)	49	0.28	Şahin MK. (49)
Titanyum post (Svenska, Dentorama İsveç)	103	0.33	Şahin MK. (49)
Zirkonyum post (CosmoPost, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)	150	0.25	Shetty PP. ve ark. (93)
Kompozit rezin kor (Filtek Supreme XT, 3M ESPE, ABD)	12.7	0.35	Moszner N. ve ark. (94)
Dual cure rezin siman (RelyX ARC, 3M ESPE, St Paul, MN/ABD)	4.92	0.27	De Jager N. ve ark. (95)
IPS Empress II porselen (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn)	67.2	0.30	Imanishi A. ve ark. (96)

Tablo 1. Model hazırlanırken kullanılan Elastisite modülü ve Poisson oranları

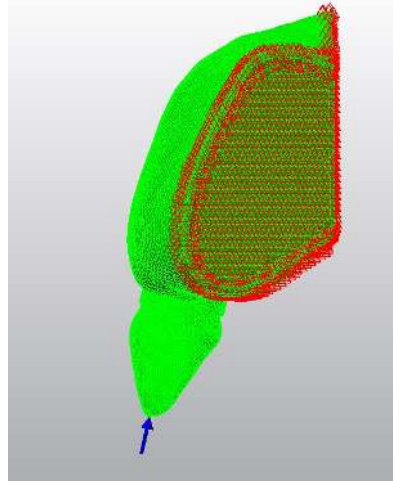
3.2.2. Mesh (Ağ) Modelleme

Çalışmanın sonuçlarının gerçeğe yakın olabilmesi için, oluşturduğumuz diş modelinin boyutlarını göz önüne alarak, mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir. Hazırlanan katı matematik modeller birbirine bağlı dört düğüm noktasına sahip 3B katı elemanlara ayrıldı. Elde edilen katı model ve çevre dokular, 90544 adet düğüm ile birbirine bağlanan ve her biri modellenen materyali temsil eden 483823 adet eleman içeren mesh ile modelleme yapılmıştır.

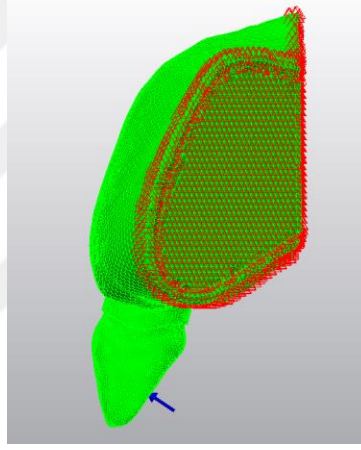
Modeller, VRMesh (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, ABD) yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, STL formatında Algor Fempro yazılımına aktarılmıştır. STL formatı 3D modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. STL formatında düğümlerin koordinat bilgilerinin de saklanması sayesinde, programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan diş yapılarının, hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal değerleri (Elastiklik modülü ve Poisson oranı) verilmiştir (Tablo 1). Tüm modeller lineer, homojen ve izotropik olarak kabul edilmiştir.

3.2.3. Kuvvet Yüklemesi

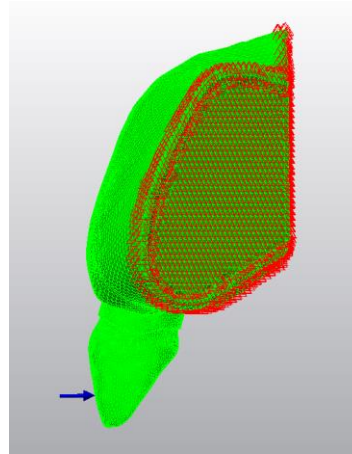
Bu çalışmanın stres analizi bölümünde VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, ABD) ve Algor Fempro analiz programından yararlanılarak 3B maksiller santral kesici diş tasarımında; cam fiber, titanyum ve zirkonyum post materyalleri ile 100 N yükleme koşulunda, 3 farklı grup ve 3 farklı kuvvette olmak üzere, toplamda 9 adet SEA gerçekleştirilmiştir (Şekil 14-16).



Şekil 14. F1 dikey kuvvet



Şekil 15. F2 çiğneme kuvveti

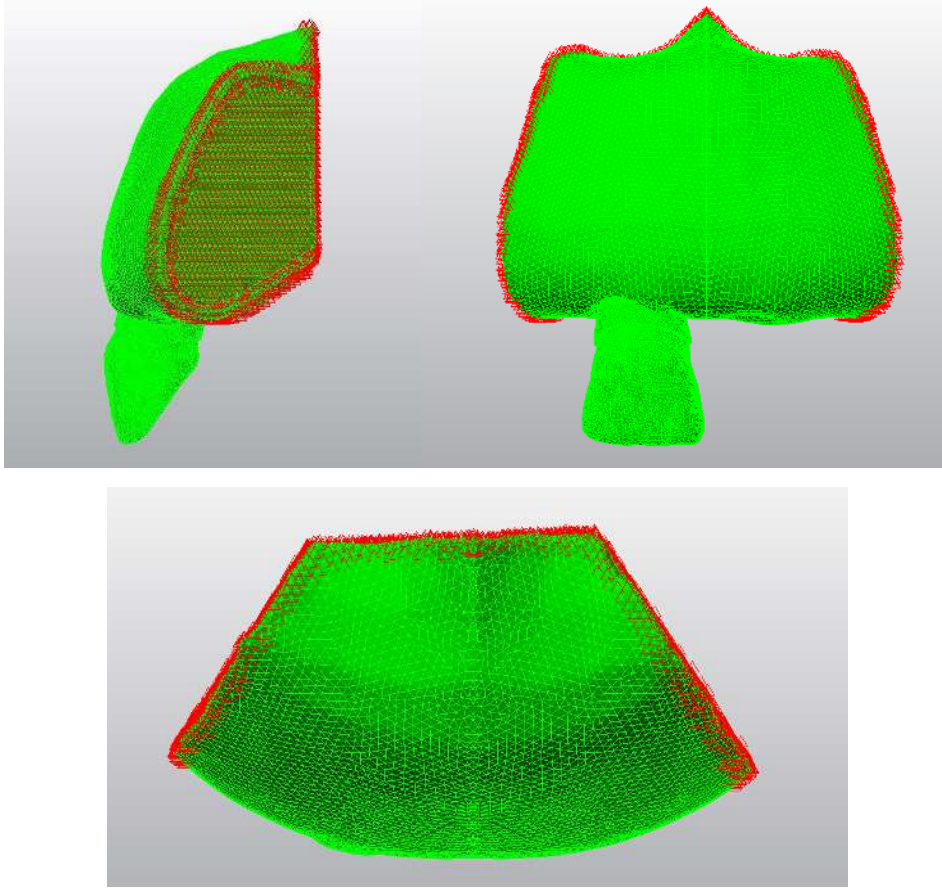


Şekil 16. F3 yatay kuvvet

Modele, çiğneme kuvvetini temsil eden, dişin uzun eksenine paralel yönde (F_1-0°), palatinal bölgede oblik yönde (F_2-45°), dişin uzun eksenine dik (F_3-90°) olacak şekilde 100 N kuvvet uygulanmıştır. Analizi yapılan üç farklı post sistemi için oluşturulan matematiksel modellerde; uygulanan kuvvetler karşısında oluşan maksimum ve minimum matematiksel stres değerleri ve modellerdeki dağılımı değerlendirilmiştir.

3.2.4. Sınır Koşullarının Belirlenmesi

Modeller kemiğin alt ve yan taraflarından DOF (Degree of freedom)'da sıfır harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir (Şekil 17).



Şekil 17. Sınır koşulları

4.BULGULAR

Yapılan SEA sonucunda; Von Mises stres analiz değerleri, elde edilen modellerde F_1 , F_2 , F_3 kuvvetleri uygulandıktan sonra dentin, post ve dentin-post arasındaki siman bölgelerinde oluşan stres dağılımları ve miktarları ayrı ayrı incelendi. Tüm kuvvetler altında kuvvetin uygulandığı alanda stres birikiminin fazla olması beklenen bir sonuçtur. Stres analizleri sonucunda modellerden elde edilen stres değerleri maksimum ve minimum olarak belirtilmiştir. Elde edilen matematiksel değerler MPa cinsinden verilmiştir (Tablo 2-4).

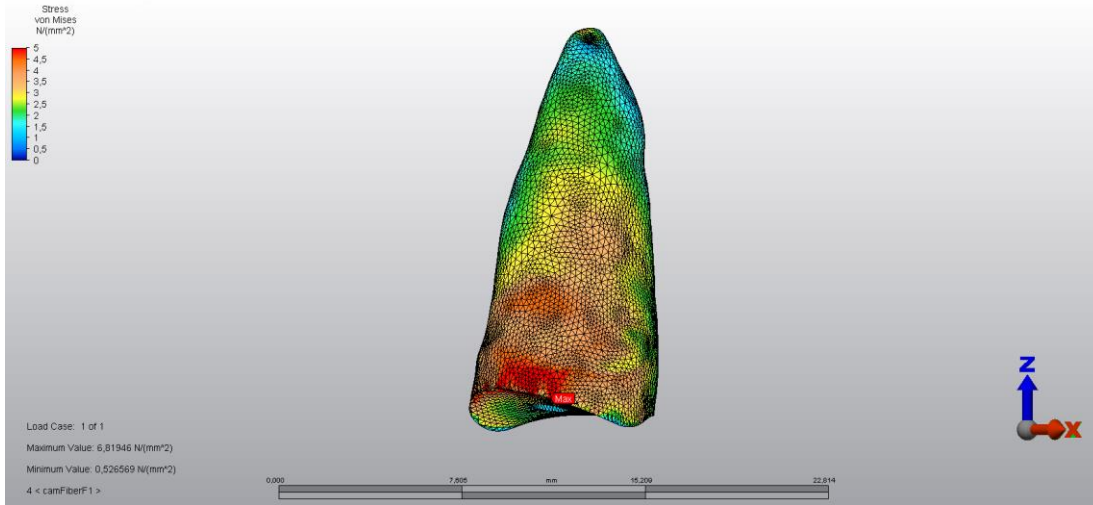
4.1. Dikey Kuvvet (F_1) Uygulanan Modellerdeki Von Mises Stres Değerleri (MPa)

Modeller	Dentin Max / Min	Post Max / Min	Dentin-Post Arasındaki Siman Max / Min
Cam Fiber Post Uygulanan Model	6,81946 / 0,526569	7,85452 / 1,56067	4,60832 / 0,223494
Titanyum Post Uygulanan Model	6,35719 / 0,46457	13,1567 / 2,60662	6,66092 / 0,164017
Zirkonyum Post Uygulanan Model	6,07888 / 0,421797	17,0361 / 3,0328	7,95074 / 0,188196

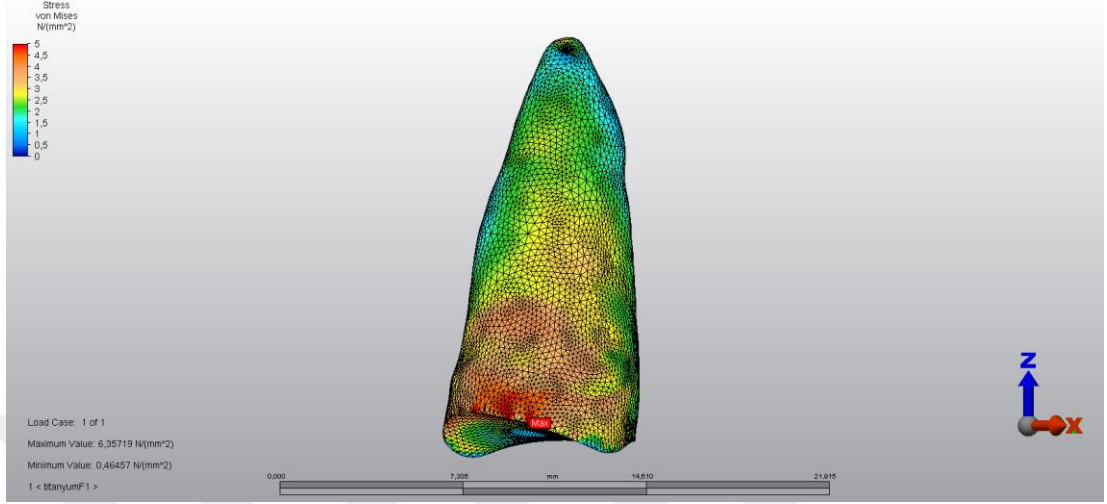
Tablo 2. F_1 kuvveti uygulanan modellerdeki maksimum ve minimum Von Mises stres değerleri (N/mm²)

4.1.1. Dentinde Oluşan Stres Dağılımı

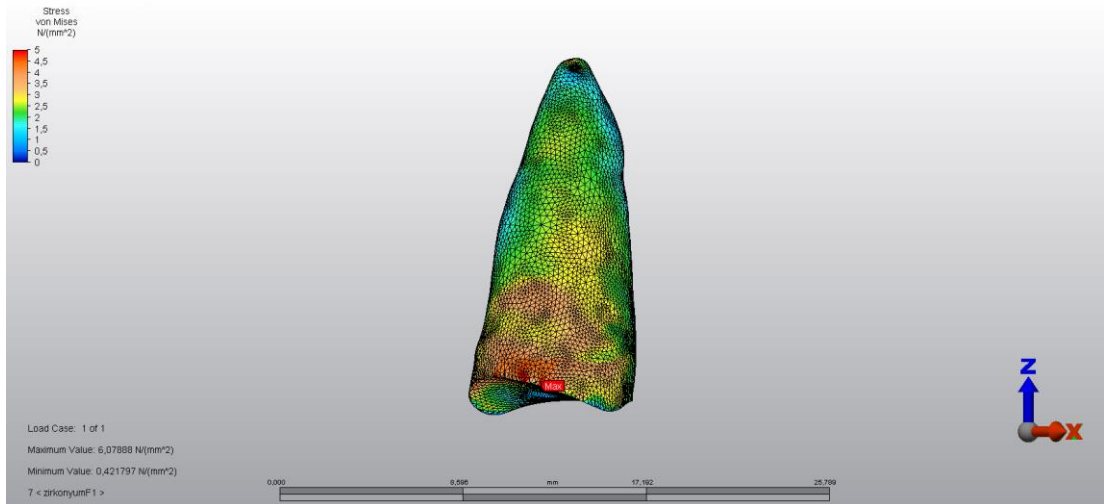
F₁ kuvveti uygulandığında dentinde oluşan stres dağılımı değerlendirildiğinde, stresin dişin kök yüzeyinde labial bölge servikal üçlüde yoğunlaştığı görülmektedir. Bu durum kuvvetin geliş yönü ile ilgili olarak üç farklı post materyali kullanımında da benzer şekildedir. Farklı post materyallerinin kullanıldığı modellerde dentinde oluşan stres değerleri karşılaştırıldığında ise; en yüksek stres değeri 6,81946 MPa ile Cam Fiber post kullanılan modelde tespit edilmiştir. Bunu 6,35719 MPa ile Titanyum post kullanılan model ve 6,07888 MPa ile Zirkonyum post kullanılan model takip etmiştir. Oluşan stres değerleri arasında sayısal olarak belirgin bir farklılık görülmemektedir (Şekil 18-20).



Şekil 18. Cam Fiber post modelde F₁ kuvveti altında dentinde oluşan stres dağılımı



Şekil 19. Titanyum post modelde F_1 kuvveti altında dentinde oluşan stres dağılımı

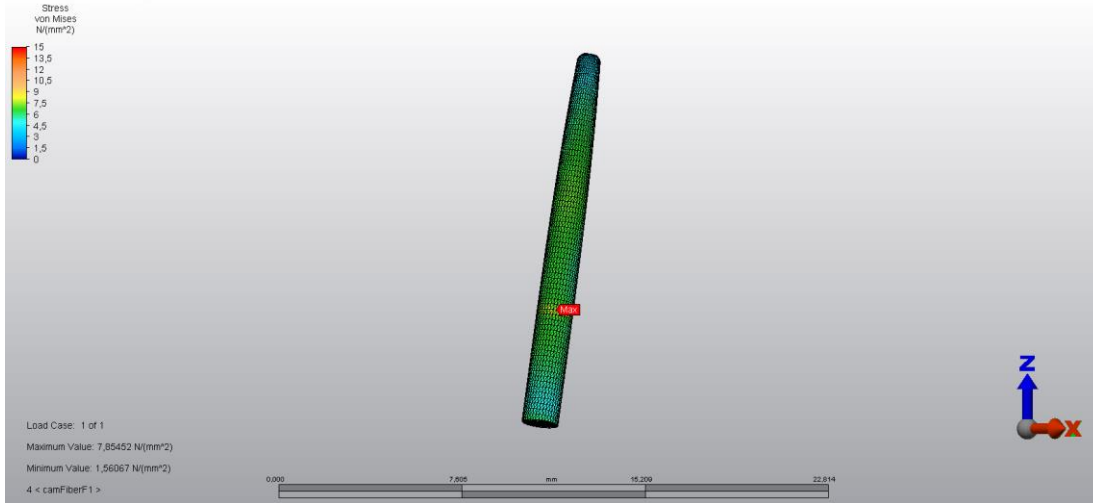


Şekil 20. Zirkonyum post modelde F_1 kuvveti altında dentinde oluşan stres dağılımı

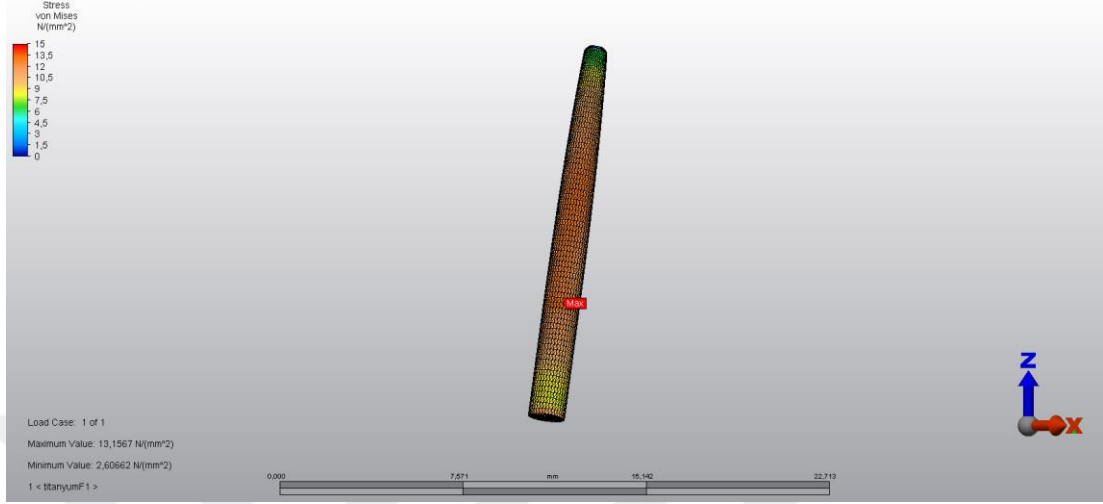
4.1.2. Postta Oluşan Stres Dağılımı

F₁ kuvveti uygulanan post materyallerinde oluşan stresler değerlendirildiğinde, farklı post materyalleri için stres değerlerinde belirgin düzeyde farklılıklar saptanmıştır. Buna göre oluşan en yüksek stres değeri, Zirkonyum post materyalinde 17,0361 MPa olarak ölçülmüştür. Zirkonyum post materyalini sırasıyla, 13,1567 MPa ile Titanyum post ve 7,85452 MPa ile Cam Fiber post takip etmiştir. Ayrıca, maksimum Von Mises stres değeri Cam Fiber ve Titanyum postta labial koronal üçlüye yakın iken, Zirkonyum postta labial orta üçlüde görülmüştür.

