



TC.

AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI POST MATERYALLERİ İLE RESTORE EDİLMİŞ
APİKAL LEZYONLU DİŞLERİN DAYANAK OLDUĞU
PROTETİK RESTORASYONLARIN ÇİĞNEME KUVVETİ
ALTINDA ORTAYA ÇIKAN YAPISAL GERİLME
DAĞILIMLARININ SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE
İNCELENMESİ**

Ayşe TÜRKYÖN KARACAN

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Prof. Dr. Ömer KIRMALI

2023

ANTALYA

TC.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI POST MATERYALLERİ İLE RESTORE EDİLMİŞ
APİKAL LEZYONLU DİŞLERİN DAYANAK OLDUĞU
PROTETİK RESTORASYONLARIN ÇİĞNEME KUVVETİ
ALTINDA ORTAYA ÇIKAN YAPISAL GERİLME
DAĞILIMLARININ SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE
İNCELENMESİ**

Ayşe TÜRKYÖN KARACAN
DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Ömer KIRMALI

Bu tez Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projesi tarafından TDH-2023-6173 koduyla desteklenmiştir.

2023-ANTALYA

ONAY SAYFASI

(Ayşe TÜRKYÖN KARACAN) tarafından sunulan bu çalışma jürimiz tarafından **oy birliği** ile Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir. 09/05/2023

İmza

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Ömer KIRMALI

Akdeniz Üniversitesi Diş hekimliği Fakültesi

Üye : Doç. Dr. Meral ARSLAN MALKOÇ

Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Üye : Doç. Dr. Öznur GÜÇLÜER

Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Bu tez, 21.03.2023 tarih ve 10/11 sayılı Akademik Kurul kararıyla belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Diş Hekimliği Fakültesi

Kurum Yöneticisi

ETİK BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün aşamalarında etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu çalışmada elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları kaynaklar listesine aldığımı beyan ederim.

Ayşe TÜRKYÖN KARACAN

İmza

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmam süresince kıymetli bilgi, birikim ve tecrübeleri ile bana yol gösterici ve destek olan değerli danışman hocam Prof. Dr. Ömer KIRMALI'ya,

Tez çalışmamın planlanması, araştırılması ve yürütülmesinde emeği olan Doç. Dr. Hüseyin Kürşat ÇELİK'e,

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan değerli hocalarım Prof. Dr. Ulviye Şebnem BÜYÜKKAPLAN'a, Doç. Dr. Meral ARSLAN MALKOÇ'a ve Dr. Öğr. Üyesi Özlem ÜSTÜN'e

Klinik çalışmalarında tecrübe ve bilgilerini benimle paylaşarak yol gösteren değerli abilerim Doç. Dr. Nurullah TÜRKER ve Doç. Dr. Kubilay BARUTÇUGİL'e

Asistanlık süreleri boyunca mesleki bilgi ve yardımlarını eksik etmeyen değerli arkadaşlarım, Uzm. Dt. Berna DERİNPINAR'a, Uzm. Dt. Recep KARALI'ya, birlikte çalışmaktan büyük mutluluk duyduğum asistan arkadaşlarım başta Arş. Gör. Dt. Mehmet Barış AKAR, Arş. Gör. Dt. Tuğba ERASLAN, Arş. Gör. Dt. Şeyma EVRİN, Arş. Gör. Dt. Atilla Recai ÖZME ve yine değerli asistan arkadaşım Arş. Gör. Dt. Dide TEKİNARSLAN olmak üzere tüm hekim, teknisyen ve bölümümüz fakülte personellerine,

Hayatım boyunca maddi ve manevi desteklerini hiç bir zaman esirgemeyen, her türlü fedakarlığı gösteren, sevgileri ile bana her zaman güç veren canım babam, annem ve abime,

Sevgisi ve desteği ile her zaman yanımda olan, elimi tuttuğu ilk günden beri her zorluğu birlikte keyifle aştığım canım eşim Uğur Cihan KARACAN'a teşekkürlerimi sunarım.

Ayşe TÜRKYÖN KARACAN

ÖZET

Farklı Post Materyalleri İle Restore Edilmiş Apikal Lezyonlu Dişlerin Dayanak Olduğu Protetik Restorasyonların Çiğneme Kuvveti Altında Ortaya Çıkan Yapısal Gerilme Dağılımlarının Sonlu Elemanlar Analizi İle İncelenmesi

Amaç: Bu çalışma da farklı post materyalleri ile restore edilmiş apikal lezyonlu bir dayanak dişte kuvvet karşısında oluşacak stresin sonlu eleman analizi yöntemi ile incelenmesi amaçlanmıştır.

Yöntem: Farklı post materyalleri ile restore edilen protetik restorasyonlara dayanak olan diş durumlarını temsil eden 4 farklı SEA modeli üretildi: (a) Sağlıklı mandibular premolar diş, (b) üç üyeli köprüye dayanak olacak periapikal lezyonlu, kanal tedavili, fiber postlu premolar diş, (c) üç üyeli köprüye dayanak olacak periapikal lezyonlu, kanal tedavili, döküm postlu premolar diş, (d) üç üyeli köprüye dayanak olacak periapikal lezyonlu, kanal tedavili, zirkonya postlu premolar diş. Diş modellerinin her birine gelen okluzal statik yükün dişin bukkal tepe noktasının lingual eğiminde dişin uzun eksenine paralel 45° açıyla 300 N değerinde uygulandı. Bu modellerin oluşturulması Solidworks 3B CAD modeli kullanılarak SEA yöntemi ile gerçekleştirilmiştir. Yapısal analizlerin yapılabilmesi için ANSYS Workbench program (ANSYS, Canonsburg, ABD) ara yüzü kullanılmıştır. Mevcut mandibular premolar diş, literatür verileri dikkate alınarak periodontal ligamentin ve alveolar kemiğin ortalama anatomik boyutlarına uygun olacak şekilde, destek dokular ile birlikte oluşturulmuştur. Kanal dolum malzemesi olarak modellerde gutta-perka kullanılmıştır. Kronların tamamı dual cure rezin siman ile simante edilmiştir.

Bulgular: Oklüzal yük uygulaması ile meydana gelen gerilmelerin modellerin tümünde benzer bölgelerde (dişin kuvvet uygulanan kaspı, bukkal kolesi, kök servikal ve orta üçlüsü) yoğunlaştığı, köprü protezi modellerinde ise bağlantı bölgelerinde yoğunluk kazandığı görülmüştür.

Sonuç: Farklı post materyali uygulanan ve köprü dayanağı olan modellerde, elastik modülü yüksek olan (Model 3, Model 4) modellerin, stresleri post yapısında tutarak, çevre dentin dokusuna daha az stres ilettiği, elastisite modülü düşük olan modelin (Model 2) ise stresleri post yapısında tutmayarak çevre dentin dokusuna ilettiği görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Lezyonlu diş, fiber post, döküm post, zirkonya post, metal destekli porselen, köprü, sonlu elemanlar analizi

ABSTRACT

Investigation of Structural Stress Distributions Under Chewing Force of Prosthetic Restorations on Teeth with Apical Lesions Restored with Different Post Materials by Finite Element Analysis

Objective: The aim of this study was to investigate the stress against force in an abutment tooth with apical lesion restored with different post materials using finite element analysis.

Method: Four different SEA models were fabricated to represent the tooth conditions underlying prosthetic restorations restored with different post materials: (a) healthy mandibular premolars, (b) root canal treated fiber post premolars with periapical lesions underlying a three-member bridge, (c) root canal treated cast post premolars with periapical lesions underlying a three-member bridge, (d) root canal treated zirconia post premolars with periapical lesions underlying a three-member bridge. The occlusal static load on each of the tooth models was applied at a value of 300 N at a 45° angle parallel to the long axis of the tooth at the lingual inclination of the buccal apex of the tooth. These models were created by SEA method using Solidworks 3D CAD model. ANSYS Workbench program (ANSYS, Canonsburg, USA) interface was used for structural analysis. The existing mandibular premolar tooth was created with supporting tissues in accordance with the average anatomical dimensions of the periodontal ligament and alveolar bone, taking into account the literature data. The models used gutta-percha as the root canal filling material. All crowns were cemented with dual cure resin cement.

Results: It was observed that the stresses caused by occlusal load application were concentrated in similar regions in all models (force applied pulley, buccal collar, root cervical and middle triad), and in the bridge prosthesis models, unlike the healthy tooth model, they were also concentrated in the binding regions.

Conclusion: In the models with different post materials and bridge abutments, it was observed that the models with high elastic modulus (Model 3, Model 4) retained the stresses in the post structure and transmitted less stress to the surrounding dentin tissue, while the model with low modulus of elasticity (Model 2) did not retain the stresses in the post structure and transmitted them to the surrounding dentin tissue.

Keywords: Lesioned tooth, fiber post, cast post, cast post, zirconia post, metal supported porcelain, bridge, finite element analysis

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	v
ŞEKİLLER	vii
TABLolar	x
1.GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. Pulpa Hastalıkları.....	4
2.1.1. Normal Pulpa	4
2.1.2. Geri Dönüşümlü Pulpitis (Reversible Pulpitis)	4
2.1.3. Geri Dönüşümsüz Pulpitis (İrreversible Pulpitis)	4
2.1.4. Pulpa Nekrozu.....	4
2.2. Periapikal Hastalıklar	5
2.2.1. Akut Apikal Periodontitis	5
2.2.2 Kronik Apikal Periodontitis.....	5
2.2.3 Akut Apikal Apse.....	5
2.2.4. Kronik Apikal Apse	6
2.2.5. Condensing Osteitis	6
2.3 Periapikal Hastalıkların Radyografik Değerlendirmesi	6
2.4. Endodontik Tedaviler.....	7
2.5. Periapikal Lezyonlu Dişlerde Tedavi.....	8
2.6. Periapikal Lezyonlu Dişlerde Endodontik Tedavi Sonrası Takip	8
2.7. Endodontik Tedavi Sonrası Restorasyonlar	8
2.8. Ferrule Miktarı.....	10
2.9. Endodontik Post Sistemleri	10
2.9.1. Post-Kor Restorasyonların Endikasyonları	11
2.9.2 Post-Kor Restorasyonlarının Kontraendikasyonları:	11
2.9.3. İdeal Post Kriterleri	11
2.10. Post Boşluğunun Hazırlanması.....	11
2.11. Postların Sınıflandırılması	13
2.11.1. Metal Postlar	14
2.11.2. Metal Olmayan Postlar	15
2.12. Post Yapıştırılmasında Kullanılan Simanlar	18
2.12.1. Polikarboksilat Siman.....	19
2.12.2. Çinko Fosfat Siman.....	19

2.12.3. Cam İyonomer Siman.....	19
2.12.4. Rezin Simanlar	20
2.13. Post-Kor Destekli Restorasyonlar.....	22
2.14. Sabit Bölümlü Protezler	22
2.14.1. Sabit Bölümlü Protez Endikasyonları	22
2.14.2. Sabit Bölümlü Protez Kontrendikasyonları	23
2.14.3. Sabit Bölümlü Protezler ve Tasarım	23
2.14.5. Sabit Protezlerde Dayanak Diş Seçimi.....	24
2.15. Metal Destekli Porselen Restorasyonlar	25
2.16. Diş Hekimliğinde Biyomekanik	26
2.17. Diş Hekimliğinde Gerilme Analizi Yöntemleri.....	28
2.17.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi	28
2.17.2. Kırılğan Vernik Kaplama İle Stres Analiz Yöntemi	29
2.17.3. Radyotelemetri ile Gerilme Analiz Yöntemi	29
2.17.4. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) ile Gerilme Analiz Yöntemi	29
2.17.5. Lazer ışını ile stres analiz yöntemi (holografik interferometri)	29
2.17.6. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi	29
2.17.7. Sonlu Elemanlar Stres Analiz (SEA) Yöntemi.....	29
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	33
3.1. Yapısal Bileşenlerin ve Ana Modelin Oluşturulması	33
3.2. Mesh (Ağ) Modelleme	41
3.3. Yükleme Koşulları.....	45
4. BULGULAR	46
4.1. Periapikal Lezyonsuz Sağlıklı Diş Modelinde (Model 1) Gerilme Dağılımı.....	47
4.2. Fiber Postlu Üç Üyeli Köprü Altında Dayanak Olan Modelde (Model 2) Gerilme Dağılımı.....	48
4.3. Döküm Metal Postlu Üç Üyeli Köprü Altında Dayanak Olan Modelde (Model 2) Gerilme Dağılımı.....	51
4.4. Zirkonya Postlu Üç Üyeli Köprü Altında Dayanak Olan Modelde (Model 3) Gerilme Dağılım	53
4.6. Bütün Modellerde Gerilme Dağılımının Karşılaştırılması.....	55
5. TARTIŞMA	60
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	76
KAYNAKLAR.....	78
8. ÖZGEÇMİŞ.....	99

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış bazı simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile aşağıda sunulmuştur.

Simgeler ve Kısaltmalar	Açıklama
°C	Santigrat derece
N	Newton
σ_M	Von Mises eşdeğer noktası
S	Sigma
σ	Nu
ν	Poisson oranı
°	Derece
N/mm ²	Newton/milimetrekare
N/m ²	Newton/metrekare
mm	Milimetre
μm	Mikrometre
μ	Mikron
%	Yüzde
Ark.	Arkadaşları
Al ₂ O ₃	Alüminyum oksit
BT	Bilgisayarlı tomografi
CAD	Bilgisayar destekli tasarım
CEJ	Mine-sement birleşimi
E	Elastik modülü
GP	Gutta-perka
GPa	Gigapaskal
KKT	Kök kanal tedavisi
K ₂ O	Potas
K ₂ O-Al ₂ O ₃ -6SiO ₂	Potasyum alüminyum silikat
Na ₂ O	Soda
Na ₂ O-Al ₂ O ₃ -6SiO ₂	Albit
NiCR	Nikel Krom
MPa	Megapaskal

MR	Manyetik rezonans
SEA	Sonlu elemanlar analizi
SEM	Sonlu elemanlar modeli
PDL	Periodontal ligament
PED	Primer Endodontik Hastalık
Y_2O_3	Yttrium Oksit
ZrO ₂ -TZP	Tetragonal zirkonyum polikristalleri



ŞEKİLLER

Şekil 2.1.	Periapikal indeks (PAI)	7
Şekil 2.2.	Post-kor şematik gösterimi	10
Şekil 2.3.	Post boşluğunun oluşturulmasında kullanılan aletler (A. Peeso Reamer, B. Gates- Glidden)	12
Şekil 2.4.	Döküm post örneği	14
Şekil 2.5.	Prefabrike post örneği	14
Şekil 2.6.	Fiber post örneği	15
Şekil 2.7.	Kron köprü protezi şematik gösterimi	24
Şekil 2.8.	Metal destekli porselen restorasyon şematik gösterimi	26
Şekil 2.9.	Sonlu elemanlar analizi düğüm ve eleman yapılarının gösterimi	31
Şekil 2.10.	Sonlu elemanlar analizi eleman örnekleri	31
Şekil 3.1.	Sağlıklı mandibular premolar diş modeli	35
Şekil 3.2.	Üç üyeli köprü dayanağı olan lezyonlu, fiber postlu, kanal tedavili mandibular premolar diş modeli	36
Şekil 3.3.	Üç üyeli köprü dayanağı olan lezyonlu, döküm postlu, kanal tedavili mandibular premolar diş modeli	36
Şekil 3.4.	Üç üyeli köprü dayanağı olan lezyonlu, zirkonya postlu, kanal tedavili mandibular premolar diş modeli	37
Şekil 3.5.	Sağlıklı premolar diş modelini oluşturan katmanlar	38
Şekil 3.6.	Modeli oluşturan katmanlar	39
Şekil 3.7.	Köprü protezini oluşturan katmanlar	39
Şekil 3.8.	Model bileşenlerinin sagittal kesitte gösterimi (A: Kron uzunluğu, B: Kök uzunluğu, C: Kron simanı kalınlığı, D: Koronal bölgede post uzunluğu,	41