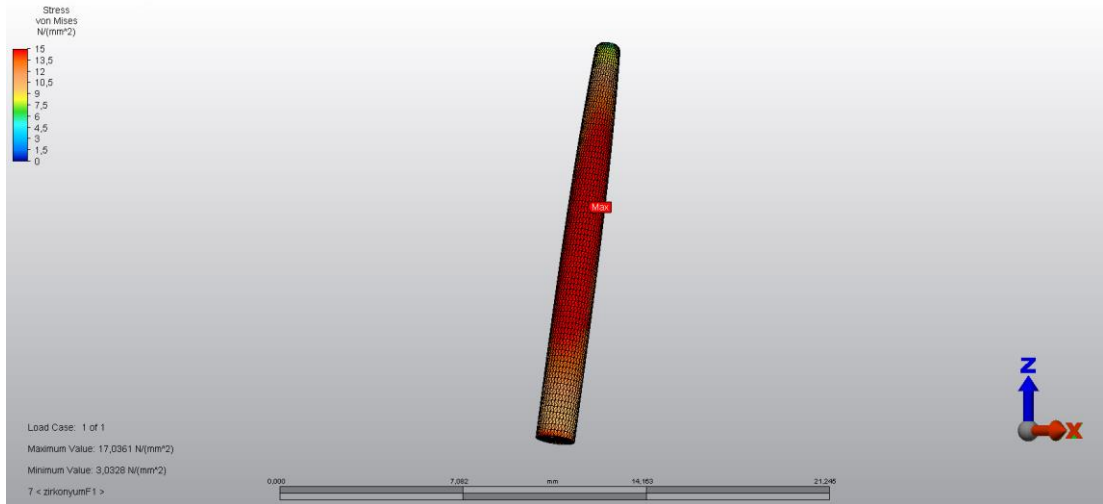
Minimum Von Mises stres değerleri; Titanyum ve Zirkonyum post modellerde apikalde gözlenirken, Cam Fiber post modelde tüm yüzeylerde homojen stres dağılımı gözlenmiştir (Şekil 21-23).



Şekil 21. F₁ kuvveti altında Cam Fiber postta oluşan stres dağılımı



Şekil 22. F_1 kuvveti altında Titanyum postta oluşan stres dağılımı

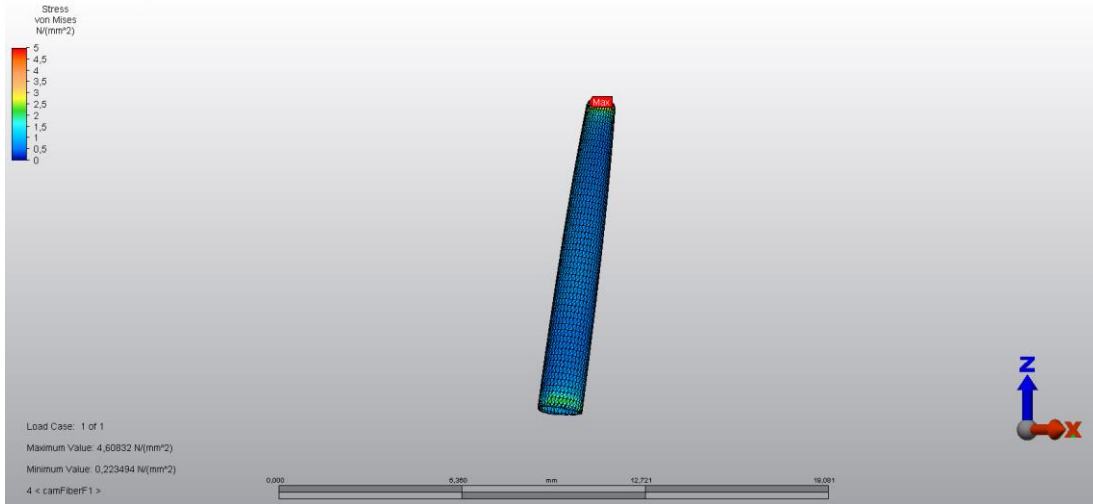


Şekil 23. F_1 kuvveti altında Zirkonyum postta oluşan stres dağılımı

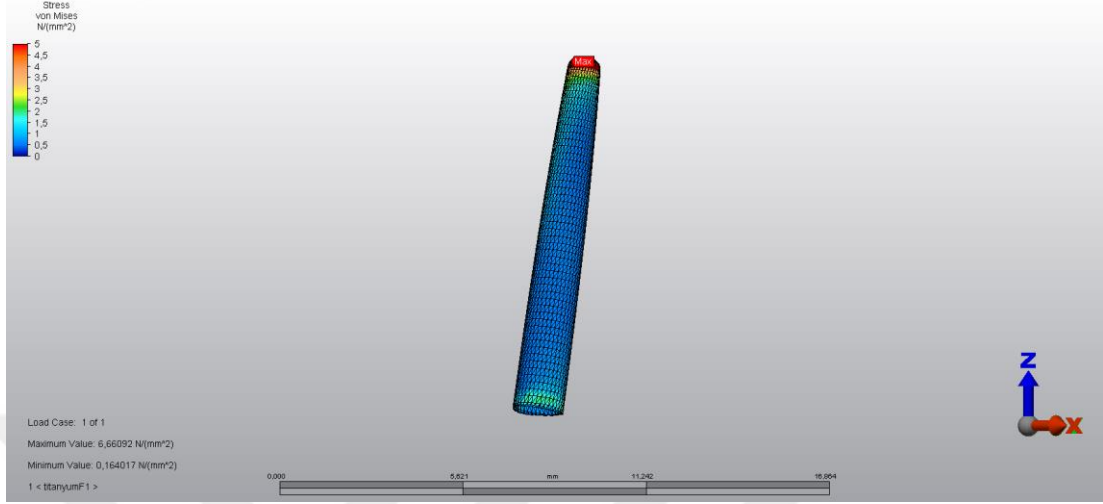
4.1.3. Dentin-Post Arasındaki Rezin Simanda Oluşan Stres Dağılımı

F₁ kuvveti uygulanan modellerde, post materyalini kök dentinine bağlayan siman tabakasında oluşan stresler değerlendirildiğinde, kullanılan post materyalinin rijiditesi arttıkça, post materyali ile kök dentin duvarları arasındaki siman tabakasında oluşan stres miktarında artış olduğu görülmüştür.

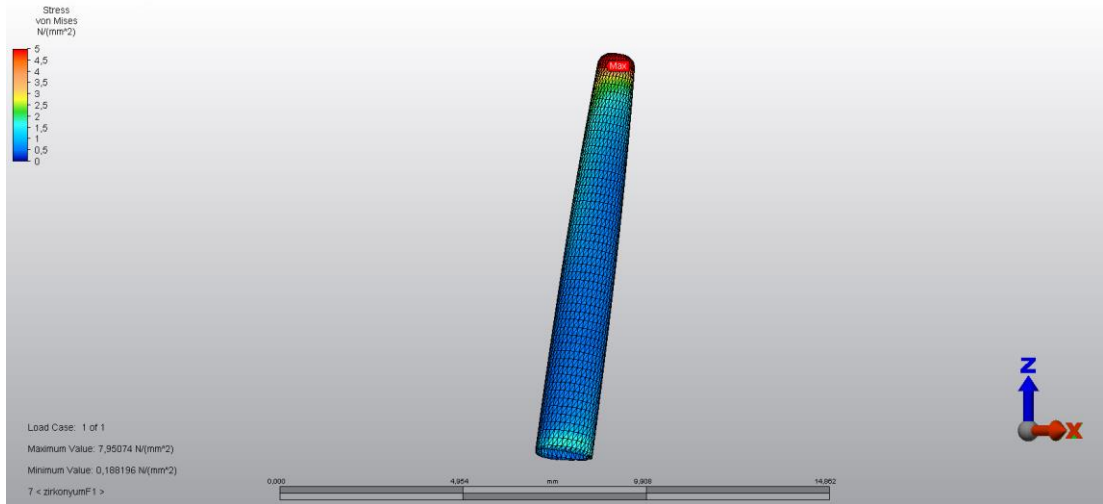
En yüksek stres değeri 7,95074 MPa ile Zirkonyum post kullanılan modelde tespit edilmiştir. Bunu 6,66092 MPa ile Titanyum post kullanılan model ve 4,60832 MPa ile Cam Fiber post kullanılan model takip etmiştir. Elastisite modülü yüksek olan Titanyum ve Zirkonyum post sistemlerinde materyalin stresi iç yapısında biriktirdiği ve kök dentinine iletmediği, dolayısıyla da stresin post ile kök dentin duvarı arasında biriktiği gözlemlendi. Tüm siman modellerinde maksimum Von Mises stres değeri apikalde görülmüştür (Şekil 24-26).



Şekil 24. Cam Fiber post modelde F₁ kuvveti altında simanda oluşan stres dağılımı



Şekil 25. Titanyum post modelde F_1 kuvveti altında simanda oluşan stres dağılımı



Şekil 26. Zirkonyum post modelde F_1 kuvveti altında simanda oluşan stres dağılımı

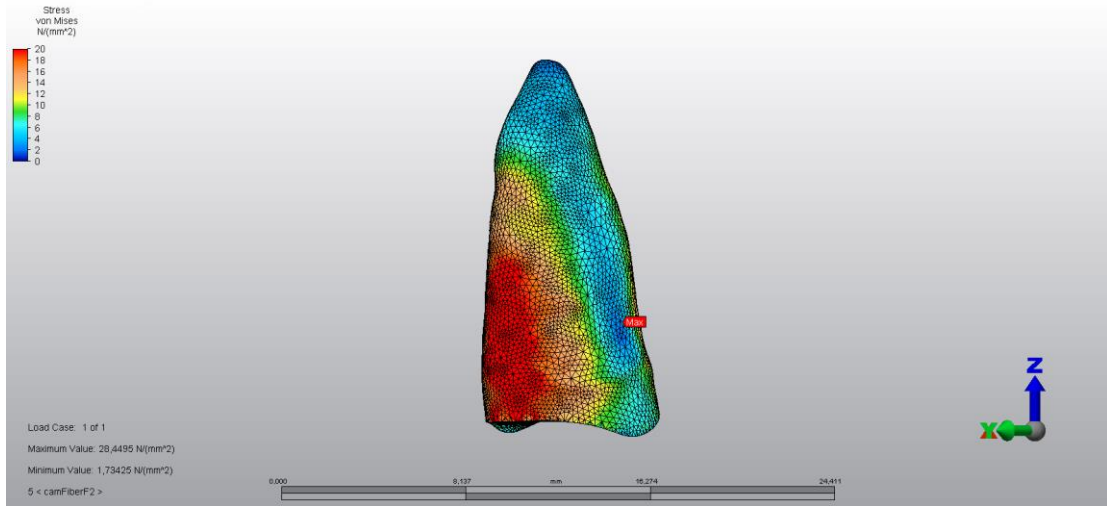
4.2. Çiğneme Kuvveti (F₂) Uygulanan Modellerdeki Von Mises Stres Değerleri (MPa)

Modeller	Dentin Max / Min	Post Max / Min	Dentin-Post Arasındaki Siman Max / Min
Cam Fiber Post Uygulanan Model	28,4495 / 1,73425	25,9903 / 1,7392	16,526 / 0,570489
Titanyum Post Uygulanan Model	27,3694 / 1,70053	52,0089 / 2,68703	16,8514 / 0,509749
Zirkonyum Post Uygulanan Model	26,6542 / 1,75504	73,7999 / 3,15051	16,8296 / 0,683811

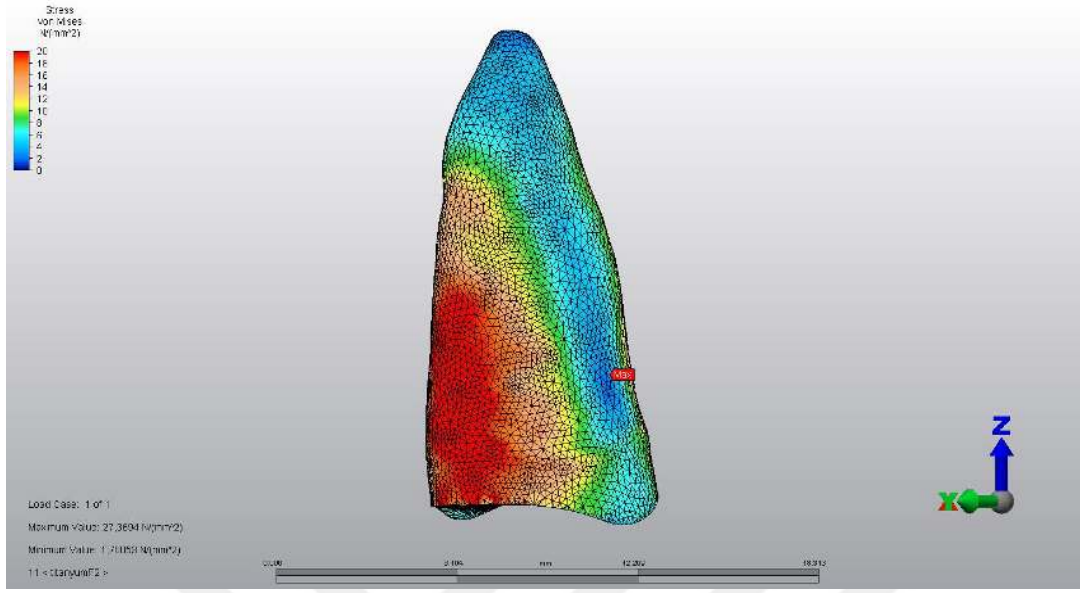
Tablo 3. F₂ kuvveti uygulanan modellerdeki maksimum ve minimum Von Mises stres değerleri (N/mm²)

4.2.1. Dentinde Oluşan Stres Dağılımı

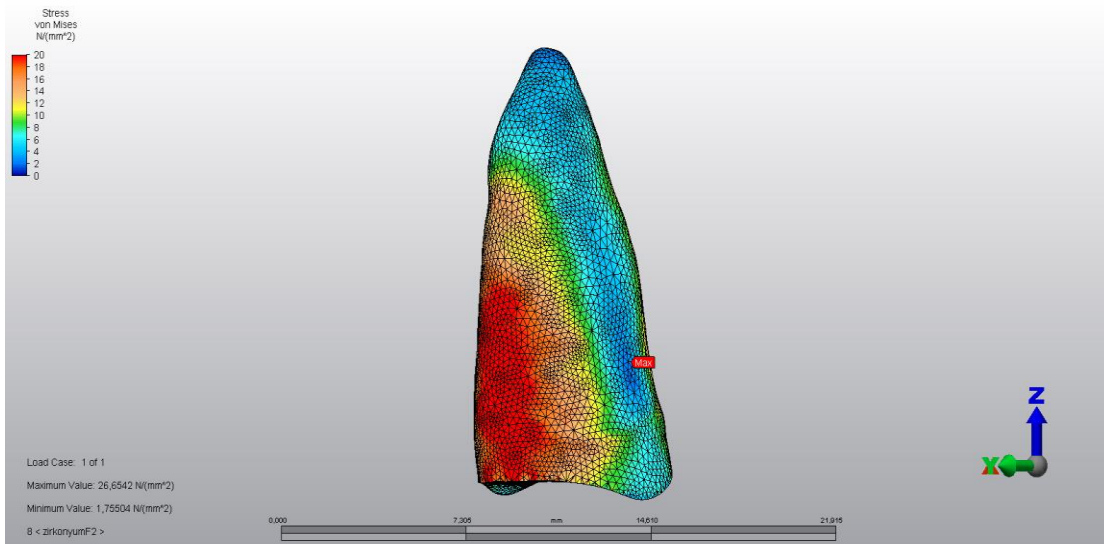
F₂ kuvveti uygulanan modellerde oluşan stres miktarı Von Mises stres değerleri açısından değerlendirildiğinde, oluşan en yüksek stres değeri Cam Fiber postun uygulandığı modelde 28,4495 MPa olarak ölçülmüştür. Cam Fiber post materyalini sırasıyla, 27,3694 MPa ile Titanyum post ve 26,6542 MPa ile Zirkonyum post takip etmektedir. Oluşan stres değerleri açısından değerlendirildiğinde sayısal olarak tüm dentin modelleri arasında belirgin bir farklılık görülmemektedir. Stres birikiminin kökün labial bölgesinde ve en fazla servikal ve orta üçlüde yoğunlaştığı gözlenirken, apikal üçlü bölgesine doğru azalarak devam etmektedir (Şekil 27-29).