E: Ferrule yüksekliği, F: Post siman kalınlığı, G: PDL kalınlığı, H: Koronal bölgedeki post çapı, I: CEJ'den ferrulenin dış çapı, J: Vestibülo-palatinal uzunluk (CEJ) K: Vestibülo-palatinal uzunluk (Kök ortası hizasındaki), L: Korun uzunluğu, M: Kökün içindeki post uzunluğu (CEJ'den itibaren), N: Apikal bölgedeki gutta-perka uzunluğu)

Şekil 3.9.	Skewness mesh metrik skalası	42
Şekil 3.10.	Mesh metrik skalasının ortogonal kalitesi	42
Şekil 3.11	Model 1 için meshli modelde düğüm ve elemanların şematik gösterimi	43
Şekil 3.12.	Tüm modeller için sagittal kesitte meshli düğüm ve elemanların şematik gösterimi (Model 1: Sağlıklı diş, Model 2: Üç üyeli köprü protezine dayanak olan periapikal lezyonlu, kanal tedavili, fiber postlu diş, Model 3: Üç üyeli köprü protezine dayanak olan periapikal lezyonlu, kanal tedavili döküm postlu diş, Model 4: Üç üyeli köprü protezine dayanak olan periapikal lezyonlu, kanal tedavili zirkonya postlu diş)	43
Şekil 3.13.	Model yer değiştirme kısıtlaması ve yük uygulaması sırasıyla; Model 1, Model 2, Model 3, Model 4	45
Şekil 4.1.	Von Mises hipotezi ile elde edilen stres miktarlarını temsil eden renk skalası	46
Şekil 4.2.	Model 1'de oluşan gerilme dağılımları (MPa) (A: Sırasıyla; bukkal, lingual, sagittal gösterimi, B: Sagittal kesitte gerilme dağılım değerlerinin korondan apikale gösterimi)	47
Şekil 4.3.	Model 1 için toplam deformasyon dağılımı (mm)	48
Şekil 4.4.	Model 2'de oluşan gerilme dağılımları	49
Şekil 4.5.	Model 2'de oluşan maksimum gerilme dağılımı gösterimi	49

Şekil 4.6.	Model 2’de oluşan gerilme dağılım değerleri (A: Sagital kesitte gerilme dağılımı değerleri B: Fiber post üzerinde oluşan gerilme dağılımı değerleri)	50
Şekil 4.7.	Model 2 için toplam deformasyon dağılımı	50
Şekil 4.8.	Model 3’te oluşan gerilme dağılımları	51
Şekil 4.9.	Model 3’te oluşan gerilme dağılımı değerleri (A: Sagital kesitte gerilme dağılımı değerleri, B: Metal döküm post-kor üzerinde oluşan gerilme dağılımı değerleri)	52
Şekil 4.10.	Model 3 için toplam deformasyon dağılımı	52
Şekil 4.11.	Model 4’te oluşan gerilme dağılımları	53
Şekil 4.12.	Model 4’te oluşan gerilme dağılımı değerleri (A: Sagital kesitte gerilme dağılımı değerleri, B: Zirkonya post-kor üzerinde oluşan gerilme dağılımı değerleri)	54
Şekil 4.13.	Model 4 için toplam deformasyon dağılımı	54
Şekil 4.14.	Tüm modellerin sagital kesitten görünen stres dağılımları	55
Şekil 4.15.	Tüm modellerde görünen deformasyon dağılımı	56
Şekil 4.16.	Modellerin tümünde Kortikal kemikteki stres dağılımları	57
Şekil 4.17.	Periapikal lezyon bölgesindeki stres dağılımları	58
Şekil 4.18.	Postlu modellerde (Model 3, Model 4, Model 5) görülen stres dağılımları	58

TABLÖLAR

Tablo 2.1.	Postların sınıflandırılması	13
Tablo 3.1.	Model oluşturulmasında kullanılan parametreler ve referans değerleri (CEJ: Mine-sement birleşimi)	33
Tablo 3.2.	Modellerde bulunan sonlu eleman tipleri, mesh kaliteleri, eleman ve düğüm noktası sayıları	42
Tablo 3.3.	Çalışmada kullanılan bileşenlere ait materyal özellikleri	44
Tablo 4.1.	Modellerin tümünde modeli oluşturan yapılarda meydana gelen maksimum Von Mises değerleri	59

1.GİRİŞ

Diş kaybı geçmiş yıllarda olduğu gibi bugünde özellikle gelişmiş ülkelerde yaygın bir problem olmaya devam etmektedir (1, 2). Eksik dişler nedeniyle kaybedilen estetik ve fonksiyonu hastaya iade etmek, hasta psikolojisini iyileştirmek ve kalan çevre dokuların sağlığını idame ettirmek amacıyla sabit protetik tedaviler uzun yıllardır uygulanmaktadır. Tedavi, tek diş restorasyonundan tüm oklüzyonun rehabilitasyonuna kadar çeşitlilik gösterir (2). Bir veya birden fazla kayıp dişin olduğu durumda dayanak dişler üzerine simante edilen sabit bölümlü protezlere köprü protezleri adı verilir. Eksik dişlerin sabit bölümlü protezler ile tedavi edilebilmesi için dişsiz alanın her iki yanında yer alan komşu dişlerin protez desteği olarak kullanılabilmesi gerekir (3). Sabit protezlerin başarısını dişler ve çevre periodontal dokuların kuvvetlere karşı gösterdikleri davranışlar etkilemektedir. Bu sebeple, tedavi planlaması yaparken biyomekanik faktörler göz önünde bulundurulmalı ve dayanak dişler değerlendirilmelidir (4). İdeal dayanak dişlerde aranan özellikler; enfeksiyon ve mobilitate olmaması, çevre periodontal dokuların sağlıklı olması ve dişin vital olmasıdır (5). Araştırmacılar periapikal lezyonu bulunan ve kanal tedavisi yapılmış olan dişlerin de sabit bölümlü protezlerde dayanak olarak kullanılabileceğini bildirmişlerdir (6).

Kron köprü protezi ile restore edilecek olan periapikal lezyonlu dişlerde işlem öncesi endodontik tedavi yapılması gerekir. Başarılı bir endodontik tedaviyi takiben, periapikal lezyonlu dişlerin apikalinde bulunan enflamasyon ve kemik rezorpsiyonu sonucu oluşan tipik radyolusent görüntü düzelmektedir. Ayrıca diş apeksi etrafında bulunan kemik ve periodontal yapılar iyileşmektedir (7, 8). Endodontik tedavi sonrası iyileşme hemen meydana gelmez radyografik olarak kemikte gözlemlenebilir bir iyileşmenin olması periapikal lezyonun boyutuna bağlı olarak 6-12 ay arasında değişir (9). Bu sürenin bazen 4 yıl kadar bile sürdüğü yapılan çalışmalarda görülmüştür (10). Radyografik olarak tam iyileşmenin beklenilmesi ve restoratif tedavinin geciktirilmesi ise dişlerde kırık, çürük ve periodontal problemlere neden olabilir. Bu yüzden yeterli yapılan kanal tedavisi sonrası koroner restorasyonun hemen yapılması tercih edilir (11). Aynı zamanda kanal tedavisini takiben daimi restorasyonun vakit kaybetmeden yapılması mikrosızıntı riskini önleyerek periapikal lezyonların daha hızlı iyileşmesini de sağlar (12, 13).

Endodontik tedavinin ardından yapılacak daimî restorasyona karar verirken kalan diş dokusu göz önünde bulundurulur ve buna göre konservatif ya da protetik restorasyonlar uygulanır.

Koronal harabiyeti ileri derecede olan dişlerde direk veya post destekli protetik kron uygulamaları tercih edilmektedir (14). Post-kor sistemleri endodontik tedaviyi takiben kırılğan ve streslere karşı daha dayanıksız hale gelen aşırı kron harabiyeti olan dişlerde; geriye kalan diş dokusunun bütünlüğünü korumak, fonksiyonel yükleri diş dokusu boyunca dağıtmak ve yapılacak restorasyonun tutuculuğunu sağlamak amacıyla geliştirilmiştir (15). Sistemin kök kanalı içine uygulanan bölümü post, dişin koronalini destekleyen bölümü ise kor kısmıdır (16). Post-kor uygulamalarında doğru endikasyon ve materyal seçimi biyomekanik açıdan büyük önem taşır (17). Post-kor restorasyonların yapımında uzun dönem sadece metal alaşımları kullanılıyorken günümüzde giderek artan estetik beklenti ve biyoyumlu materyallere olan ihtiyaç dolayısıyla metal olmayan post-kor sistemlerinin gelişimi hız kazanmıştır. Böylece metal postlar yerini, zirkonya ve fiberle güçlendirilmiş estetik postlara bırakmıştır (18). Kök kanalı içindeki post yapısının kor materyali ve kron için tutucu olması gerekmektedir (19). Kron, koru kaplayıp dişin estetiğini ve fonksiyonunu yerine getirmektedir. Günümüzde güncel olarak kullanılan kron materyalleri; metal destekli ve tam seramik materyalleridir (20). Metal destekli seramik restorasyonlar geçmişten günümüze birçok tedavi ile kıyaslandığında en çok tercih edilen restorasyon çeşitidir ve sabit protetik tedavi endikasyonlarının yaklaşık %80'nini oluşturmaktadır (21, 22). Dayanak dişlere hassas bir şekilde oturması ve yüksek dayanıma sahip olması metal destekli seramik protezlerin en büyük avantajıdır (23).

Endodontik tedavi yapılmış dişlerin biyomekanik davranışlarını incelemek ve anlamaya çalışmak, başarısızlık etkenlerini belirlemek adına son derece önemli olduğu için bu konuda çeşitli araştırmalar yapılmaktadır (24). Klinik çalışmalar, bir restorasyonun veya materyalin davranışı ve kalitesi hakkında üst düzeyde bilimsel kanıt sağlar. Fakat, bu çalışmalar uygulaması zor, zaman alıcı ve pahalıdır. Bu sebeple kontrollü koşullar altında değişik malzemeleri karşılaştırma olanağı sunan laboratuvar testleri değerlendirme açısından oldukça önem kazanır (25). Sonlu elemanlar analizi (SEA) ise insan faktörünü ortadan kaldırma imkanı sunarak, malzemeleri ideal şartlarda gösterebilen tek analiz yöntemidir (9). Ayrıca SEA diş hekimliğinde farklı alanlarda kullanım imkanı sunarak biyomekanik ve klinik durumların belirlenmesinde önemli rol oynar (26).

Belli ve ark.'nın yakın zamanda yapmış olduğu bir çalışmada üç farklı Primer Endodontik Hastalık (PED) durumu simüle edilmiş ve kök dolgu materyallerinin köklerdeki stres dağılımı üzerindeki etkisi araştırılmıştır. Çalışma sonucunda cam fiber postun gerçek kombine lezyonu simüle eden kök modelinde stresleri kalan diş yapısına fayda sağlayacak şekilde dağıtamadığı görülmüştür. Ayrıca metal postlu modellerin stresleri post yapısı içinde tutması sonucu kalan

kök yapısı ve çevre periodontal dokulardaki stresleri azalttığı görülmüş ve apikal bir lezyon varlığında nispeten sert bir post materyali kullanılmasının tercih edilebilir olduğu sonucuna varılmıştır (27).

Yine benzer sonuçlara sahip, farklı post materyallerinin mandibular ikinci premolar dişlerde meydana getirdiği stres dağılımını araştıran bir SEA çalışması; döküm post kor sistemlerinin, zayıflamış köklerde fiber post ve kompozit kor kombinasyonuna göre kökte ve diş/post ara yüzünde (yaklaşık %17,5) daha düşük stres ve deformasyona yol açtığını göstermiştir. Bu nedenle zayıflamış köklerde döküm veya zirkonya post-kor'ların kullanımının uygun olacağı söylenmiştir (28).

Araştırmalar göz önüne alınarak bu çalışmada farklı post materyalleri kullanılarak (fiber post, metal döküm post, zirkonya post) uygun şekilde restore edilen dişlerde, diş ve çevre dokularda, post materyalinde ve restorasyon üzerinde meydana gelen stres dağılımları incelenmiştir.

Detaylı literatür taraması sonucunda köprü protezlerine dayanak olacak periapikal lezyonlu dişlerde kanal tedavisini takiben farklı post materyalleri uygulanmasının çevre kemik dokuda ve dişlerde meydana getirdiği gerilme dağılımına dair çalışmaların olmaması, çalışmamızın amacını oluşturmaktadır.

Bu çalışma için 2 hipotez öngörülmüştür;

1.Periapikal lezyonlu, kök kanal tedavili ve farklı post materyalleri ile restore edilen dişler köprü protezlerine dayanak olduğunda meydana gelecek gerilme dağılımı ve büyüklüklerinin dişin farklı bölgelerinde ve periapikal lezyon bölgesinde farklı olmayacağı,

2. Bütün modeller karşılaştırmalı olarak incelendiğinde, kullanılan post materyaline göre kök üzerinde ve lezyon bölgesinde oluşan gerilme dağılımı ve büyüklüklerinin kortikal ve trabeküler kemikte farklılık göstermeyeceği.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Pulpa Hastalıkları

Pulpal dokuların mikrobiyal, fiziksel, kimyasal veya iatrojenik pek çok faktörden etkilenmesi sonucu enflamatuar değişiklikler meydana gelir. Pulpa dokusunun enflamasyonuna pulpitis adı verilmektedir (29). Pulpa hastalıkları pulpal terminolojiye göre; normal pulpa (sağlıklı), geri dönüşümlü (reversible) pulpitis, geri dönüşümsüz (irreversible) pulpitis ve pulpa nekrozu şeklinde sınıflandırılır (30).

2.1.1. Normal Pulpa

Normal pulpa, klinik olarak herhangi bir hastalık göstermeyen, asemptomatik ve sağlıklı pulpadır. En fazla birkaç saniye olacak şekilde elektrik ve soğuk testine hafif tepki vermektedir (31, 32). Radyografik olarak lamina dura ve periodontal aralığın genişliği normaldir. Kanal kalsifikasyonu ya da rezorbsiyon gözlenmez. Perküsyon, palpasyon ve ısırma testlerine cevap vermez (33).