Şekil 27. Cam Fiber post modelde F₂ kuvveti altında dentinde oluşan stres dağılımı



Şekil 28. Titanyum post modelde F_2 kuvveti altında dentinde oluşan stres dağılımı

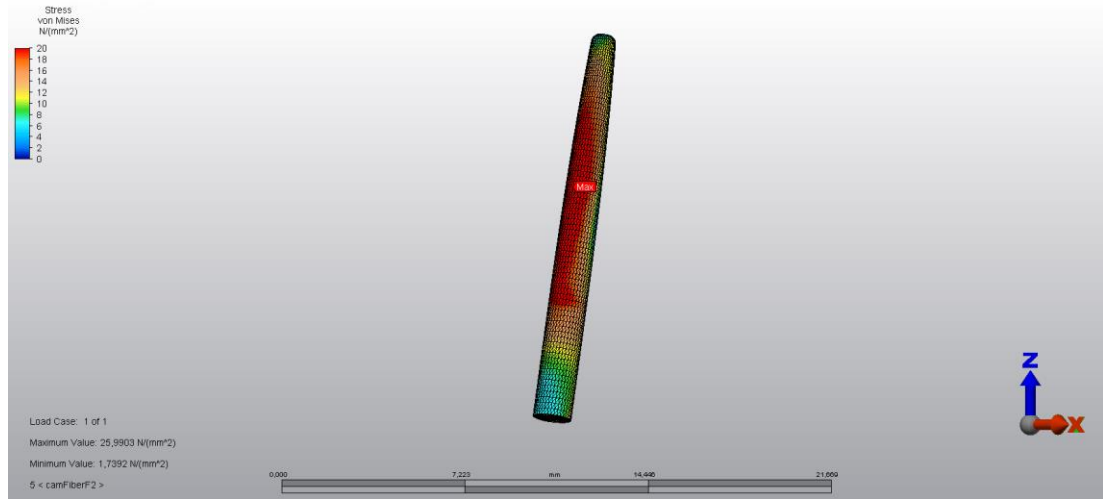


Şekil 29. Zirkonyum post modelde F_2 kuvveti altında dentinde oluşan stres dağılımı

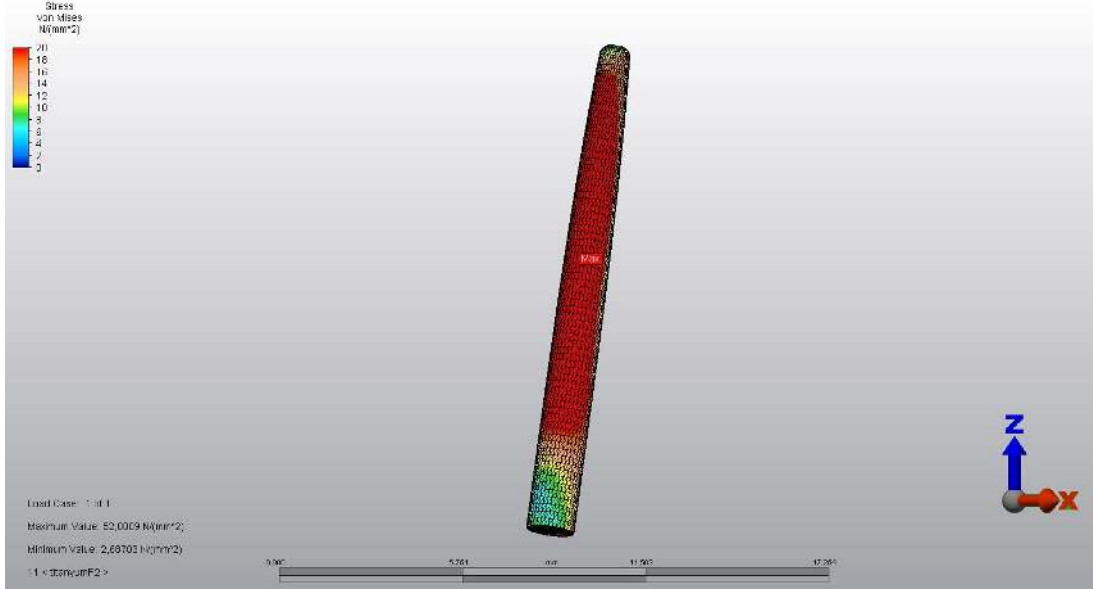
4.2.2. Postta Oluşan Stres Dağılımı

F_2 kuvveti uygulanan modellerde kullanılan post materyalleri arasında oluşan en yüksek stres değeri Zirkonyum post materyalinde 73,7999 MPa olarak ölçülmüştür. Zirkonyum post materyalini sırasıyla, 52,0089 MPa ile Titanyum post ve 25,9903 MPa ile Cam Fiber post takip etmiştir. Oluşan stresler değerlendirildiğinde, post materyalleri için stres miktarlarında belirgin düzeyde farklılıklar gözlenmiştir. Materyaller kendi fiziksel özelliklerine bağlı olarak uygulanan kuvvet sonucu oluşan stresi iç yapısında biriktirmektedir ya da dağıtmaktadır. Dolayısıyla farklı post materyallerinde, farklı değerlerin elde edildiği gözlenmektedir. Ayrıca üç post materyali içinde stresin postun labial orta ve apikal üçlüsünde yoğunlaştığı görülmüştür.

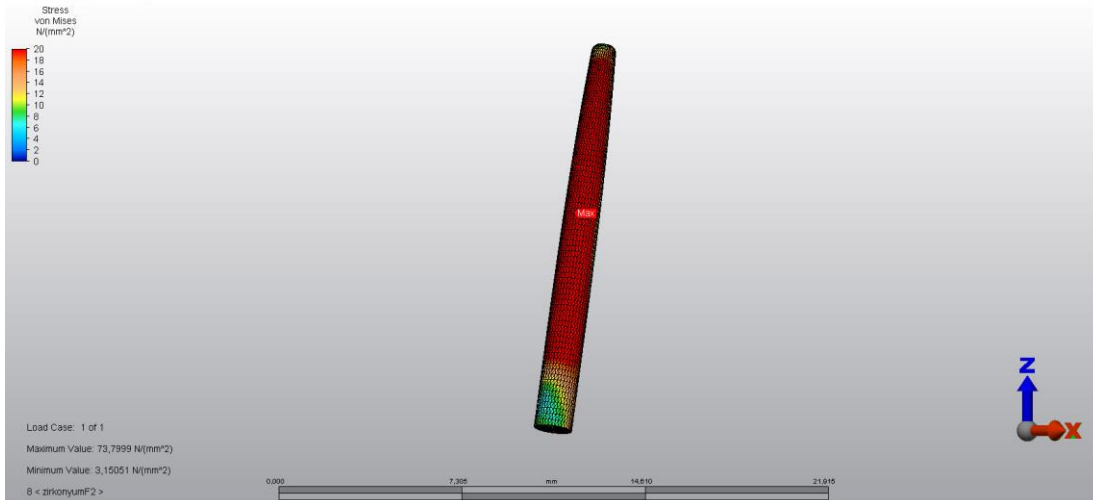
Minimum Von Mises stres değerleri her üç post modelde de servikal bölgede gözlenmiştir (Şekil 30-32).



Şekil 30. F_2 kuvveti altında Cam Fiber postta oluşan stres dağılımı



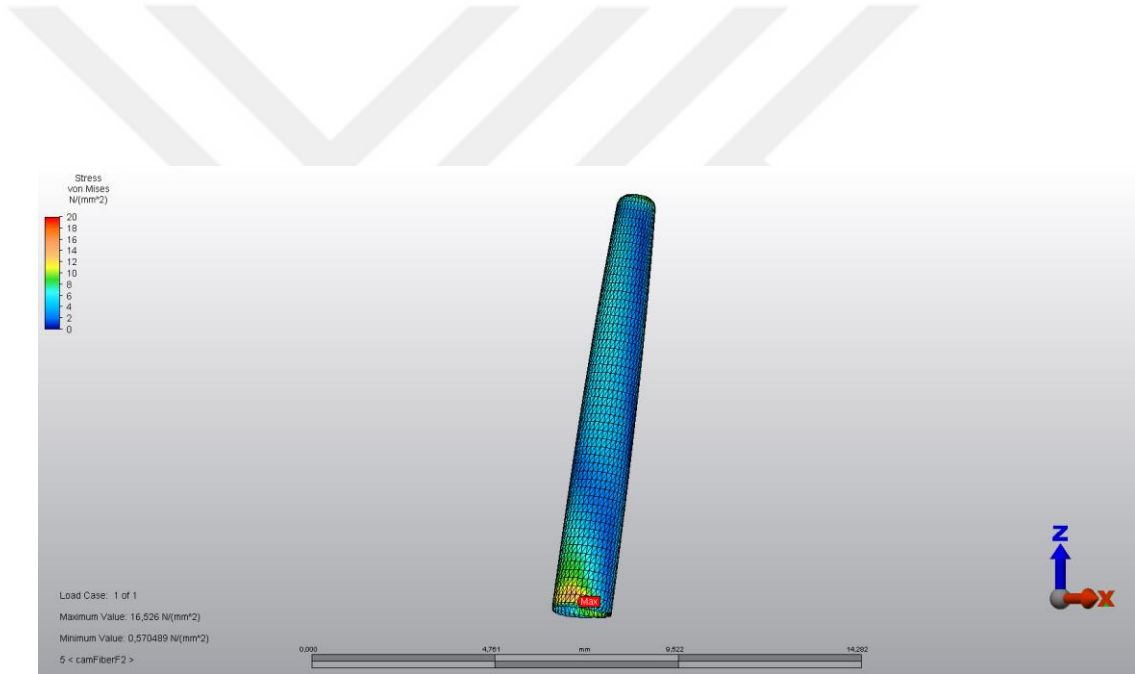
Şekil 31. F_2 kuvveti altında Titanyum postta oluşan stres dağılımı



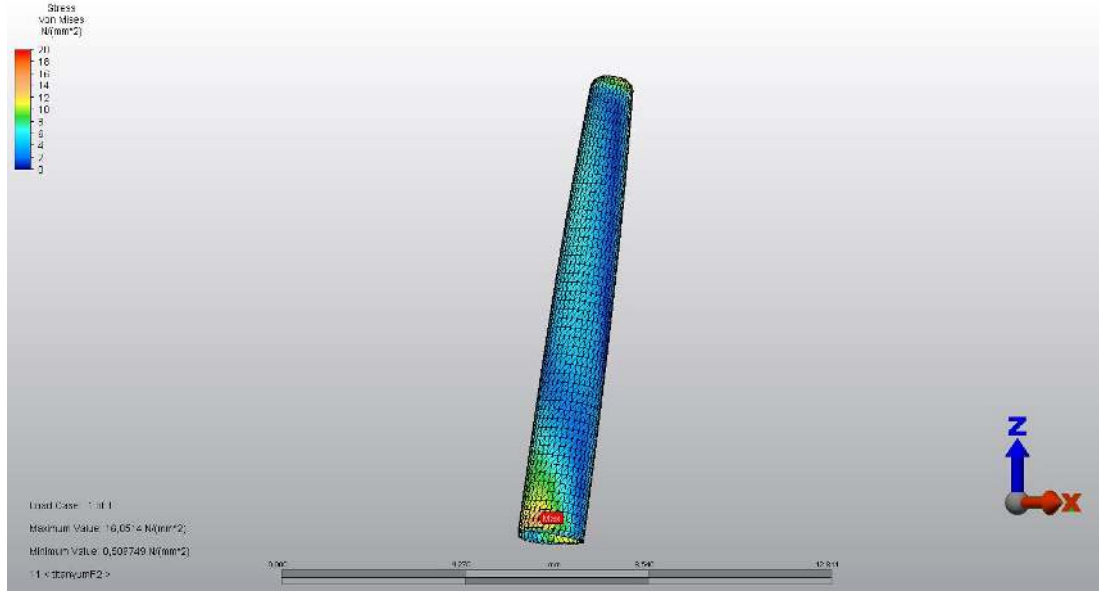
Şekil 32. F_2 kuvveti altında Zirkonyum postta oluşan stres dağılımı

4.2.3. Dentin-Post Arasındaki Rezin Simanda Oluşan Stres Dağılımı

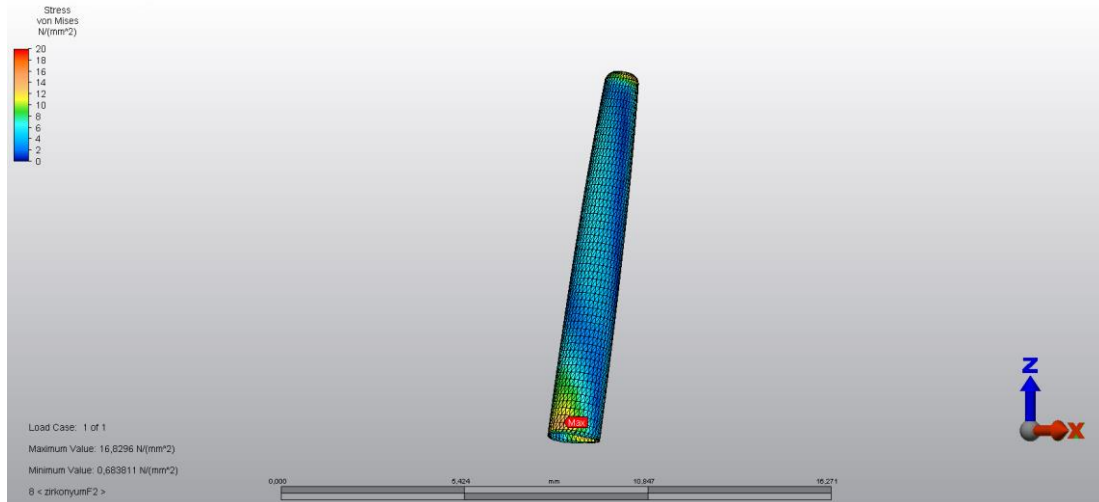
F_2 kuvveti uygulanan modellerde post ve kök dentini arasında kalan rezin simanda oluşan en yüksek stres değeri 16,8296 MPa ile Zirkonyum post kullanılan modelde tespit edilmiştir. Bunu 16,8514 MPa ile Titanyum post kullanılan model ve 16,526 MPa ile Cam Fiber post kullanılan model takip etmiştir. Tüm bu stres değerlendirmeleri sonucunda üç siman modelinde de sayısal olarak belirgin farklılıklar görülmez iken; en fazla stres birikimi servikal üçlü bölgesinde görülmüştür (Şekil 33-35).