2.1.2. Geri Dönüşümlü Pulpitis (Reversible Pulpitis)

Pulpada meydana gelen şiddetli olmayan enflamasyon olarak tanımlanır. Çürük, uyumsuz ve hatalı yapılmış restorasyonlar ve travma nedeni ile oluşabilir (34). Etken olan irritanlar ortadan kaldırıldığında ve uygun tedavi yapıldığında pulpa, iyileşerek sağlıklı haline geri dönebilir (35, 36). Geri dönüşümlü pulpitisde perküsyonda hassasiyet yoktur, soğuk testi uygulandığında keskin ve hızlı bir cevap oluşur fakat çok uzun sürmez, radyografide periapikal radyolusensi görülmez (37).

2.1.3. Geri Dönüşümsüz Pulpitis (Irreversible Pulpitis)

Geri dönüşümlü pulpitisin ilerlemesi ile ortaya çıkan, pulpanın şiddetli iltihabıdır. Diş hala canlılığını korusada pek çok klinik semptom gösterir (38, 39). Kendiliğinden başlayan ve geceleri artan ağrı en önemli semptomlarından (40). İnflamasyona neden olan uyaran ortadan kaldırılsa bile tedavi prognozu kötüdür. Dolayısıyla geri dönüşümsüz pulpitis tanısı alan diş kanal tedavisi yapılması gerekir (41).

2.1.4. Pulpa Nekrozu

Pulpa nekrozu; çürük, travmatik yaralanmalar veya başarısız kanal tedavileri sonucunda pulpada ki kan akımının aniden kesilmesi sonucu oluşur. Pulpada yayılımına göre total veya parsiyel nekroz olarak adlandırılır (42). Pulpa nekrozu likefaksiyon nekrozu ve koagülasyon

nekrozu olmak üzere iki farklı histolojik yapıda görülür (43). Palpasyon, perküsyon, şişlik ve mobilite gibi klinik bulgular iltihap dişin apeksine ilerlemediği sürece görülmez. Radyografide normal bir görünümünden çevresel geniş bir radyolüsenye kadar değişen görüntü verebilir (44).

2.2. Periapikal Hastalıklar

Pulpada çeşitli nedenlerle meydana gelen nekroz yeterli ve uygun bir şekilde tedavi edilmediğinde iltihap apikal dokulara kadar ilerler ve periapikal doku hastalıkları oluşur (45).

2.2.1. Akut Apikal Periodontitis

Pulpada geri dönüşümsüz iltihabın ilerleyerek periapikal dokularda meydana getirdiği inflamatuvar durumdur. Nekrotik pulpanın bakteri toksinleri, inflame pulpadan gelen iltihabi mediyatörler ve travmatik yaralanmalar sonucu gelişebilir (46). Zonklama şeklinde sürekli ağrı olması ileri evrede görülen semptomlarından. İlgili diş perküsyonda hassasiyet gösterir. Radyografide PDL ve lamina dura normal görünümde ya da PDL’de hafif genişleme ve diş kökünün apeksinde bir miktar lamina dura kaybı şeklinde de görüntü verebilir (46).

2.2.2 Kronik Apikal Periodontitis

Kronik apikal periodontitis, genellikle nekrotik pulpadan kaynaklanır ve herhangi bir klinik belirti göstermeden seyreder. Nekroz dolayısıyla ilgili dişte elektriksel ve termal testlere yanıt oluşmaz (47). Kronik apikal periodontitisin klinik olarak belirgin semptomları yoktur. Hastalar ağrı şikayetinde bulunmaz ve perküsyonda şiddetli hassasiyet yoktur. Bu yüzden klinik muayenenin yanında radyografik muayene de yapılması teşhis açısından önemlidir. Radyografide; apikal bölgede radyolüsent alan, lamina duranın devamlılığını kaybetmesi, ilgili bölgede kemik kaybı ve PDL de genişleme gözlenir (48).

2.2.3 Akut Apikal Apse

Mikroorganizmaların kök kanallarından ilerleyerek periradiküler dokularda meydana getirdiği tahribata dokularda sıvılaşma ve eksuda oluşumunun da eklendiği akut enflamatuvar bir durumdur (49, 50). Uyarandan bağımsız ağrı, perküsyon ve palpasyonda hassasiyet oluşumu akut apikal apsenin semptomlarından. İlgili dişe komşu alanda şişlikte görülebilir (51). Şişlik lokalize veya yaygın şekilde olabilir. Radyografide ilgili bölgede kemik kaybı görülebilir. İlgili dişin pulpasının nekrotik olmasından dolayı vitalite testlerinde yanıt oluşmaz (48). Akut apikal apse tedavi edilmez ve neden olan etkenler ortadan kaldırılmazsa ciddi sistemik durumlar ortaya çıkabilir (46).

2.2.4. Kronik Apikal Apse

Kronik apikal apse, kök kanalları içinde bulunan iritanların yavaş yavaş periapikal dokulara doğru hareket ederek iltihap ve eksuda oluşumuna neden olduğu bir durumdur. Sürekli veya belirli aralıklarla ortaya çıkan ve eksudanın drenajını sağladığı bir fistül yolu bulunur. Fistül yolundan drenajın bloke edilmesi durumunda dişte ağrı meydana gelir. Her zaman olmamakla birlikte perküsyonda hassasiyet görülebilir. Radyografide kök ucu bölgesinde diffüz, koyu lezyon görüntüsü ve kemik kaybı izlenir. Vital pulpa testlerine negatif yanıt verir (52).

2.2.5. Condensing Osteitis

Uzun süreli ve düşük düzeyli enfeksiyon sonucunda enflamatuvar yanıt olarak periapikal bölgede kemikte meydana gelen yoğunluk artışı olarak tanımlanır (53). Neden olan etkene bağlı olarak asemptomatik veya ağrılı olabilir. Perküsyon ve palpasyonda hassasiyet görülebilir. Ayrıca termal ve elektriksel uyarılara cevap verebilir. Kemik yoğunluğundaki artışa bağlı olarak radyografide diş kökü çevresinde yoğun ve diffüz görünüme sahiptir (50).

2.3 Periapikal Hastalıkların Radyografik Değerlendirmesi

Periapikal hastalıkların tedavisinde tanı önemli bir basamaktır. Doğru tanının konulabilmesi için periapikal lezyonların tüm aşamalarının klinik ve radyolojik olarak tanımlanabilmesi gerekir. Radyolojik bulguların değerlendirilerek doğru tanının konulması tedavinin en önemli aşamasıdır. Kemikte maddesel kayıp ile görüntülenen değişiklikler radyolojik belirtilerin temelidir (54). Apikal periodontitis akut safhadayken periodontal ligament aralığında genişleme görülürken periradiküler bölgede radyolusensiye rastlanılmaz. Kronik apikal periodontitiste ise subjektif belirtiler görülmezken inflamasyona bağlı rezorpsiyon sonucu radyografide geniş radyolusensiye rastlanır (55). Periapikal dokularda iyileşme zamanla orijinal haline dönmesi ve eski fonksiyonlarını yerine getirebilmesi olarak bilinir. Bu durum rejenerasyon olarak adlandırılır. İyileşmeyi takip edebilmek için endodontik tedavi sonrasında hastadan periyodik olarak radyografik görüntüler alınır (56). Bu görüntülerde kemik yoğunluğunda izlenen değişimler hastalığın ilerleyişi veya iyileşmenin değerlendirilmesinde doğru kanıt sunar (57).

Ørstavik ve ark. tarafından Apikal periodontitis için geliştirilen Periapikal indeks (PAI) artan radyografik görüntüye göre 1'den 5'e skala kullanarak periapikal dokuları değerlendirir (Şekil 2.1) (58-60)



Şekil 2.1. Periapikal indeks (PAI) (61).

PAI 1: Normal apikal periodonsiyum, PAI 2: Kemikte bazı yapısal değişiklikler vardır ancak apikal periodontitis teşhisi için yeterli radyografik görüntü yoktur, PAI 3: Apikal periodontitise özgü, mineral kaybı ile gözlenen, kemikteki yapısal değişiklikler, PAI 4: Belirgin ve sınırları kesin bir radyolüsen, PAI 5: Kemikte belirgin bir yıkım ile karakterize radyolüsen (62).

2.4. Endodontik Tedaviler

Kök kanal tedavi ile enfekte pulpa uzaklaştırılarak kök kanalının biyomekanik preparasyonu yapılır ardından irrigasyon solüsyonları ve çeşitli medikamentler ile dezenfeksiyonu sağlanarak kök kanalları biyoyumlu dolgu materyalleri ile doldurulur. Kök kanal tedavisinin amacı, kök kanallarının mikroorganizmalardan ve onların enfekte, nekrotik artıklarından uzaklaştırılması, sızdırmaz bir şekilde doldurulması ve böylece kök kanal sisteminin yeniden enfekte olmasının önlenerek ilgili dişin fonksiyonel olarak semptomsuz bir şekilde ağızda tutulmasıdır (63). Kök kanal tedavisinin başarılı olabilmesi için kök kanal sisteminin tam olarak sızdırmaz bir şekilde doldurulması gerekir. Bunu sağlayabilmek içinde kök kanalında mikroorganizmalar ve doku sıvılarına karşı koronal ve apikal olarak iyi bir tıkama sağlanmalıdır (64, 65). Yapılan çalışmalarda gün geçtikçe gelişen endodontik yöntemler ve materyaller sayesinde kanal tedavisinde başarı oranının yükseldiği görülmektedir. Ancak en iyi şartlar sağlansa bile yine de başarısızlık durumları görülebilir (66). Kök kanal tedavisinde başarısızlık nedeni tekrarlayan enfeksiyon ise retreatment tedavisi yapılır (67). Retreatmentın mümkün olmadığı, kanal içi dolgunun uzaklaştırılamadığı, kanallarda alet kırığı veya basamak oluşumu gibi kanal tedavisini imkansız kılan durumlarda ise periapikal cerrahi uygulanır (66, 68). Geniş periapikal lezyonlu dişlerde de tedavi seçenekleri aynı olmakla birlikte bunlar ilgili diş kök kanal tedavisi yapılması, apikal cerrahi uygulanması veya dişin çekimi şeklindedir (69). Son yıllarda yapılan çalışmalarda geniş periapikal lezyonlu dişlerde kök kanal tedavisi ile cerrahi tedaviye ihtiyaç olmadan başarılı sonuçlar elde edildiği görülmektedir (70).

2.5. Periapikal Lezyonlu Dişlerde Tedavi

Periapikal lezyonlu dişlerin tedavi seçenekleri arasında kök kanal tedavisi, apikal rezeksiyon veya çekim yer almaktadır (71). Periapikal lezyonlu dişlerin çoğu cerrahi müdahaleye ihtiyaç duyulmadan özenli yapılmış endodontik tedavi ile iyileşme gösterir (58, 72). Apikal cerrahi ortograd yollarla tedavinin mümkün olmadığı veya retreatment tedavisinin başarısız olduğu durumlarda tercih edilmektedir. Apikal cerrahinin öncelikli tedavi seçeneği olduğu durumlarda başarı şansının düştüğü bildirilmiştir (73). Nair ve ark'nın yapmış olduğu bir çalışmada kök kanal tedavisi sonucunda periapikal lezyonların % 85 ile % 90 arasında radyografik olarak kaybolduğu veya belirgin olarak boyutunda azalma sağlandığı görülmüştür (74).

2.6. Periapikal Lezyonlu Dişlerde Endodontik Tedavi Sonrası Takip

Kök kanal tedavisinin ardından somut olarak iyileşme olduğunu gösteren belirteçler periapikal hastalığın semptom ve klinik olarak belirti göstermemesidir (75, 76). Semptom ve belirtilerin yokluğunun yanında periapikal dokularda meydana gelen iyileşme tedavinin başarılı olduğu anlamına gelir (77). Enfeksiyon belirtilerinin bulunup bulunmaması ise tedavinin başarısı ile ilgili klinik karar vermemizi sağlar. İlgili dişte perküsyon ve palpasyon hassasiyetinin kaybolması, ağrı, şişlik ve fistül yolunun olmaması, radyografide periapikal lezyonun boyutunun küçülmesi ve apikal dokuların normale dönmesi iyileşmenin gerçekleştiğini gösterir. Periapikal lezyonlarda iyileşme bir yıl gibi bir sürede gerçekleşirken bu süre bazı durumlarda dört yıl veya daha uzun sürebilir (58). İyileşmede takip süresini belirlemek amaçlı 6 ay, 1 yıl, 2 yıl ve 5 yıl sonra kontroller ile yapılan bir çalışmada 6 ay ve 1 yıl arası yapılan değerlendirmelerin yetersiz olduğu özellikle geniş lezyonlu dişlerde periradiküler dokulardaki iyileşmenin tam olarak gerçekleşmediği görülmüştür. İyileşmenin takibi için 2 yıllık süre esas alınmıştır (78). Radyografik olarak periapikal bölgede kalıcı bir radyolusensinin olması ise iki durum ile açıklanabilir; periapikal hastalık belirtileri yoksa ve diş asemptomatik iste ilgili bölgede fibröz onarım meydana gelmiştir veya kalıcı kronik inflasyon mevcuttur (32). Uzun vadede başarı ölçütü ise uygulanan tedavilerin veya kök kanal dolgularının ağızda idamesi (79-81) ve dişin fonksiyonunu koruyarak ağızda kalmasıdır (82-84).

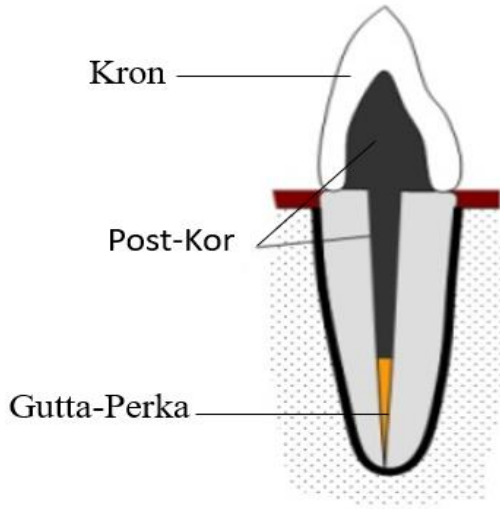
2.7. Endodontik Tedavi Sonrası Restorasyonlar

Çürük, travma ve pek çok nedenden dolayı aşırı kron harabiyetine uğramış ve aynı zamanda endodontik tedavi görmüş dişlerde tedaviyi takiben kaybedilen estetik, fonksiyon ve fonasyonun geri kazandırılması amacı ile restoratif tedavi uygulanması gerekir (85). Endodontik tedaviyi takiben yapılacak restorasyonda ve kullanılacak materyalde aranan özellikler ise; kalan diş dokularını desteklemesi ve kırılmasını önlemesi, koronal sızıntıyı ve

kontaminasyonu önlemesi, kaybedilen estetik ve fonksiyonu geri kazandırmasıdır (86). Gelişen teknoloji ile birlikte üretilen yeni restoratif materyaller sayesinde yalnızca kök kısmı bulunan, kronu olmayan dişlerin bile endodontik tedavi sonrası uygulanacak restorasyon ile ağızda kalma şansı vardır (87, 88).