Şekil 33. Cam Fiber post modelde F_2 kuvveti altında simanda oluşan stres dağılımı



Şekil 34. Titanyum post modelde F_2 kuvveti altında simanda oluşan stres dağılımı



Şekil 35. Zirkonyum post modelde F_2 kuvveti altında simanda oluşan stres dağılımı

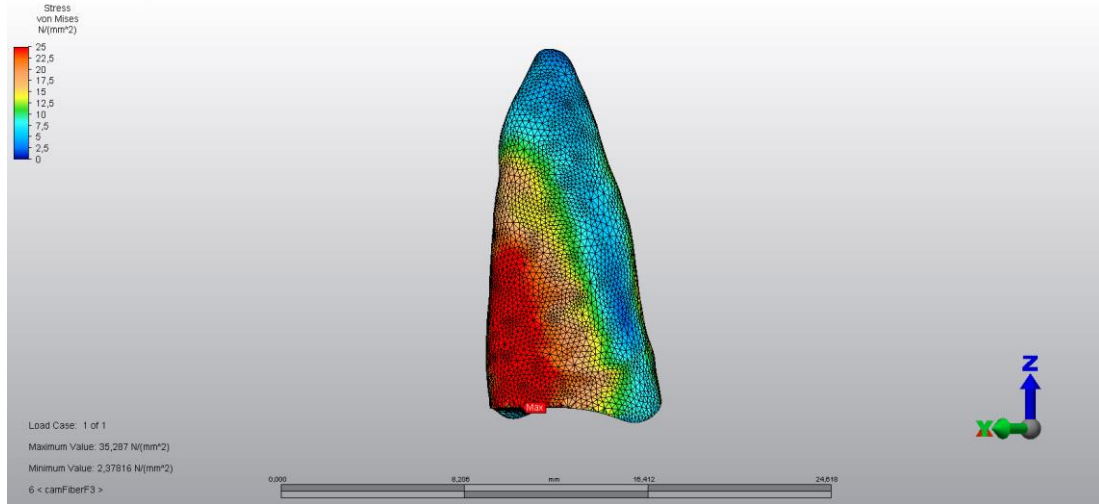
4.3. Yatay Kuvvet (F₃) Uygulanan Modellerdeki Von Mises Stres Değerleri (MPa)

Modeller	Dentin Max / Min	Post Max / Min	Dentin-Post Arasındaki Siman Max / Min
Cam Fiber Post Uygulanan Model	35,287 / 2,37816	27,1787 / 1,10907	16,5209 / 0,817684
Titanyum Post Uygulanan Model	34,9828 / 2,28987	55,0424 / 2,13056	16,891 / 0,787838
Zirkonyum Post Uygulanan Model	34,7371 / 2,2016	78,8934 / 2,49809	17,5577 / 0,729908

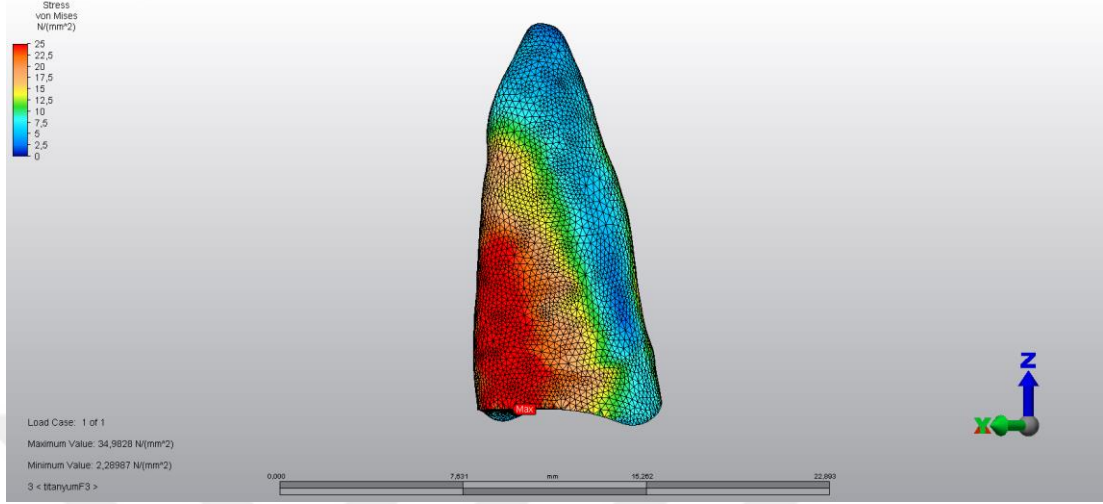
Tablo 4. F₃ kuvveti uygulanan modellerdeki maksimum ve minimum Von Mises stres değerleri (N/mm²)

4.3.1. Dentinde Oluşan Stres Dağılımı

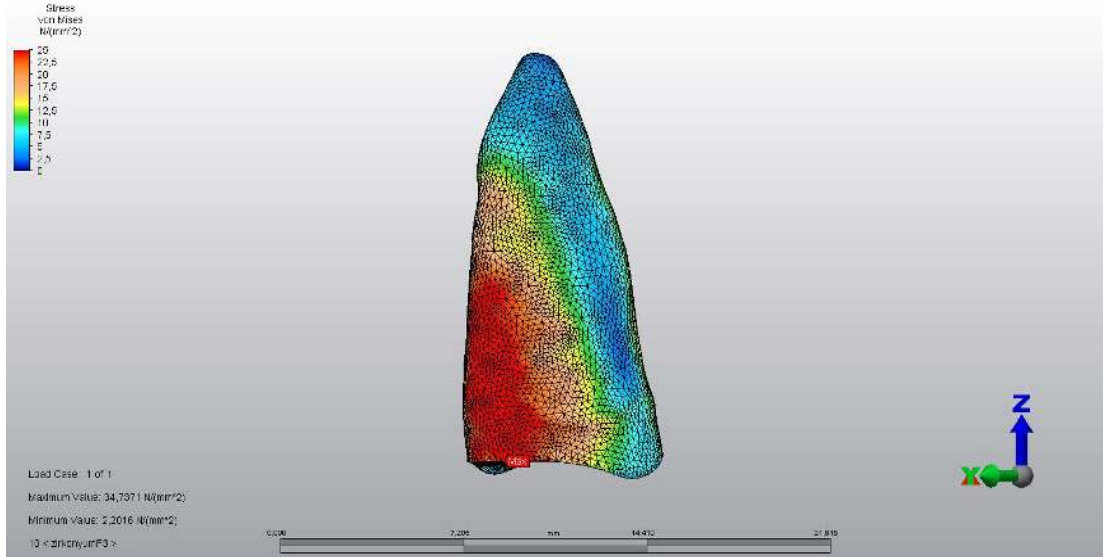
F₃ kuvveti uygulanan modellerde, kök dentininde oluşan maksimum Von Mises stresler değerlendirildiğinde, oluşan en yüksek stres değeri Cam Fiber post modelinde 35,287 MPa olarak ölçülmüştür. Cam Fiber post materyalini sırasıyla, 34,9828 MPa ile Titanyum post ve 34,7371 MPa ile Zirkonyum post takip etmiştir. Stres birikimi kökün labial bölgesinde ve en fazla servikal ve orta üçlüde yoğunlaşırken, apikal üçlü bölgesine doğru azalarak devam etmektedir. Oluşan stres değerleri açısından değerlendirildiğinde ise; tüm dentin modelleri arasında belirgin bir farklılık görülmemiştir (Şekil 36-38).



Şekil 36. Cam Fiber post modelde F₃ kuvveti altında dentinde oluşan stres dağılımı



Şekil 37. Titanyum post modelde F_3 kuvveti altında dentinde oluşan stres dağılımı

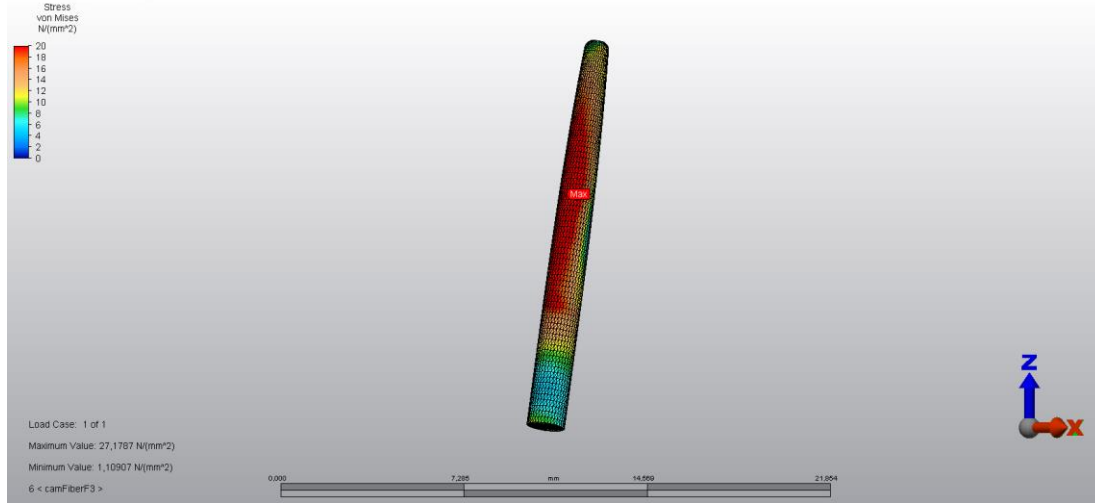


Şekil 38. Zirkonyum post modelde F_3 kuvveti altında dentinde oluşan stres dağılımı

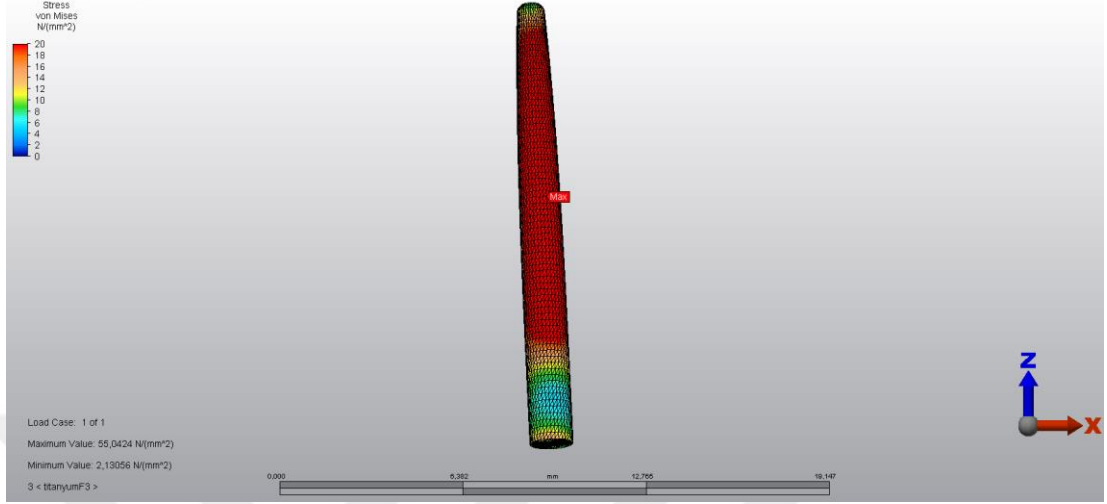
4.3.2. Postta Oluşan Stres Dağılımı

F₃ kuvveti uygulanan modellerde kullanılan post materyalleri içinde oluşan en yüksek stres değeri, Zirkonyum post materyalinde 78,8934 MPa olarak ölçülmüştür. Zirkonyum post materyalini sırasıyla, 55,0424 MPa ile Titanyum post ve 27,1787 MPa ile Cam Fiber post takip etmektedir. Oluşan stres birikimi değerlendirildiğinde, post materyallerinde oluşan stres düzeylerinde belirgin sayısal farklılıklar gözlenmiştir. Ayrıca üç post materyalinin yapısında da stresin postun labial orta ve apikal üçlüsünde yoğunlaştığı görülmüştür.

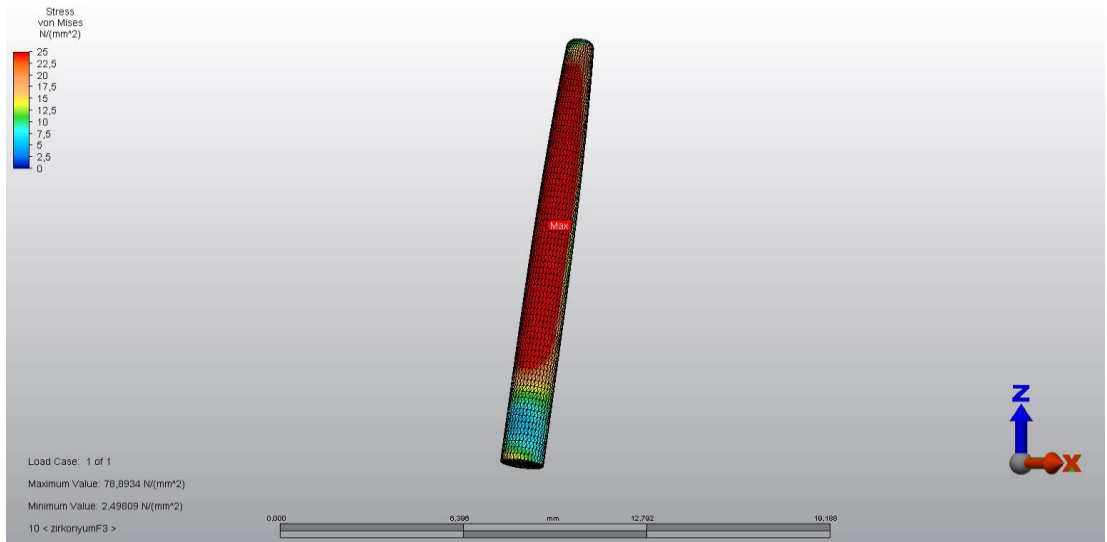
Minimum Von Mises stres değerleri her üç post modelde de servikal bölgede gözlenmiştir (Şekil 39-41).



Şekil 39. F₃ kuvveti altında Cam Fiber postta oluşan stres dağılımı



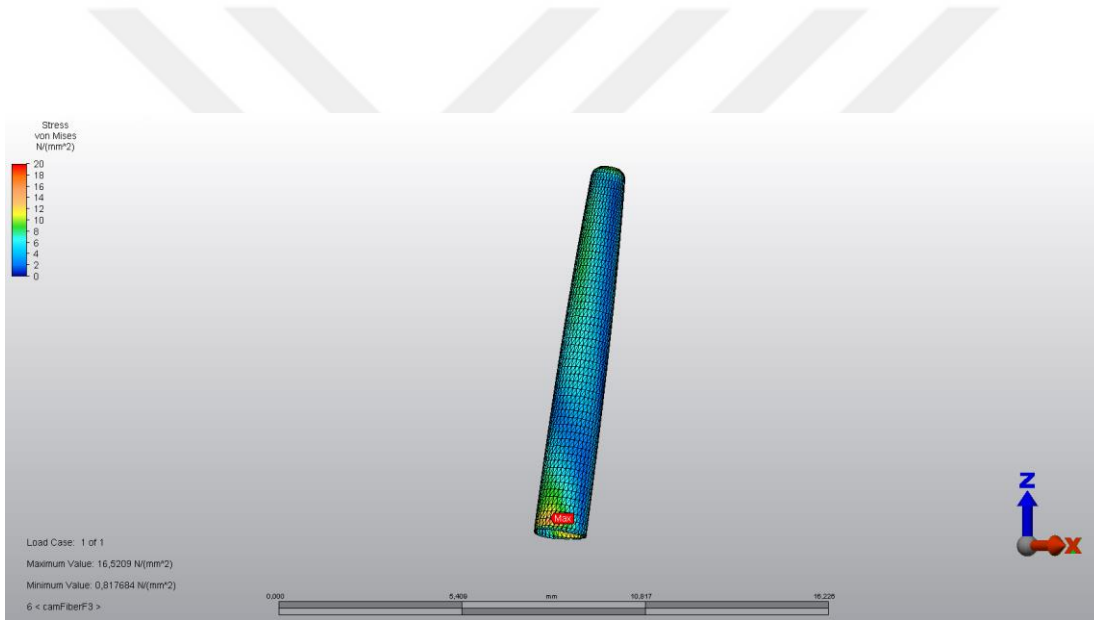
Şekil 40. F_3 kuvveti altında Titanyum postta oluşan stres dağılımı



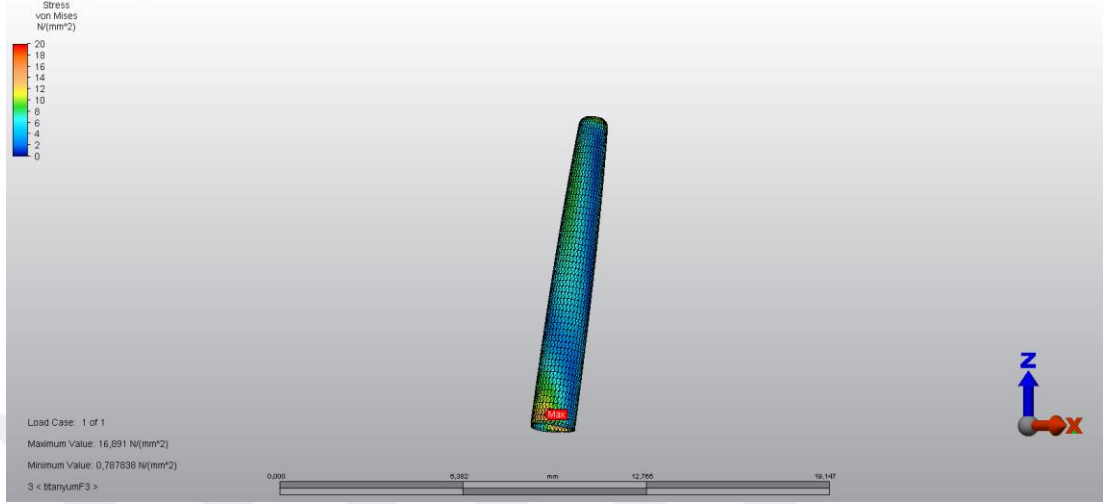
Şekil 41. F_3 kuvveti altında Zirkonyum postta oluşan stres dağılımı

4.3.3. Dentin-Post Arasındaki Rezin Simanda Oluşan Stres Dağılımı

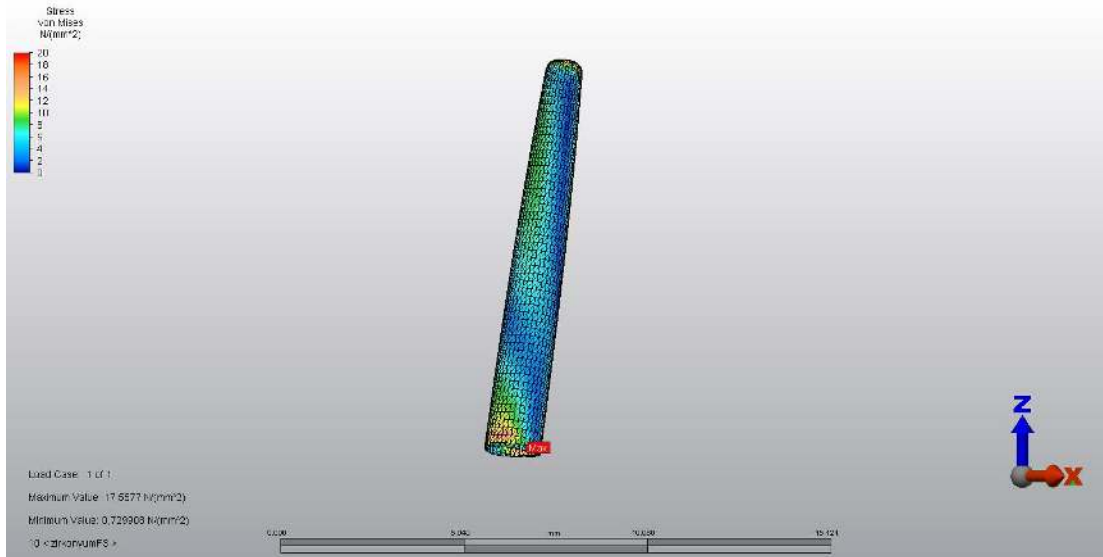
F₃ kuvveti uygulanan modellerde, post ve kök dentini arasında kalan rezin simanda oluşan en yüksek stres değeri 17,5577 MPa ile Zirkonyum post kullanılan modelde tespit edilmiştir. Bunu 16,891 MPa ile Titanyum post kullanılan model ve 16,5209 MPa ile Cam Fiber post kullanılan model takip etmektedir. Tüm bu stres değerlendirmeleri sonucunda üç siman modelinde de belirgin farklılıklar görülmezken, en yüksek stres birikiminin servikal üçlüde olduğu görülmüştür (Şekil 42-44).



Şekil 42. Cam Fiber post modelde F₃ kuvveti altında simanda oluşan stres dağılımı



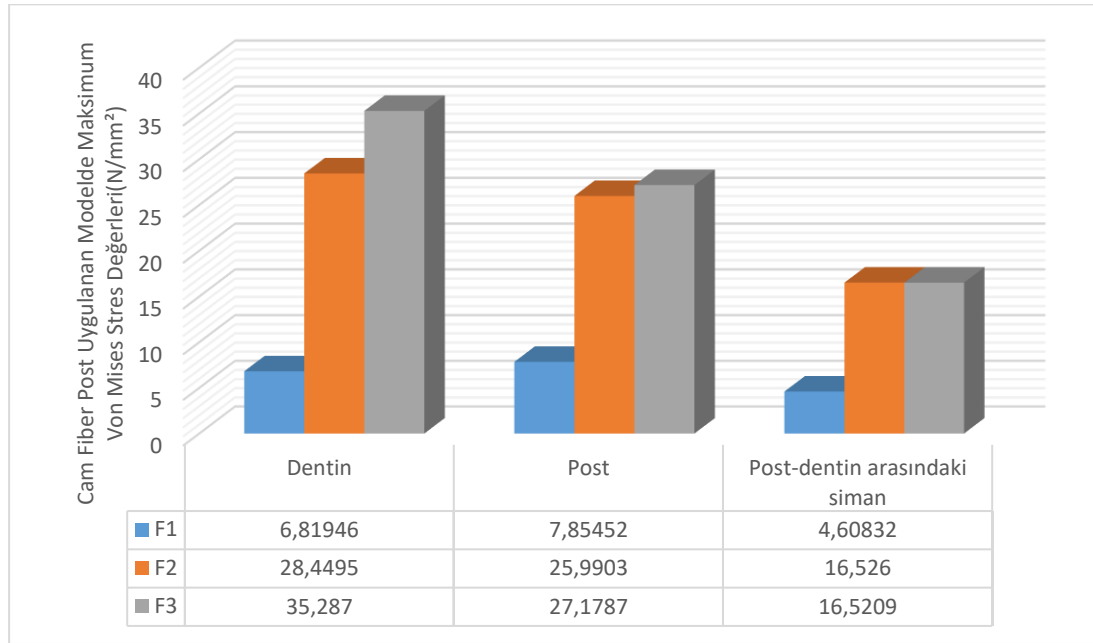
Şekil 43. Titanyum post modelde F_3 kuvveti altında simanda oluşan stres dağılımı



Şekil 44. Zirkonyum post modelde F_3 kuvveti altında simanda oluşan stres dağılımı

4.4. Farklı Post Materyali Uygulanan Modellerde F₁, F₂, F₃ Kuvvetleri Altında Oluşan Stres Değerlerinin Kuvvet Farklılığına göre Karşılaştırılması

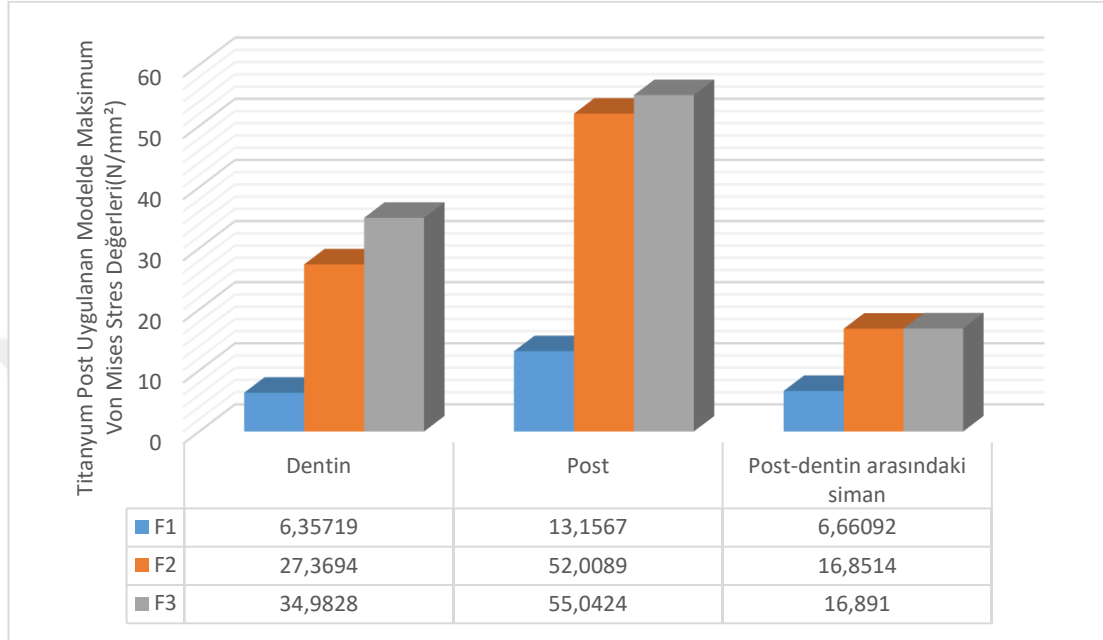
4.4.1. Cam Fiber Post Uygulanan Modelde Oluşan Streslerin Kuvvet Farklılığına göre Karşılaştırılması



Şekil 45. Cam Fiber post uygulanan modelde maksimum Von Mises stres değerleri (N/mm²)

Cam fiber post modelinde F₁, F₂ ve F₃ kuvvetlerinin dentin ve postta oluşturdukları maksimum Von Mises stres değerleri kıyaslandığında en çok stres yaratan yatay kuvvet (F₃), daha sonra çiğneme kuvveti (F₂) ve en az stres yaratan dikey kuvvet (F₁) olmuştur. Dentin-post arasındaki simanda oluşan stres değerleri kuvvetlere göre; F₂>F₃>F₁ şeklinde sıralanmıştır (Şekil 45).

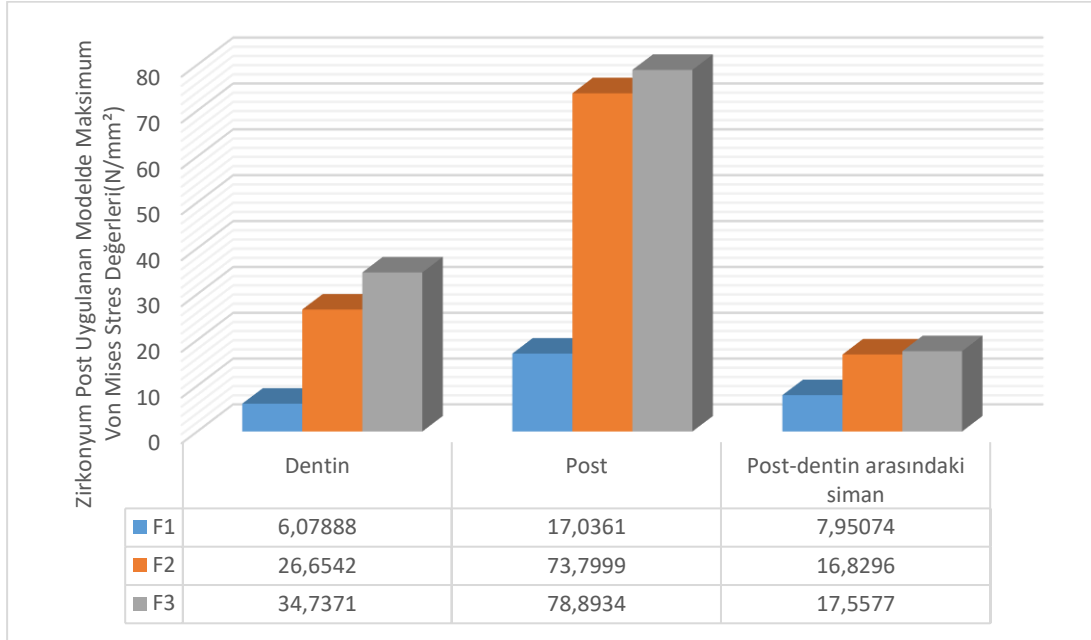
4.4.2. Titanyum Post Uygulanan Modelde Oluşan Streslerin Kuvvet Farklılığına göre Karşılaştırılması



Şekil 46. Titanyum post uygulanan modelde maksimum Von Mises stres değerleri (N/mm²)

Titanyum post modelinde F₁, F₂ ve F₃ kuvvetlerinin dentin, post ve dentin-post arasındaki simanda oluşturdukları maksimum Von Mises stres değerleri kıyaslandığında en çok stres yaratan yatay kuvvet (F₃), daha sonra çiğneme kuvveti (F₂) ve en az stres yaratan dikey kuvvet (F₁) olmuştur. Ayrıca, F₂ ve F₃ kuvveti uygulanan modellerde dentin-post arasındaki simanda oluşan maksimum Von Mises stresler arasında belirgin bir farklılık görülmemiştir (Şekil 46).

4.4.3. Zirkonyum Post Uygulanan Modelde Oluşan Streslerin Kuvvet Farklılığına göre Karşılaştırılması



Şekil 47. Zirkonyum post uygulanan modelde maksimum Von Mises stres değerleri (N/mm²)

Zirkonyum post modelinde F₁, F₂ ve F₃ kuvvetlerinin dentin, post ve dentin-post arasındaki simanda oluşturdukları maksimum Von Mises stres değerleri kıyaslandığında en çok stres yaratan yatay kuvvet (F₃), daha sonra çiğneme kuvveti (F₂) ve en az stres yaratan dikey kuvvet (F₁) olmuştur (Şekil 47).

5. TARTIŞMA

Çürük, travma, aşınma, restorasyon, endodontik giriş kavitesi ve kök kanal preparasyonu nedeniyle diş dokusu aşırı madde kaybına uğramaktadır. Bu dişlerin tedavisi ve yeniden fonksiyona kazandırılması için geçmişten günümüze birçok yöntem uygulanmıştır. Post-kor uygulamaları, bu yöntemlerin en önemlisi ve günümüzde en sık kullanılanıdır (3).

Endodontik olarak tedavi edilen dişlerin restorasyonu, yoğun olarak çalışılmasına rağmen, ideal post-kor materyali halen tartışmalı bir konudur (97). Kök kanal tedavisi yapılmış dişlere uygulanan post-kor restorasyonların iki endikasyonu vardır. Bunlar; harap olmuş diş dokusunu güçlendirmek ve restorasyona direnç sağlamaktır (37). Son yıllarda yapılan çalışmalarda, postların sadece kor yapısının retansiyonunu sağladığı ve endodontik tedavili dişleri güçlendirmede ifade edilmektedir (98).

Klinik olarak yapılan in vitro çalışmalarda, mevcut değişkenler tam anlamıyla kontrol edilemediğinden elde edilen sonuçlar büyük oranda değişkenlik göstermektedir. Bu nedenle post-kor sistemleri ile ilgili SEA kullanılarak yapılan çalışmaların sayısı artmıştır (89, 92, 93). SEA yöntemi, bir matematiksel modelleme yazılımıdır. Elemanlardan oluşturulan modelin yükler altında göstereceği deformasyonun, tanımlanan mekanik özellikler çerçevesinde sayısal olarak çözümlenmesiyle yapılır (99).

SEA ile karmaşık fiziksel bir problemin çözümü sayısal değerler kullanılarak yapılmaktadır. Stres altında davranışları incelenecek olan materyalin, küçük geometrik alt elemanlardan oluşturulan bir modeli hazırlanır. Her alt eleman için yükleme ve yer değiştirme arasındaki ilişkinin tanımlandığı bir denklem oluşturulur. Bu denklemlerin birleştirilmesiyle genel bir model denklemine ulaşılır. Denklemlerin çözümlenmesi için bir bilgisayar programından yararlanılır. SEA'nın sonuçları; modelde kullanılan düğüm ve elemanların sayısı, elemanlara tanımlanan elastik sabitler ile sınırlıdır. SEA ile geometrik alt ünitelere ait farklı fiziksel parametrelerin de incelenmesi mümkündür. Bu özelliği ile SEA yöntemi, nesnel deneysel

yöntemlerle karşılaştırıldığında bir adım öne çıkmaktadır (1, 100). Çalışmamızda SEA kullanılarak, daimi maksiller santral kesici diş modeli oluşturulmuştur.

Maksiller daimi santral kesici dişlerin daha geniş köklere ve apikal üçlülerinde daha az varyasyonlara sahip oldukları bildirilmiştir (101). Çalışmamızda diğer keser dişlere göre nispeten daha düz bir kanal seyri olduğu için maksiller santral kesici diş modeline post uygulaması tercih edilmiştir.

Postlar döküm ya da prefabrike postlar, aktif (vidalı) ya da pasif (simante edilen) postlar, konik ya da paralel şekilli postlar olarak sınıflandırılabilirler (102).

Döküm post-kor yöntemlerindeki gelişmelere rağmen, bu tür postlar uzun süren yapım aşamaları, artan randevu sayısı, aşırı kök kanal preparasyonu gerektirmesi ve yüksek maliyeti nedeniyle günümüzde nadir olarak uygulanmaktadır. Kısılan tedavi süresi, uygulama kolaylığı, düşük maliyet, üstün retansiyon özellikleri ve gelen stresin homojen bir şekilde dağıtılması sayesinde, prefabrike post-kor sistemleri tercih edilmektedir (1, 103). Döküm post korun dezavantajları göz önünde bulundurularak, çalışmamızda üç adet prefabrike post modellenmesi tercih edilmiştir.

Metal postlar fiziksel özellikleri ve biyouyumlu olmaları nedeniyle uzun yıllar yaygın olarak kullanılmıştır (4). Ancak metal postların kor materyaline mekanik olarak bağlanması ve yükleme altında esneme göstermeyerek dişte fraktür oluşturması gibi dezavantajları vardır. Ayrıca kesici dişlerin restorasyonunda estetik açıdan bazı problemlerle karşılaşmıştır. Yapıştırıcı simanın ve seramik restorasyonun kalınlığına bağlı olarak metal rengi restorasyonun altından yansıyabilmektedir. Kıymetsiz metal alaşım kullanılan post-kor restorasyonlarda, korozyon ürünleri servikal diş ve dişeti dokularında birikmekte ve kökün renkleşmesine neden olmaktadır (4, 28, 66). Metal postlar sahip oldukları bu dezavantajlar nedeniyle, yerini daha kabul edilebilir mekanik ve estetik özelliklere sahip postlara bırakmaktadır.

Günümüzde mevcut fiber postlar bir polimer rezin matriks tarafından çevrelenmiş karbon, kuartz, cam ya da silika fiberlerden oluşan kompozit materyallerdir. Bu rezin matriks, genellikle epoksi rezindir. Fiber lifleri ve matriks bağlantısı için silanlar bağlayıcı ajan olarak kullanılmaktadır. Post sistemleri içindeki fiber oranı, yaklaşık %35-65 arasındadır. Yüksek fiber içeriğine sahip olan postlar daha sert ve daha dayanıklıdır (104).

Fiber postlar anizotropik özelliğe sahiptir. Yani, farklı doğrultuda yük uygulandığında, farklı fiziksel özellik gösterirler. Bu özelliğe bağlı olarak, postların yükleme altındaki elastisite modülü de değişkenlik gösterir (105). Fiber postun en önemli avantajlarından birisi, elastisite modülünün dentine yakın olmasıdır (106). Fiber postlarla birlikte rezin siman ve kompozit kor materyali kullanılmasıyla homojen bir bütünlüğün sağlandığı düşünülmektedir. Tüm bu materyaller birlikte kullanıldığında monoblok bir sistem oluşturur ve dişte fraktür riskini en aza indirir (6). Cam fiber destekli kompozit postlar; mükemmel estetik, biyouyumluluk, iyi radyoopak görüntü ve yüksek bükülme direnci gibi önemli avantajlara sahiptir (107). Bu postlar, yeni nesil kompozit rezin yapıştırıcı siman ve bağlanma ajanları ile çok iyi uyum gösterdiğinden, hazırlanan kök kanalına ve estetik restorasyonlara kimyasal olarak yapışmaktadır (108, 109).

Titanyum postlar; hafif olmaları, korozyon riskinin az olması, yüksek bükülme direnci göstermeleri, biyouyumlu olmaları ve çeşitli şekillerde bulunmaları ile metal postlar içerisinde en sık kullanılan post çeşitleridir (110).

Zirkonyum postlar; yüksek dayanıklılık, direnç ve optimal estetik görüntü kriterlerine sahiptir. Ayrıca post boyunca ışık geçirgenliği mükemmeldir. Zirkonyum materyali oldukça rijittir ve elastisite modülü paslanmaz çeliğiinkiyle benzerdir. Bu postlar zirkon ile güçlendirilmiş cam seramik korlarla kombine kullanıldığında yeterli dayanımı sağlar (66).

Çalışmamızda yukarıda belirtilen avantajlara sahip olmaları nedeniyle, klinik kullanımda post tercihlerine ışık tutması amacıyla; metal alaşımlı postlardan titanyum post, fiberle güçlendirilmiş postlardan cam fiber post ve seramik postlardan zirkonyum post tercih edilmiş olup, böylece yapıldıkları materyallere göre, üç ana başlığın her birinden bir post seçilmiştir.