Periapikal lezyonu bulunan dişlerde periapikal bölgedeki patolojik durumun iyileşmesi zaman almaktadır hatta bazı vakalarda 4 yıla varan iyileşme süresi bulunmaktadır (58). Böyle vakalarda lezyonlu diş yapılacak olan proteze dayanak olarak kullanılacaksa tedaviden önce komplikasyon riskini düşürmek adına en az 1 yıllık takip sonrası restorasyona başlanması önerilir (89). Ancak madde kaybı fazla olan dişlerde bu süre zarfında dişte kırık meydana gelebilir. Doğru ve eksiksiz yapılmış bir endodontik tedavinin yanında koronal sızıntının önlenmesi de periapikal dokuların iyileşmesinde en büyük etmenlerdendir. Koronal sızıntı durumunda kök kanalına tükürük kaynaklı bakteri infiltrasyonu gerçekleşmekte bunun sonucu olarak da periapikal lezyon tablosu yeniden görülmekte ya da doku iyileşmesi gerilemektedir (90). Bu yüzden geciktirilmeden yapılan sağlıklı ve sızdırmaz bir koronal restorasyon periapikal iyileşmeye olumlu yönde katkı sağlamasının yanında tedavideki başarı oranını artırır (91, 92).

Endodontik tedavi görmüş dişlerde kırıklar basit tüberkül kırığı olabileceği gibi dişin çekilmesine neden olacak kadar komplike kök kırığı şeklinde de görülebilir. Yapılan çalışmalarda marjinal sırt kaybının tüberkül dayanıklılığını azalttığı görülmüştür. MOD kavitelerde bu durum %63'e kadar çıkmaktadır. Endodontik tedavi sonrası kalan diş dokusu göz önünde tutularak konservatif veya protetik restorasyonlar uygulanır. Aşırı derecede koronal harabiyeti bulunan dişlere direk kron veya post core tedavisi yapılmaktadır (Şekil 2.2) (14). Küçük azı/azı bölgesindeki dişlerde en az 2 duvar kaybı kesici/kanin bölgesindeki dişlerde ise en az 1 duvar kaybının bulunması post endikasyonu konulabilmesi için yeterlidir. Kalan diş sert dokusu miktarı postun tutuculuk ve koruyuculuk fonksiyonunu etkilemektedir bu yüzden postun tutuculuğuna destek verecek şekilde kanallarda şekillendirme yapılmalıdır (93).



Şekil 2.2. Post-kor şematik gösterimi (94).

2.8. Ferrule Miktarı

Ferrule, sağlam diş dokusundan oluşan, krunun servikalini çepeçevre sararan ve kalan diş dokusunu destekleyerek bir arada tutan bir banttır. Ferrule destek görevinin yanında anti-rotasyonel etkisi ile de kök bütünlüğünü korur. Ferrule etkisi ile gelen kuvvetlere karşı ilgili diş tek bir ünite gibi davranır ve gelen kuvvetler periodontal dokulara iletilir. Ferrule miktarı yetersiz olan dişlerde gelen okluzal kuvvetler posta iletilir, bu durumda postta veya kökte kırıklara yol açabilir. Ferrulenin yetersiz olduğu durumlarda cerrahi veya ortodontik olarak kron boyu uzatma işlemi yapılabilir (95). Yapılan çalışmalar, 1,5-2 mm vertikal diş dokusu olan ferrule ile son derece başarılı sonuçlar alındığını göstermiştir (96).

2.9. Endodontik Post Sistemleri

Dişlerin koronal ve radiküler dokularında çürük, atrizyon, hatalı yapılmış preparasyonlar ve travma gibi pek çok etkenden dolayı kayıplar meydana gelebilir. Bu dişlerde kaybedilen fonksiyon ve estetiğin yeniden sağlanabilmesi için kaybedilen dokuların yerini alacak bir sisteme veya yapıya ihtiyaç vardır. Endodontik tedavi görmüş ve koronal yapısının büyük bir kısmını kaybetmiş dişler fonksiyonel kuvvetler karşısında yeterli direnç gösteremez ve kırılabilirliği artar bu dişlere uygulanan restorasyonların büyük bir kısmını post-kor'lar oluşturur. Post-kor uygulamalarında, kök kanalı içine uygulanan bölüm post, dişin koronalinde bulunan bölüm ise kor olarak adlandırılır. Post, kök kanalının 2/3'lük kısmına kadar uzanır. Destek ve

retansiyon sağlar. Çiğneme kuvvetlerini kök boyunca dağıtarak dişin kırılmasını önlemektedir. Kor ise, dişin koronalinde bulunur kaybedilen dentin dokusunun yerini almaktadır (97).

2.9.1. Post-Kor Restorasyonların Endikasyonları

Post-Kor restorasyonların endikasyonları aşağıda sıralanmıştır:

- ✓ Sabit veya hareketli protezlerde ayak olacak endodontik tedavili büyük madde kaybı olan dişlerde,
- ✓ Periodontal desteği yetersiz olan dişlerde kron kök oranını dengelemek amacıyla,
- ✓ Köprü ayağı olarak kullanılacak aşırı malpoze dişlerde,
- ✓ Overdenture protezlerde internal tutucu ataşmanın uygulanacağı durumlarda,
- ✓ Dişin kronunda 3/5'inden fazla doku kaybı varsa (98).

2.9.2 Post-Kor Restorasyonlarının Kontraendikasyonları:

Post-kor restorasyonların kontrendikasyonları aşağıda sıralanmıştır:

- ✓ Ağız hijyeni yetersiz olan hastalar,
- ✓ Başarılı ve yeterli endodontik tedavinin olmadığı durumlar,
- ✓ İlgili dişte periapikal patoloji varlığında,
- ✓ Kırılmaya meyilli ince kök formuna sahip dişlerde (98).

2.9.3. İdeal Post Kriterleri

İdeal bir post sisteminin sahip olması gereken özellikler;

- ✓ Dentin ile benzer fiziksel özellikler göstermeli,
- ✓ Şekil olarak kök kanal anatomisine uygun olmalı,
- ✓ Sökümü kolay olmalı,
- ✓ Uygulaması kolay, dayanıklı ve maliyeti düşük olmalı,
- ✓ Simantasyon işlemi esnasında kanala yerleştirilirken minimum stres oluşturmalı,
- ✓ Kron ve kor ile bir bütün oluşturacak şekilde uyumlu olmalı,
- ✓ Gelen stresleri homojen dağıtmalı,
- ✓ Kök dentini ile arasında bulunan siman aralığı her yerde eşit olmalı,
- ✓ Koroziv olmamalı (99).

2.10. Post Boşluğunun Hazırlanması

Kök kanal sistemi içerisinde yer alan gutta-perka; fiziksel veya kimyasal yöntemler ile kanaldan uzaklaştırılabilmektedir. Gutta perkanın fiziksel olarak kanaldan uzaklaştırılması ısıtılmış aletler ve sond veya döner ege sistemlerinin kullanımı ile gerçekleştirilirken, kimyasal olarak

uzaklaştırılması gutta-perka çözücü kimyasal maddeler ile olur. Gutta-perkanın sadece döner eğe ile uzaklaştırılması kök kanalında lateral perforasyon ve stripping oluşumuna neden olabilir. Ucu keskin olmayan ve mekanik olarak uygulanan Peeso ve Gates-Glidden frezlerin kullanımı bu riskleri azaltırken oldukça başarılı sonuçlar alınmasını sağlar (Şekil 2.3) (100).