Post çapındaki artış, dişte stres artışıyla doğru orantılıdır (111). Shillingburg ve ark. 700 adet dişi inceledikleri çalışmalarında, post çapının maksiller orta keserler için en fazla 1,7 mm olması gerektiğini savunmuşlardır (112). Lambjerg-Hansen ve ark. yaptıkları çalışmada postun stabilitesinin sağlanması için çapının en az 1,3 mm olması gerektiğini bildirmişlerdir. Bu değerden daha küçük çaplarda, fonksiyonel kuvvetler altında esneme ve deformasyon artacağı için, postların stabiliteye katkı yapmayacağını ve sadece retansiyona katkı sağlayacağını belirtmişlerdir (22). Bilgin

tez çalışmasında 1,5 – 1,7 mm arasında değişen post çaplarını kullanmıştır (113). Bizim çalışmamızda bu çalışmalar göz önünde bulundurularak post çapı 1,6 mm olacak şekilde modelleme yapılmıştır. Ayrıca çalışmamızda post uzunluğu ve çapı bir parametre olarak düşünülmemiş, dolayısıyla farklı çap ve uzunlukların stres dağılımına etkisini elimine etmek için aynı uzunluk ve çaptaki postlar modellenmiştir.

Post uzunluğundaki artış, dentinde makaslama stresi oluşumunu önemli derecede azaltırken, gerilme stresine o derece etkili değildir (1). Holmes ve ark. farklı uzunluktaki postların dentinde oluşturduğu stres dağılımını, SEA yöntemi ile incelemişlerdir. Araştırmalarında en yüksek basma ve germe streslerinin kökün kole bölgesinde görüldüğünü ve değişen post uzunluğunun stres dağılımını etkilemediğini bildirmişlerdir (31). Santos-Filho ve ark. zayıflamış kök kanal tedavili dişte; iki farklı post sistemini, ferrule varlığını ve post uzunluğunu, çekilmiş bir daimi santral kesici dişi CAD/CAM ile modelleyerek ve SEA ile 8 farklı senaryo oluşturarak incelemişlerdir. Çalışmanın sonucunda cam fiber post uzunluğundaki değişikliğin dentinde oluşan stres dağılımına belirgin etkisi görülmezken, döküm post-kor restorasyonlarda artan post uzunluğu, dentinde oluşan stresi belirgin derecede azaltmıştır (114). Bizim çalışmamızda post uzunluğu her üç post türü için, apikal tıkamayı bozmayacak şekilde 15,5 mm olarak modellenmiştir.

Post-kor restorasyonlarında sızdırmaz bir apikal tıkama sağlanması için kök apeksinde en az 4 mm güta perka bırakılması şartıyla, post uzunluğu arttıkça tutuculuğun da arttığı bildirilmiştir (20, 37). Çalışmamızda kullanılan post materyallerinin uzunluğu, apikalde 4 mm güta perka bırakılacak şekilde belirlenmiştir. Ayrıca çalışmamızda post uzunlukları, kron boyundan ve kök boyunun 2/3'ünden uzun olacak şekilde modellenmiştir.

Endodontik tedavili ve madde kaybı bulunan dişlerde, korun tutuculuğunu ve dişin rezistansını arttırmak için post-kor uygulamalarında ferrule hazırlanması önerilmiştir (40, 115, 116). Araştırmacılar bir çalışmada farklı endodontik post-kor uygulanan dişlerde stres dağılımını ferrule bulunup bulunmamasına göre 3B SEA yöntemi ile değerlendirmişlerdir. Modellere üç farklı doğrultuda 100 N kuvvet uyguladıkları çalışmalarında, cam fiber post uygulanan dentin modelde servikal

bölgede stres oluşumu önemli oranda azalırken, titanyum ve nikel-krom post modellerde dentinde stres dağılımında farklılık görülmemiştir (117).

Postun retansiyonu, bir postun dikey doğrultuda yer değiştirici kuvvetlere karşı direnç gösterebilme yeteneğidir. Tutuculuk; postun uzunluğu ve çapı, konikliği, kullanılan yapıştırıcı siman, postun aktif veya pasif olmasından etkilenir (118).

Paralel postlar, konik şekilli postlardan daha retantiftir. Ancak konik postlar yeterli uzunlukta olduğunda, tutuculukta problem oluşmadığı bildirilmiştir. Ayrıca aktif postlar, pasif postlardan daha retantiftir (38). Smith ve ark. biyomekanik açıdan en uygun post tasarımının paralel başlayıp, konik sonlanan tasarım olduğunu belirtmişlerdir (46). Bu nedenle çalışmamızda postlar paralel-konik olacak şekilde modellenmiştir.

Madfa ve ark. yaptıkları SEA çalışmasında, bir bilgisayarlı tomografi görüntüsünü rekonstrükte ederek daimi maksiller santral diş modellemişlerdir. Bu modele iki farklı dizayna sahip (paralel ve konik) ve beş farklı materyalden (paslanmaz çelik, titanyum, zirkonyum, karbon fiber, cam fiber) 10 adet post planlamışlardır ve modellere 100 N çiğneme kuvveti uygulamışlardır. Konik postlarda stres konsantrasyonunun, paralel postlara göre postun uzun aksı boyunca arttığını belirtmişlerdir. Ayrıca en yüksek stres değerleri paslanmaz çelik postlarda görülürken bunu zirkonyum post, titanyum post, cam fiber post, karbon fiber post takip etmiştir. Tüm postlarda karbon fiber post hariç maksimum Von Mises stres bukkal yüzde gözlenmiştir (119). Bizim çalışmamızda da üç post materyalinde de en yüksek stresler postun labial yüzünde görülürken, postlar için maksimum Von Mises sıralaması bu çalışmayla uyumludur.

Valendro ve ark. cam fiber post ve kök dentini arasındaki rezin siman kalınlığının ince olmasının retantif özelliği arttıracaklarını rapor etmişlerdir (120). D'Arcangelo ve ark. yaptıkları çalışmada; rezin siman kalınlığının, 4 farklı çaptaki fiber post ile kök dentini arasındaki bağlantıya olan etkisini incelemişlerdir. Çalışmanın sonucuna göre rezin siman kalınlığının 0,3 mm' den fazla ya da 0,1 mm' den az olduğu durumlarda bağlantı dayanımının düştüğü rapor edilmiştir (121).

Kious ve ark. iki rezin modifiye cam iyonomer siman (FujiCEM ve RelyX Luting Plus), iki kompozit rezin siman (Panavia 21 ve RelyX ARC) ve iki self adeziv rezin simanın (Maxcem ve RelyX Unicem) film kalınlıklarını değerlendirdikleri

alışmalarında, test edilen tüm simanların, karıştırıldıktan sonra 2 dakikaya kadar maksimum 25 µm film kalınlığında ve ISO standartlarına uygun olduğunu bulmuşlardır. Çalışmamızda da uygun film kalınlığını sağlamak amacıyla, 25 µm RelyX ARC siman modellenmiştir (122).

Dentin-post arasındaki siman kalınlığında farklılıkların olması, homojen olmayan stres iletimine neden olarak uzun vadede başarısızlıkla sonuçlanır (123). Zhi-Yue ve ark. stres dağılımının uniform olabilesi için postun, post boşluğuna uyumlu olarak hazırlanması gerektiğini bildirmişlerdir (124). Çalışmamızda gerçek bir diş kullanıldığından, homojen bir kanal seyri bulunmamaktadır. Modellenen postun paralel konik dizaynı sebebiyle, kökün servikal bölgesinde siman film kalınlığı daha fazladır. Dentin-post arasındaki rezin siman modeline uygulanan her üç kuvvet için de, maksimum Von Mises streslerinin simanın servikal bölgesinde görülmesini, bu bölgede artmış siman kalınlığına bağlı olduğunu düşünmekteyiz.

SEA için kullanılacak diş modelini hızlı ve detaylı olarak mikro-BT ile taratmak ve farklı deney grupları oluşturmak mümkündür (76). Mikro-BT tekniği kullanılarak yapılan sonlu elemanlar modellerinde, hem kemik hem de diş dokusu hassas bir şekilde ayırt edilebilir. Mikro-BT taramasından sonra mine, dentin, pulpayı gri skalaya veya mineral yoğunluğuna göre parçalara ayırmak mümkündür (125). Literatürde mikro-BT temelinde birçok SEA çalışması vardır (126-129). Bizim çalışmamızda da bu avantajları nedeniyle mikro-BT temelinde modelleme yapılması tercih edilmiştir.

3B diş modellemelerinde periodontal ligament ve kemiğin de göz önünde bulundurulması gerektiği tavsiye edilmektedir (130). Çalışmamızda tasarlanan modelde, periodontal ligament, kortikal kemik ve spongios kemik tabakaları da yer almaktadır.

Periodontal ligamentin kalınlığı; dişin konumuna, etkisi altında kaldığı strese ve bireyin yaşına bağlı olarak 0,27 mm ile 0,12 mm arasında değişir (131). SEA çalışmalarında da farklı kalınlıklarda periodontal ligament modeli oluşturulmuştur. Şahin'in tez çalışmasında 0,3 mm, Falakaloğlu'nun tez çalışmasında 0,25 mm, Shetty ve ark.'nın çalışmasında 0,175 mm, Gomes ve ark.'nın çalışmasında 0,2 mm periodontal ligament modele edilmiştir (49, 93, 132, 133). Bizim çalışmamızda periodontal ligament kalınlığı 0,25 mm olacak şekilde modellenmiştir.

Sementin elastisite katsayısı dentinle eşdeğer kabul edildiğinden ve ince bir yapıya sahip olduğundan dolayı, SEA çalışmalarında modellenmesi göz ardı edilebilir (134). Çalışmamızda ince yapısından ötürü sement, dentinin bir parçası olarak kabul edilmiştir.

SEA çalışmalarında, analiz için hazırlanan modellerin eleman ve düğüm sayıları önemlidir. Düğüm ve eleman sayıları, yapılan analizin hassasiyetini belirler. Eleman sayısı arttıkça gerçeğe yakın sonuçlar elde edilebilir (135). Çalışmamızda analizler için kullanılan modellerde eleman sayısı 483,823 ve düğüm sayısı 90,544'dir. Belli ve ark.'nın çalışmasında 34,515 eleman ve 13,300 düğüm, Sorrentino ve ark.'nın çalışmasında 13,272 eleman ve 15,152 düğüm, Nokar ve ark.'nın çalışmasında 4,300 eleman ve 6,000 düğüm, Spazzin ve ark.'nın çalışmasında ise 109,141 eleman ve 133,681 düğüm içeren modeller kullanılmıştır (136-139). Bu değerler göz önünde bulundurulduğunda, çalışmamızda eleman ve düğüm sayılarının artırılmasıyla, gerçeğe yakın sonuçlar elde edildiği görüşündeyiz.

Kohal ve ark. 300 N'luk maksimum ısırma kuvvetinin üçte birini normal çiğneme kuvveti olarak belirtmişlerdir (140). Helkimo ve ark. ise ön bölgede okluzyon esnasında oluşan kuvvetlerin 100-200 N arasında değiştiğini belirtmişlerdir (141). Literatürde yapılan 3B SEA çalışmalarının bazılarında, kuvvet büyüklüğü 100 N olarak seçilmiştir (1, 31, 93, 134). Bizim çalışmamızda da her üç yükleme için de kuvvet büyüklüğü 100 N olarak belirlenmiştir.

SEA'da her eleman için ayrı bir denklem oluşturulur. Denklemler analiz edilerek düğüm noktasındaki değerlere ulaşılır. Yapılan analizler sonucunda farklı gerilmelere ilişkin veriler elde edilebilir. Bu veriler, asal gerilimler (principal stress), eksensel gerilim (axial stress), yer değiştirme değerleri (displacement), deformasyon değerleri ya da eşdeğer gerilimlerdir (equivalent stress). Analiz sonuçlarının değerlendirilmesinde; kırılma materyaller (kemik, greft materyalleri, porselenler) için asal gerilim değerleri (principal stress), metaller gibi çekilebilir materyaller için Von Mises stres değerleri (equivalent stress) kullanılabilir (85). Tüm streslerin gerçek değerinin karesinin global kombinasyonu (x, y ve z doğrultuları) Von Mises stresleri olarak bilinir (142). Von Mises stresleri tüm yapıda oluşan stres değerleri hakkında bilgi vermesi ve hasar oluşturma ihtimalinin bir göstergesi olması açısından

çalışmalarda tercih edilir (143). Bu nedenle çalışmamızda hem toplam model için hem de alt modeller için Von Mises streslerin değerlendirilmesi tercih edilmiştir.

Cam fiber postlar, dentine yakın değerdeki elastisite modülü sayesinde, doğal diştekine benzer bir stres dağılımı gösterir. Cam fiber postların yüksek düzeydeki fleksibilitesi servikal alanda stres yoğunlaşmasına neden olur (144). Benzer şekilde çalışmamızda, cam fiber post kullanılan modelde dentinin servikal bölgesinde oluşan stres dağılımı en yüksektir.

Bir diğer çalışmada cam fiber postların stresleri paslanmaz çelik ya da titanyum postlardan çok daha iyi iletebildiği belirtilmiştir (145). Benzer şekilde çalışmamızda da cam fiber postların, daha rijit yapıdaki titanyum ve zirkonyum postlara göre daha iyi stres iletimi sağladıkları belirlenmiştir.

Asmussen ve ark. iki zirkonyum postu (Biopost, Cerapost), bir titanyum postu (PCR) ve bir karbon fiber postu (Composipost) sertlik ve elastik limit özellikleri açısından incelemişlerdir. Postları bir bloğa simante ederek 45°'lik açı ile kuvvet yüklemesine tabi tutmuşlardır. Zirkonyum postların çok sert olduklarını ve plastik özellik sergilemediklerini belirtmişlerdir. Titanyum postların, zirkonyum postlar kadar dayanıklı olduğunu; ancak rijiditesinin zirkonyum postlardan daha az olduğunu belirtmişlerdir. Karbon fiber postun elastik limit ve dayanıklılıkta en düşük değerleri sergilediğini belirtmişlerdir (107).

Adanır ve ark. yaptıkları SEA çalışmasında, bir maksiller santral diş; paslanmaz çelik, döküm altın, cam fiber, karbon fiber ve titanyum post modellemişlerdir. Bu modellere 0° ve 45° açı ile 200 N dinamik kuvvet uygulamışlardır. Dentin-post arayüzünde oluşan stres dağılımı karşılaştırıldığında, en yüksek gerilme değerini paslanmaz çelik post modelde ölçmüşlerdir. Ayrıca cam fiber ve karbon fiber postların fonksiyonel kuvvetler altında dengeli gerilme dağılımı gösterdiğini belirtmişlerdir (146). Bizim çalışmamızda dentin-post arayüzüne rezin siman modellenmiştir. F₁ (0°) kuvveti için stres dağılımı Zirkonyum post modeldeki siman > Titanyum post modeldeki siman > Cam Fiber post modeldeki siman şeklinde sıralanırken, F₂ (45°) kuvveti için Titanyum post modeldeki siman > Zirkonyum post modeldeki siman > Cam Fiber post modeldeki siman şeklinde sıralanmıştır. Ayrıca bu çalışmadan farklı olarak çalışmamızda F₃ (90°) kuvveti için de analiz yapılmış ve stres dağılımı Zirkonyum post modeldeki siman > Titanyum

post modeldeki siman > Cam Fiber post modeldeki siman şeklinde sıralanmıştır. Her üç kuvvet için de Adanır ve ark.'nın çalışmasıyla uyumlu olarak cam fiber post uygulanan modellerde, dentin-post arayüzünde oluşan stresin az olduğu görülmüştür. Bu sonucu cam fiber post materyalinin fleksibilitesinin yüksek olmasına ve stresi iç yapısında biriktirmeyip dentin dokularına dağıtabilmesine bağlıyoruz.

Nokar ve ark. yaptıkları çalışmada, farklı post ve kor materyallerinin sadece dentinde oluşturduğu stres dağılımını, 12 farklı senaryo oluşturarak incelemişlerdir. Her senaryo için 1,5 mm ferrule ve 45°lik açıyla 100 N kuvvet uygulaması belirlemişlerdir. Altın post, Ni-Cr post, paslanmaz çelik post, karbon fiber post, cam fiber post, kuartz fiber post ve zirkonyum postları modelledikleri çalışmalarında; paslanmaz çelik, titanyum ve seramik postların, fiberle güçlendirilmiş postlar ile karşılaştırıldığında radiküler dentinde daha homojen stres dağılımı gösterdiğini belirtmişlerdir. Ayrıca fiberle güçlendirilmiş postlarda kökün orta ve servikal üçlüsünde daha yüksek stres seviyelerinin oluştuğunu belirtmişlerdir (138). Nokar ve ark.'nın elde ettikleri sonuçlarla uyumlu olarak çalışmamızda; F₂ çiğneme kuvveti uygulanan dentin modellerinde oluşan stres değerlerinin, Cam Fiber post model > Titanyum post model > Zirkonyum post model şeklinde sıralandığı görülmüştür. Ayrıca cam fiber post materyalinde yine bu çalışma ile uyumlu olarak kökün servikal üçlüsünde yüksek stres seviyesi görülmüştür.

Spazzin ve ark. maksiller santral kesici diş modelinde zirkonyum ve cam fiber postun, farklı film kalınlığına ve elastisite modülüne sahip iki farklı simanla yapıştırılması sonucu oluşan stres dağılımını incelemişlerdir. Bu modellere 2,16 N/mm² statik kuvveti palatinal yüzeyden uygulayarak 8 adet senaryo oluşturmuşlardır. Zirkonyum postta simandan bağımsız olarak orta ve apikal üçlüde artmış stres değerleri gözlenirken, cam fiber postta ise daha az stres birikimi ve homojen dağılım gözlenmiştir. Ayrıca cam fiber post kullanılan dentin modelde koronal üçlüde, zirkonyum post kullanılan dentin modele göre artmış stres birikimi görülmüştür. Yine bu çalışmada film kalınlığının dentin ve postta oluşan streslere önemli bir etkisinin olmadığı; ancak kullanılan posttan bağımsız olarak elastisite modülü yüksek olan siman modelde stres seviyesinin arttığını belirtmişlerdir (139). Çalışmamızda da çiğneme kuvveti (F₂) altında cam fiber post modelde homojen stres

dağılımı görülürken, zirkonyum post modelde cam fiber post modele göre, orta ve apikal üçlüde artmış stres değerleri görülmüştür.

Yang ve ark. yaptıkları 2B SEA çalışmasında modellere dikey, yatay ve oblik yönde 10 kg kuvvet uygulamışlar ve çalışmanın sonucunda da en çok stresin yatay kuvvetler sonucu oluştuğunu belirtmişlerdir (147). Şahin yapmış olduğu tez çalışmasında, maksiller santral kesici dişte yatay ve çapraz kırık modelleri oluşturmuş ve dört farklı cam fiber kompozit post; everStick, FibreKleer, FRC Postec Plus, Snowlight ile Dentorama titanyum postlarını uygulayarak, üç yönde kuvvetin oluşturduğu stres dağılımını 3B SEA yöntemi ile değerlendirmiştir. Çalışmanın sonucunda stres değerleri; yatay kuvvet, çiğneme kuvveti ve dikey kuvvet şeklinde sıralanmıştır. Ayrıca uygulanan yatay kuvvet ile çiğneme kuvvetlerine bağlı olarak stres yoğunlaşmalarının en çok Dentorama titanyum post modellerinde oluştuğunu belirtmiştir. Dikey kuvvetler altında ise, tüm postlarda stres yoğunlaşmalarının benzer olduğunu belirtmiştir (49). Bu tez çalışmasıyla uyumlu olarak, çalışmamızda da stres değerlerinin sıralaması $F_3 > F_2 > F_1$ şeklindedir.

Falakaloğlu'nun tez çalışmasında daimi maksiller santral kesici diş modeline paslanmaz çelik post, cam fiber post ve biyolojik dentin post modellenmiştir. Oluşturulan modellere 100 N dikey kuvvet, çiğneme kuvveti ve yatay kuvvet uygulanmıştır. Çalışmanın sonucunda en fazla stres birikimi paslanmaz çelik postun kullanıldığı modellerde görülmüştür. Cam fiber post ve biyolojik dentin postun uygulandığı modellerde ise post materyalinin; diş dokusu ile monoblok bir yapı oluşturarak strese cevap verdiğini, diş ve post yüzeyinde aşırı stres birikimine neden olmadığını belirtmişlerdir (132). Bizim çalışmamızda da, cam fiber post biyomekanik açıdan kabul edilebilir stres dağılımı göstermiştir. Ayrıca yine bu tez çalışmasında yüksek elastisite modülüne sahip olan paslanmaz çelik postun, daha fazla stres oluşturduğu, elastisite modülü düşük olan cam fiber postun daha az stres oluşturduğu gözlenmiştir. Çalışmamızda da bu tez çalışmasıyla uyumlu olarak, uygulanan postun elastisite modülü arttıkça oluşan stres miktarının da arttığı görülmüştür.

Bir diğer SEA çalışmasında, dişlere gelen kuvvetlerin doğrultusu, dikey konumdan yatay konuma doğru yaklaştıkça oluşan stresin arttığı bildirilmiştir (117).

Dikey doğrultudaki kuvvette periodontal liflerin tamamı fonksiyonda olduğundan daha homojen stres dağılımı oluşmakta, oblik kuvvetler sonucu ise, dişin uzun eksen boyunca rotasyon merkezi olduğundan stres dağılımı homojen değildir (92).

Çalışmamızda modellere uygulanan kuvvetlerin oluşturdukları stres değerleri karşılaştırıldığında, en yüksek değerler yatay kuvvetlerde (F_3) oluşmuştur. Bunu çiğneme kuvveti (F_2) ve dikey kuvvet (F_1) takip etmektedir. Dikey kuvvetlerde ise stres yoğunlaşmaları arasında belirgin farklar yoktur.

SEA analiz yöntemi, post-kor materyallerindeki stres dağılımını değerlendirmek için kullanılan hızlı ve başarılı bir metoddur. Ancak gerçekte anizotropik olan diş ve periodonsiyumun, modellerde izotropik yapılar olarak kabul edilmesi bu yöntemin sınırlamalarındandır. Bu nedenle, bu tarz çalışmaların laboratuvar çalışmalarıyla da desteklenmesi gerektiği görüşündeyiz.

6. SONUÇLAR

1. Tüm modeller için gerçekleştirilen stres analizlerinde; dentine yakın düşük elastisite modülüne sahip olan Cam Fiber postların stresi çevre dokulara ilettiği, rijit yapıdaki Titanyum ve Zirkonyum materyallerinin ise stresi kendi bünyesinde topladığı görülmüştür. Ayrıca Cam Fiber postlarda daha homojen stres dağılımı görülmüştür.
2. Modellere uygulanan her üç kuvvet içinde postlarda oluşan Von Mises stres büyüklüğü Zirkonyum post > Titanyum post > Cam Fiber post şeklinde sıralanmıştır.
3. Cam Fiber post uygulanan modelde servikal dentinde stres miktarının yoğunlaştığı görülmüştür.
4. Tüm siman modellerinde, servikal bölgede stres artışı görülmüştür. Tüm post modellerinde en yüksek stres değerleri postun labial yüzünde görülmüştür.
5. Modellere uygulanan yatay kuvvetler (F_3), dikey kuvvetlerden (F_1) ve çiğneme kuvvetlerinden (F_2) daha fazla stres oluşumuna neden olmuştur.
6. Dikey kuvvet (F_1) uygulanan tüm modellerde oluşan stres dağılımı, oblik (F_2) ve yatay kuvvet (F_3) uygulanan modellere göre homojendir. Ayrıca oluşan stres birikimi dikey kuvvette (F_1) en azdır.

KAYNAKLAR

1. Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. *J Prosthet Dent* 2005;94(4):321–9.
2. Tronstad L, Asbjornsen K, Doving L, Pedersen I, Eriksen HM. Influence of coronal restorations on the periapical health of endodontically treated teeth. *Dent Traumatol* 2000;16(5):218–21.
3. Akkayan B, Gülmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent* 2002;87(4):431–7.
4. Hochman N, Zalkind M. New all-ceramic indirect post-and-core system. *J Prosthet Dent* 1999;81(5):625–9.
5. Özkurt Z, İşeri U, Kazazoğlu E. Zirconia ceramic post systems: a literature review and a case report. *Dent Mater J* 2010;29(3):233–45.
6. Pest LB, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. *Dent Mater* 2002;18(8):596-602.
7. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod* 2004;30(5):289-301.
8. Al-Omiri MK, Mahmoud AA, Rayyan MR, Abu-Hammad O. Fracture resistance of teeth restored with post-retained restorations: an overview. *J Endod* 2010;36(9):1439–49.
9. Sonugelen M, Artunç C. Ağız Protezleri ve Biyomekanik. Yayın No:17. İzmir: Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları; 2002, s: 1-10.
10. Shillingburg HT, Sather DA, Wilson EL, Cain JR, Mitchell DL, Blanco LJ, Kessler JC. Restoration of endodontically treated teeth. In: *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. 4th ed. Chicago: Quintessence; 2012, p: 510–38.
11. Yaman SD, Alaçam T, Yaman Y. Analysis of stress distribution in a maxillary central incisor subjected to various post and core applications. *J Endod* 1998;24(2):107–11.
12. Mattison GD, Delivanis PD, Thacker RW Jr, Hassell KJ. Effect of post preparation on the apical seal. *J Prosthet Dent* 1984;51(6):785–9.
13. Jacobi R, Shillingburg HT. Pins, dowels, and other retentive devices in posterior teeth. *Dent Clin North Am* 1993;37(3):367–90.
14. Cheung W. A review of the management of endodontically treated teeth. Post, core and the final restoration. *J Am Dent Assoc* 2005;136(5):611–9.
15. Alaçam T, Alaçam A. İleri Restorasyon Teknikleri. 1. Baskı. Ankara: Polat Basımevi; 1998, s: 47-136.
16. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Restoration of the endodontically treated tooth. In: *Contemporary Fixed Prosthodontics*. 4th ed. St.Louis Missouri: Mosby; 2006, p: 272-312.
17. Yoldaş O, Akova T, Uysal H. An experimental analysis of stresses in simulated flared root canals subjected to various post-core applications. *J Oral Rehabil* 2005;32(6):427–32.

18. Ottl P, Hahn L, Ch Lauer H, Fay M. Fracture characteristics of carbon fibre, ceramic and non-palladium endodontic post systems at monotonously increasing loads. *J Oral Rehabil* 2002;29(2):175–83.
19. Standlee JP, Caputo AA, Hanson EC. Retention of endodontic dowels: effects of cement, dowel length, diameter and design. *J Prosthet Dent* 1978;39(4):400–5.
20. Stockton LW. Factors affecting retention of post systems: a literature review. *J Prosthet Dent* 1999;81(4):380–5.
21. Robbins JW. Guidelines for the restoration of endodontically treated teeth. *J Am Dent Assoc* 1990;120(5):558–62.
22. Lambjerg-Hansen H, Asmussen E. Mechanical properties of endodontic posts. *J Oral Rehabil* 1997;24(12):882–7.
23. Buttel L, Krastl G, Lorch H, Naumann M, Zitzmann NU, Weiger R. Influence of post fit and post length on fracture resistance. *Int Endod J* 2009;42(1):47-53.
24. Davy DT, Dilley GL, Krejci RF. Determination of stress patterns in root-filled teeth incorporating various dowel designs. *J Dent Res* 1981;60(7):1301–10.
25. Hunter AJ, Feiglin B, Williams JF. Effects of post placement on endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1989;62(2):166–72.
26. Hudis SI, Goldstein GR. Restoration of endodontically treated teeth: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 1986;55(1):33–8.
27. Sorensen JA, Martinoff JT. Intracoronar reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1984;51(6):780–4.
28. Freedman GA. Esthetic post-and-core treatment. *Dent Clin North Am* 2001;45(1):103–16.
29. Saupe WA, Gluskin AH, Radke RA Jr. A comparative study of fracture resistance between morphologic dowel and cores and a resin-reinforced dowel system in the intraradicular restoration of structurally compromised roots. *Quintessence Int* 1996;27(7):483–91.
30. Çalışkan MK. Endodontide Tanı ve Tedaviler. 3. Baskı. İstanbul: Nobel Tıp Kitapevleri; 2014, s: 463-506.
31. Holmes DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent* 1996;75(2):140–7.
32. Lloyd PM, Palik JF. The philosophies of dowel diameter preparation: a literature review. *J Prosthet Dent* 1993;69(1):32–6.
33. Trabert KC, Caputo AA, Abou-Rass M. Tooth fracture\3-a comparison of endodontic and restorative treatments. *J Endod* 1978;4(11):341–5.
34. Nissan J, Dmitry Y, Assif D. The use of reinforced composite resin cement as compensation for reduced post length. *J Prosthet Dent* 2001;86(3):304–8.
35. Mondelli J, Steagall L, Ishikiriyama A, de Lima Navarro MF, Soares FB. Fracture strength of human teeth with cavity preparations. *J Prosthet Dent* 1980;43(4):419–22.
36. Barkhordar RA, Radke R, Abbasi J. Effect of metal collars on resistance of endodontically treated teeth to root fracture. *J Prosthet Dent* 1989;61(6):676–8.
37. Sorensen JA, Martinoff JT. Clinically significant factors in dowel design. *J Prosthet Dent* 1984;52(1):28-35.
38. Johnson JK, Sakumura JS. Dowel form and tensile force. *J Prosthet Dent* 1978;40(6):645–9.

39. Monzavi A, Nokar S, Javadi HR. The effect of post diameter on stress distribution in maxillary central incisor: a three dimensional finite element study. *J Dent Tehran Uni Med Sci* 2004;1(2):17-23.
40. Sorensen JA, Engelman MJ. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1990;63(5):529–36.
41. Isidor F, Brøndum K, Ravnholt G. The influence of post length and crown ferrule length on the resistance to cyclic loading of bovine teeth with prefabricated titanium posts. *Int J Prosthodont* 1999;12(1):78-82.
42. Ingle JJ, Bakland LK. Restoration of endodontically treated teeth and preparation for overdentures. In: *Endodontics*. 4th ed. Baltimore: Williams & Wilkins;1994, p: 876-912.
43. Musikant BL, Deutsch AS. A new prefabricated post and core system. *J Prosthet Dent* 1984;52(5):631–4.
44. Tilk MA, Lommel TJ, Gerstein H. A study of mandibular and maxillary root widths to determine dowel size. *J Endod* 1979;5(3):79-82.
45. Standlee JP, Caputo AA, Holcomb J, Trabert KC. The retentive and stress-distributing properties of a threaded endodontic dowel. *J Prosthet Dent* 1980;44(4):398-404.
46. Smith CT, Schuman NJ, Wasson W. Biomechanical criteria for evaluating prefabricated post-and-core systems: a guide for the restorative dentist. *Quintessence Int* 1998;29(5):305–12.
47. Cooney JP, Caputo AA, Trabert KC. Retention and stress distribution of tapered-end endodontic posts. *J Prosthet Dent* 1986;55(5):540–6.
48. Fernandes AS, Shetty S, Coutinho I. Factors determining post selection: a literature review. *J Prosthet Dent* 2003;90(6):556–62.
49. Şahin MK. Dört farklı cam fiber postun in vitro bükülme dirençlerinin ve sonlu eleman metodu ile stres dağılımlarının analizi. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2008, Ankara (Danışman: Prof. Dr. Neşe AKAL).
50. Cohen BI, Condos S, Deutsch AS, Musikant BL. Fracture strength of three different core materials in combination with three different endodontic posts. *Int J Prosthodont* 1994;7(2):178–82.
51. Yavuzylmaz H. Metal Destekli Estetik (Veneer-Kaplama) Kuronlar Ankara: Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basım Evi; 1996, s: 13-25.
52. Özdemir E. Dinamik yüklemenin ve farklı adeziv sistemlerin, fiber postla restore edilmiş dişlerde mikrosızıntı üzerine olan etkisi. Başkent Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü; Doktora Tezi, 2010, Ankara (Danışman: Doç Dr. Selim Erkut).
53. Torbjörner A, Fransson B. A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth. *Int J Prosthodont* 2004;17(3):369–76.
54. Arslan İ. Güncel post sistemlerinin farklı üst yapı restorasyonları ile birlikte değerlendirilmesi. Ankara Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2006, Ankara (Danışman: Prof. Dr. Semih BERKSUN).
55. Qualtrough AJ, Mannocci F. Tooth-colored post systems: a review. *Oper Dent* 2003;28(1):86-91.
56. Drummond JL. In vitro evaluation of endodontic posts. *Am J Dent* 2000;13(Spec No):5B-8B.
57. Yazdanie N, Mahood M. Carbon fiber acrylic resin composite: an investigation of transverse strength. *J Prosthet Dent* 1985;54(4):543–7.

58. Braden M, Davy KW, Parker S, Ladizesky NH, Ward IM. Denture base poly(methyl methacrylate) reinforced with ultra-thin modulus polyethylene fibers. *Br Dent J* 1988;164(4):109–13.
59. Bateman G, Ricketts DN, Saunders WP. Fibre-based post systems: a review. *Br Dent J* 2003;195(1):43–8.
60. Pantano C, Carman L, Warner S. Glass fiber surface effects in silane coupling. *J Adhes Sci Tech* 1992;6(1):49-60.
61. Martinez-Insua A, da Silva L, Rilo B, Santana U. Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core. *J Prosthet Dent* 1998;80(5):527–32.
62. Mannocci F, Sherriff M, Watson TF. Three-point bending test of fiber posts. *J Endod* 2001;27(12):758–61.
63. Tüfekçi NY. Değişik tipteki tam-seramik mil ve çekirdek sistemlerinin direnç yönünden incelenmesi. İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2001, İstanbul (Prof. Dr. S. Çetin SEVÜK).
64. Adanır N. Bir cam fiber post sisteminde post uzunluğunun, kırılma dayanımına ve fonksiyonel kuvvetler altında oluşan streslerin yayılımına etkisinin incelenmesi, Selçuk Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Doktora Tezi, 2002, Konya (Prof. Dr. Sema BELLİ).
65. Meyenberg KH, Lüthy H, Scharer P. Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthet Dent* 1995;7(2):73-80.
66. Koutayas SO, M. Kern, All-ceramic posts and cores: the state of the art, *Quintessence Int*, 1999;30(6):383–92.
67. Morgano SM. Restoration of pulpless teeth: application of traditional principles in present and future contexts. *J Prosthet Dent* 1996;75(4):375–80.
68. Turner CH. Cement distribution during post cementation. *J Dent* 1981;9(3):231–9.
69. Köroğlu A, Ekren O, Kurtoğlu C. Geleneksel ve adeziv dental simanlar hakkında bir derleme çalışması. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2012;22(2):205–16.
70. Elliott J, Dover S. X-ray microtomography. *J Microsc* 1982;126(2):211–3.
71. Rhodes J, Ford T, Lynch J, Liepins P, Curtis R. Micro-computed tomography: a new tool for experimental endodontology. *Int Endod J* 1999;32(3):165–70.
72. Şahin FÜ, Topuz Ö. Diş hekimliği araştırmalarında mikrobilgisayarlı tomografi uygulamaları. *Acta Odontol Turc* 2014;31(2):114–20.
73. Verma P, Love RM. A micro ct study of the mesiobuccal root canal morphology of the maxillary first molar tooth. *Int Endod J* 2011;44(3):210–7.
74. Yamamura B, Cox TC, Heddaya B, Flake NM, Johnson JD, Paranjpe A. Comparing canal transportation and centering ability of EndoSequence and Vortex rotary files by using micro-computed tomography. *J Endod* 2012;38(8):1121–5.
75. González-Lluch C, Pérez-González A, Sancho-Bru JL, Rodríguez-Cervantes P-J. Mechanical performance of endodontic restorations with prefabricated posts: sensitivity analysis of parameters with a 3D finite element model. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2014;17(10):1108–18.
76. Magne P, Tan DT. Incisor compliance following operative procedures: a rapid 3-D finite element analysis using micro-CT data. *J Adhes Dent* 2008;10(1):49-56.

77. Caputo AA, Standlee JP. Biomechanics in Clinical Dentistry. Chicago: Quintessence; 1987, p: 185-203.
78. Powers JM, Sakaguchi RL. Craig's Restorative Dental Materials. 12th ed. St. Louis: Mosby; 2006, p: 514.
79. Powers JM, Sakaguchi RL. Craig's Restorative Dental Materials. 12th ed. St. Louis: Mosby; 2006, p: 52-96.
80. O'Brien WJ. Polymeric restorative materials. In: Dental Materials and Their Selection. 3rd ed. Kanada: Quintessence; 2002, p: 113—31.
81. Chabrier F, Lloyd C, Scrimgeour S. Measurement at low strain rates of the elastic properties of dental polymeric materials. Dent Mater 1999;15(1):33—8.
82. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The transfer of occlusal forces through the maxillary molars: a finite element study. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2003;123(4):367—73.
83. Ulusoy M, Aydın AK. Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. 2. Baskı. Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları; 2003. s: 96-120.
84. Zienkiewicz OC, Taylor RL. The Finite Element Method. 3rd ed. London: McGraw Hill; 1977, p: 787.
85. Geng J-P, Tan KB, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent 2001;85(6):585—98.
86. Güngör M, Dünder M, Artunç C. Diş hekimliğinde gerime analiz yöntemleri. E.Ü. Diş Hek Fak Derg 2005;26(2):107—16.
87. Çınar D. İki farklı kemik tipinde kron/implant oranındaki değişikliğin stres oluşumuna etkisinin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirilmesi. Başkent Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Doktora Tezi, 2007, Ankara (Danışman: Prof. Dr. Pervin İMİRZALIOĞLU).
88. Adıgüzel Ö. Sonlu elemanlar analizi: derleme. Dicle Diş Hek Derg 2010;11(1):18-23.
89. Toksavul S, Zor M, Toman M, Güngör MA, Nergiz I, Artunç C. Analysis of dentinal stress distribution of maxillary central incisors subjected to various post-and-core applications. Oper Dent 2006;31(1):89-96.
90. Parker MH, Calverley MJ, Gardner FM, Gunderson RB. New guidelines for preparation taper. J Prosthodont 1993;2(1):61—6.
91. Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA. Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles. J Prosthet Dent 2001;85(4):363—76.
92. Ko CC, Chu CS, Chung KH, Lee MC. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. J Prosthet Dent 1992;68:421—7.
93. Shetty PP, Meshramkar R, Patil KN, Nadiger RK. A finite element analysis for a comparative evaluation of stress with two commonly used esthetic posts. Eur J Dent 2013;7(4):419—22.
94. Moszner N, Salz U. New developments of polymeric dental composites. Prog Polym Sci 2001;26:535—76.
95. De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The apparent increase of the Young's modulus in thin cement layers. Dent Mater 2004;20(5):457—62.
96. Imanishi A, Nakamura T, Ohyama T, Nakamura T. 3-D Finite element analysis of all-ceramic posterior crowns. J Oral Rehabil 2003;30(8):818—22.

97. Faria AC, Rodrigues RC, de Almeida Antunes RP, de Mattos MCG, Ribeiro RF. Endodontically treated teeth: characteristics and considerations to restore them. *J Prosthodont Res* 2011;55:69-74.
98. Radke RA, Barkhordar RA, Podesta RE. Retention of cast endodontic posts: comparison of cementing agents. *J Prosthet Dent* 1988;59(3):318–20.
99. Van Noort R, Cardew GE, Howard IC, Noroozi S. The effect of local interfacial geometry on the measurement of the tensile bond strength to dentin. *J Dent Res* 1991;70(5):889–93.
100. Assif D, Bitenski A, Pilo R, Oren E. Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crowns. *J Prosthet Dent* 1993;69(1):36-40.
101. Iqbal MK, Gartenberg J, Kratchman SI, Karabucak B, Bui B. The clinical significance and management of apical accessory canals in maxillary central incisors. *J Am Dent Assoc* 2005;136(3):331–5.
102. Robbins JW. Restoration of the endodontically treated tooth. *Dent Clin North Am* 2002;46(2):367–84.
103. Monticelli F, Osorio R, Albaladejo A, Aguilera FS, Ferrari M, Tay FR, Toledano M. Effects of adhesive systems and luting agents on bonding of fiber posts to root canal dentin. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2006;77(1):195-200.
104. Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent* 1994;71(6):565–7.
105. De Santis R, Prisco D, Apicella A, Ambrosio L, Rengo S, Nicolais L. Carbon fiber post adhesion to resin luting cement in the restoration of endodontically treated teeth. *J Mater Sci Mater Med* 2000;11(4):201–6.
106. Kishen A, Kumar GV, Chen NN. Stress–strain response in human dentine: rethinking fracture predilection in post core restored teeth. *Dent Traumatol* 2004;20(2):90-100.
107. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. *J Dent* 1999;27(4):275–8.
108. D'Arcangelo C, D'Amario M, De Angelis F, Zazzeroni S, Vadini M, Caputi S. Effect of application technique of luting agent on the retention of three types of fiber-reinforced post systems. *J Endod* 2007;33(11):1378–82.
109. Li LL, Wang ZY, Bai ZC, Mao Y, Gao B, Xin HT, Zhou B, Zhang Y, Liu B. Three-dimensional finite element analysis of weakened roots restored with different cements in combination with titanium alloy posts. *Chin Med J* 2006;119(4):305–11.
110. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Preparations for extensively damaged teeth. 3rd ed. Chicago: Quintessence; 1997, p: 181-210.
111. Mattison GD. Photoelastic stress analysis of cast-gold endodontic posts. *J Prosthet Dent* 1982;48:407–11.
112. Shillingburg HT, Kessler JC, Wilson EL. Root dimensions and dowel size. *CDA J* 1982;10(10):43–9.
113. Bilgin MS. Post kor sistemlerinin fraktür analizi ve sonlu elemanlar stres analizi yöntemleri ile değerlendirilmesi. Selçuk Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi, 2008, Konya (Danışman: Doç. Dr. Atiye Nilgün ÖZTÜRK).
114. Santos-Filho PCF, Veríssimo C, Raposo LHA, Noritomi PY, Martins LRM. Influence of ferrule, post system and length on stress distribution of weakened root-filled teeth. *J Endod* 2014;40(11):1874–8.

115. Lloyd PM, Palik F. The philosophies of dowel diameter preparation: a literature review. *J Prosthet Dent* 1993;69(1):32–6.
116. Torbjörner A, Karlsson S, Ödman PA. Survival rate and failure characteristic for two post designs. *J Prosthet Dent* 1995;73(5):439–44.
117. Garhnayak L, Parkash H, Sehgal DK, Jain V, Garhnayak M. A comparative study of the stress distribution in different endodontic post-retained teeth with and without ferrule design—a finite element analysis. *ISRN Dent* 2011.
118. Felton DA, Webb EL, Kanoy BE, Dugoni J. Threaded endodontic dowels: effect of post design on incidence of root fracture. *J Prosthet Dent* 1991;65(2):179–87.
119. Madfa AA, Kadir MR, Kashani J, Saidin S, Sulaiman E, Marhazlinda J. Stress distributions in maxillary central incisors restored with various types of post materials and designs. *Med Eng Phys* 2014;36(7):962–7.
120. Valendro LF, Valera MC, Araujo MA. The effect of adhesive systems on the pull out strength of a fiber glass reinforced composite post system in bovine teeth. *J Adhes Dent* 2005;7(4):331–6.
121. D'Arcangelo C, Cinelli M, De Angelis F, D'Amario M. The effect of resin cement film thickness on the pullout strength of a fiber reinforced post system. *J Prosthet Dent* 2007;98(3):193–8.
122. Kious AR, Roberts HW, Brackett WW. Film thicknesses of recently introduced luting cements. *J Prosthet Dent* 2009;101(3):189-192.
123. Porciani PF, Vano M, Radovic I, Goracci C, Grandini S, Garcia-Godoy F, Ferrari M. Fracture resistance of fiber posts: combinations of several small posts vs standardized single post. *Am J Dent* 2008;21(6):373–6.
124. Zhi-Yue L, Yu-Xing Z. Effects of post-core design and ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors. *J Prosthet Dent* 2003;89(4):368–73.
125. Swain MV, Xue J. State of the art of micro-ct applications in dental research. *Int J Oral Sci* 2009;1(4):177–88.
126. Huang Z, Chen Z. Three-dimensional finite element modeling of a maxillary premolar tooth based on the micro-CT scanning: a detailed description. *J Huazhong Univ Sci Technol Med Sci* 2013;33(5):775–9.
127. Lazari PC, Oliveira RCN, Anchieta RB, Almeida EO, Freitas Junior AC, Kina S, Rocha EP. Stress distribution on dentin-cement-post interface varying root canal and glass fiber post diameters. A three-dimensional finite element analysis based on micro-CT data. *J Appl Oral Sci* 2013;21(6):511–7.
128. Diana HH, Oliveira JS, Ferro MCL, Silva-Sousa YTC, Gomes EA. Stress distribution in roots restored with fiber posts and an experimental dentin post: 3D-FEA. *Braz Dent J* 2016;27(2):223–7.
129. Watanabe MU, Anchieta RB, Rocha EP, Kina S, Almeida EO, Freitas-Junior AC, Basting RT. Influence of crown ferrule heights and dowel material selection on the mechanical behavior of root-filled teeth: a finite element analysis. *J Prosthodont* 2012;21(4):304–11.
130. Rees JS. An investigation into the importance of the periodontal ligament and alveolar bone as supporting structures in finite element studies. *J Oral Rehabil* 2001;28(5):425–32.
131. Çağlayan G. Periodontal dokuların morfolojisi. *Periodontoloji*. 1. Basım. Ankara: Hacettepe Üniversitesi Yayınları; 2010, s: 17-25.

132. Falakaloğlu S. Biyolojik dentin post kullanarak kök kanalının rekonstrüksiyonu: üç boyutlu sonlu elemanlar analizi. Dicle Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Uzmanlık Tezi, 2016, Diyarbakır (Danışman: Doç. Dr. Özkan Adıgüzel).
133. Gomes EA, Diana HH, Oliveira JS, Silva-Sousa YT, Faria AC, Ribeiro RF. Reliability of FEA on the results of mechanical properties of materials. *Braz Dent J* 2015;26(6):667–70.
134. Ho MH, Lee SY, Chen HH, Lee MC. Three-dimensional finite element analysis of the effects of posts on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent* 1994;72(4):367–72.
135. Owen JT, Hinto E. A Simple Guide to Finite Elements. Pineridge Press Ltd, Swansea, UK, 1983, p: 136.
136. Belli S, Çelik K, Akbulut M, Güneşer M, Eraslan O, Eskitaşçıoğlu G. Are dentin posts biomechanically intensive? : a laboratory and FEA study. *J Adhesion Sci Technol* 2014;28(24):2365–77.
137. Sorrentino R, Aversa R, Ferro V, Auriemma T, Zarone F, Ferrari M, Apicella A. Three-dimensional finite element analysis of strain and stress distributions in endodontically treated maxillary central incisors restored with different post, core and crown materials. *Dent Mater* 2007;23(8):983–93.
138. Nokar S, Bahrami M, Mostafavi AS. Comparative evaluation of the effect of different post and core materials on stress distribution in radicular dentin by three-dimensional finite element analysis. *J Dent Tehran Uni Med Sci* 2018;15(2):69-78.
139. Spazzin AO, Galafassi D, Meira-Junior AD, Braz R, Garbin CA. Influence of post and resin cement on stress distribution of maxillary central incisors restored with direct resin composite. *Oper Dent* 2009;34(2):223–9.
140. Kohal RJ, Papavasiliou G, Kamposiora P, Tripodakis A, Strub JR. Three-dimensional computerized stress analysis of commercially pure titanium and yttrium-partially stabilized zirconia implants. *Int J Prosthodont* 2002;15(2):189–94.
141. Helkimo E, Carlsson G, Corneli Y. Bite force in patients with functional disturbances of the masticatory system. *J Oral Rehab* 1975;2(4):397-401.
142. Ricks-Williamson LJ, Fotos PG, Goel VK, Spivey JD, Rivera EM, Khera SC. A three dimensional finite-element stress analysis of an endodontically prepared maxillary central incisor. *J Endod* 1995;21:362–7.
143. Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomaterials*. 2002;23:2667–82.
144. Maceri F, Martignoni M, Vairo G. Mechanical behaviour of endodontic restorations with multiple prefabricated posts: a finite-element approach. *J Biomech* 2007;40(11):2386–98.
145. Boschian Pest L, Guidotti S, Pietrabissa R, Gagliani M. Stress distribution in a post-restored tooth using the three dimensional finite element method. *J Oral Rehabil* 2006;33(9):690–7.
146. Adanır N, Belli S. Stress analysis of a maxillary central incisor restored with different posts. *Eur J Dent* 2007;1(2):67-71.
147. Yang HS, Lang LA, Molina A, Felton DA. The effects of dowel design and load direction on dowel-and-core restorations. *J Prosthet Dent* 2001;85(6):558–67.

EKLER

EK-1: Etik Kurul Belgesi

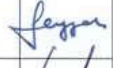
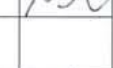
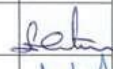
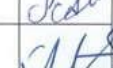
**T.C.
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
YEREL ETİK KURULU**

ETİK KURUL KARARI

TOPLANTI TARİHİ	TOPLANTI SAYISI	KARAR NO	ARAŞTIRMA YÜRÜTÜCÜSÜ
20.12.2017	10	1	Doç.Dr. Özkan ADIGÜZEL Endodonti Anabilim Dalı

KARAR

'Maksiller Santral Dişe Uygulanan Farklı Post Materyallerinin Stres Dağılımının Değerlendirilmesi: Mikro Bilgisayarlı Tomografi Verilerine Dayalı Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi' başlıklı, 2017/28 protokol no.lu çalışma etik kurulumuz tarafından görüşülmüş olup, etik kurallara uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiştir.

Görevi	Adı Soyadı	Bölümü	Evet	Hayır	İmza
Başkan	Prof.Dr. Beyza KAYA	Diş.Hek. Fak. Ağız, Diş,Çene Hst. ve Cerrahisi A.D	✓		
Başkan Yrd.	Prof. Dr. Remzi NİĞİZ	Diş.Hek.Fak. Protetik Diş Tedavisi A.D	✓		
üye	Prof. Dr. Seher GÜNDÜZ ARSLAN	Diş.Hek.Fak Ortodonti A.D	✓		
üye	Prof.Dr. Nezahat AKPOLAT	Tıp Fak. Mikrobiyoloji A.D	✓		
üye	Prof.Dr. M.Zülcüf AKDAĞ	Tıp Fak. Biyofizik A.D			
üye	Doç.Dr. Emin Caner TÜMEN	Diş.Hek. Fak. Pedodonti A.D	✓		
üye	Doç.Dr. Ayfer AKTAŞ	D.Ü. Tıp Fak. Histoloji-Embriyoloji A.D	✓		
üye	Doç.Dr. Sadullah KAYA	Diş.Hek. Fak. Endodonti A.D	✓		
Raportör	Doç.Dr. Ela Tules KADİROĞLU	Diş.Hek. Fak. Periodontoloji A.D	✓		
üye	Yrd.Doç.Dr. Ersin UYSAL	D.Ü. Teknik Bilimler Meslek Yük. Okulu	✓		
üye	Av. Şahhanım KAPLAN	D.Ü Hukuk Müşavirliği			

ORJİNALLİK RAPORU

merve tez

ORJİNALLİK RAPORU

% 17	% 15	% 5	% 6
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	angora.baskent.edu.tr	%2
	İnternet Kaynağı	
2	www.tavsiyeediyorum.com	%2
	İnternet Kaynağı	
3	www.modemedikal.com	%1
	İnternet Kaynağı	
4	dfd.atauni.edu.tr	%1
	İnternet Kaynağı	
5	acikerisim.selcuk.edu.tr:8080	%1
	İnternet Kaynağı	
6	library.neu.edu.tr	%1
	İnternet Kaynağı	
7	acikarsiv.ankara.edu.tr	%1
	İnternet Kaynağı	
8	docs.neu.edu.tr	%1
	İnternet Kaynağı	
9	Submitted to Istanbul University	%1
	Öğrenci Ödevi	

ÖZGEÇMİŞ

18.01.1991 yılında Erzincan ili Refahiye ilçesinde doğdu. İlkokulu Şırnak ve Uşak illerinde, ortaokulu Tunceli ve Aksaray illerinde tamamladıktan sonra, 2009 yılında Aksaray Fen Lisesi'nden mezun oldu. Aynı yıl kazandığı Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden 2014 yılında mezun oldu. 2015 yılı eylül ayında girmiş olduğu Diş Hekimliğinde Uzmanlık sınavında Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Endodonti Anabilim Dalı'na girmeye hak kazandı. Halen bu bölümde araştırma görevlisi olarak çalışmaktadır. Yabancı dili İngilizcedir. Evlidir.