Şekil 2.3. Post boşluğunun oluşturulmasında kullanılan aletler. **A.** Peeso Reamer, **B.** Gates-Glidden (101)

Post uygulanacak diş periodontal olarak sağlıklıysa post uzunluğu, klinik kron boyu ile aynı ya da daha fazla, alveol kemiği içerisinde yer alan kök uzunluğunun yarısı kadar veya kök uzunluğunun 2/3'üne eşit olmalıdır. İdeal uzunlukta hazırlanan post ile; dişteki rotasyon merkezi daha apikale indirilir böylece kuvvetler diş yapılarına eşit dağılır ve dentin ile restorasyon ara yüzeyinden gerilme yoğunlaşmaları uzaklaştırılmış olur (102). Post boşluğu oluştururken apikalde 3-5 mm gutta-perka bırakılması gerekmektedir. Mattison ve ark.'nın yapmış olduğu bir çalışmada apikalde en az 5 mm gutta-perka bırakılmasının mikrosızıntıyı önlemek açısından önemli olduğu söylenmiştir (103). Post çapı kırılma direnci açısından önemlidir ancak tutuculuğa etkisi azdır (104). Post çapının artması diş kökünde kırık oluşma ihtimalini arttıracığı için preparasyon esnasında diş dokusunun olabildiğince korunması gerekir (105).

Post uygulaması sırasında göz önünde bulundurulması gereken kriterler:

- (a) Preparasyon sırasında gereken fazla diş dokusu uzaklaştırılmamalıdır.
- (b) Kanalin apikalinde minimum 4mm uzunluğunda gutta-perka bırakılmalıdır.
- (c) Kullanılan post sistemi rotasyonel kuvvetlere karşı dirençli olmalıdır.

Fonksiyon altında kuvvetler alveol kemik kretinde yoğunlaştığı için post alveolar kretin apikaline kadar uzanacak şekilde yerleştirilmelidir (106).

2.11. Postların Sınıflandırılması

Tablo 2.1. de güncel olarak postların yapılarına göre sınıflandırılması gösterilmektedir (95).

Tablo 2.1. Postların sınıflandırılması

Metal Postlar					Metal Olmayan Postlar				
Geleneksel döküm postlar	Prefabrik postlar				Seramik postlar	Fiber postlar	Yüksek performanslı polimer sistemleri		
	Şekil ve yüzey özelliklerine göre		Retansiyon tipine göre		Cam seramik	Karbon fiber			
	Konik, düz yüzeyli	Paralel, düz yüzeyli	Aktif	Pasif	Al ₂ O ₃ ile güçlendirilmiş seramik	Cam fiber			
	Konik, yüzeyi dişli	Paralel, yüzeyi dişli	Vida yuvasını kendi açan	Pasif konik	Freze tekniği ile elde edilen	Kuvars fiber			
	Konik, vidalı	Paralel vidalı	Vida yuvası önceden hazırlana	Pasif paralel	Zirkonyum	Polietilen ile güçlendirilmiş fiber			
		Paralel uç bölümü konik							

2.11.1. Metal Postlar

Geleneksel döküm postlar: Geniş, düzensiz, konik veya oval kesitli kanallara sahip tek veya çok köklü dişlerde daha çok tercih edilir (107). Post boşluğu çeşitli frezler ile hazırlanır bunu takiben kanal ölçüsü alınır ve uygun bir metalden döküm yapılarak tek parça şeklinde uygulanacak dişe özel hazırlanır (Şekil 2.4) (108). Döküm metal postlar kıymetli metal alaşımlarından üretilebildiği gibi (altın, platin, palladyum) baz metal alaşımlarından (Ni-Cr) da üretilebilir. Döküm postların fiziksel özellikleri, kullanılan metal alaşımına bağlı olarak farklılık gösterir. Güncel uygulamalarda ülkemizde de baz metal alaşımları kullanılmaktadır. Ancak bu post kor restorasyonların, korozyon eğilimi, yüksek elastik modülü dolayısıyla uygulanan kuvvetler karşısında esneme göstermemesi ,köke fazla kuvvet iletimi ve kök kırıklarına neden olabilmesi ayrıca estetik özelliklerinin de zayıf olması gibi pek çok dezavantajı bulunmaktadır (109).



Şekil 2.4. Döküm post örneği (110)

Prefabrik postlar: Saf titanyum, titanyum alaşımları, krom-kobalt, krom-nikel ve altın-platin-palladyum alaşımlarından üretilir (Şekil 2.5). En az korozyona uğrayan titanyum postlardır. Biyolojik uyumluluğunun fazla olması diş hekimliğinin çeşitli alanlarında kullanımına olanak sağlamaktadır. Ancak kırılma direnci düşüktür (16).



Şekil 2.5. Prefabrike post örneği (111)

2.11.2. Metal Olmayan Postlar

Günümüzde giderek artan estetik beklenti ve biyouyumlu materyallere olan talebin artması gerek estetik beklentiği karşılamaması gerek pek çok dezavantajı bulunması nedeniyle mevcut metal postların alternatifi olarak metal olmayan post sistemlerinin geliştirilmesine yol açmıştır. Metal olmayan postlar tatmin edici estetik özelliklere sahiptir bunun yanında korozyon riski bulunmadığı için toksisite ihtimali de azdır (112).

Fiber Postlar

Fiber postlar, metal postların dezavantajları nedeniyle üreticilerin yeni arayışlara girmesi sonucu üretilmişlerdir. Bu postlar, fiberlerin matriks (epoksi rezin) içerisine gömülmesi sonucu oluşturulmuşlardır ve bu sayede sertlik, güç, yorulma dayanıklılığı ve kırılma direncinde belirgin artış sağlanmıştır (113). Fiber postların elastikiyet özellikleri dentine yakındır bu sayede çevresel kuvvetler altında dentine benzer stres modelleri gösterirler. Ayrıca rengi (Şekil 2.5) dolayısıyla estetik restorasyonların altında kullanılabilirler bu yüzden günümüzde en çok tercih edilen postlar arasında yer alırlar (114). Metal içeriğinin olmaması dolayısıyla metal alerjisine ve korozyona neden olmazlar. Döküm postlara kıyasla, daha az kök kanal preparasyonu yapıldığı için daha konservatiflerdir (115). Yapılan çalışmalara bakıldığında, retrospektif bir çalışmada fiber postların başarı oranı %95 olarak bildirilmiştir. Ayrıca 6 yıllık başka bir retrospektif çalışmada ise başarısızlık oranları %3,2 olarak belirtilmiştir (116, 117). Piyasada farklı markalara ait pek çok fiber post bulunmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılanlar 5 gruba ayrılır; Karbon/grafit, cam, kuartz, aramid ve polietilen fiberlerdir. Mekanik ve estetik beklentilerinin daha yüksek olmasından dolayı polietilen ve cam fiberler daha çok tercih edilen tipleridir (118).



Şekil 2.6. Fiber post örneği (119).

Karbon Fiber Postlar

Diş hekimliğinde ilk defa kullanılan metal olmayan prefabrike postlardır. Rezin matriks içinde 8 µm çapında paralel şekilde sıralanmış karbon fiberlerden oluşmaktadır. Post yapısının %64'ünü ağırlık olarak fiber yapı oluşturmaktadır (95). Karbon fiber postlar yorgunluk ve strese karşı yüksek dayanım gösterirler, korozyona uğramazlar (117). Elastik modülleri düşük ve dentine yakın olduğu için dentin ile post ara yüzünde stres birikimi oluşmaz ve deformasyona uğramaz. Esneme dayanımları zirkonyum, paslanmaz çelik ve titanyumdan yüksektir (120). Yüksek su emilimine sahip olması karbon fiberlerin dezavantajlarından (121). Koyu renkli olmaları ve estetik özelliklerinin yetersiz olması da dezavantajlarından. Siyah renkli olmalarından dolayı karbon kuartz fiber postlar üretilmeye başlanmıştır (122). Fiberin tam olarak resin içine adapte edilememesi ve zor işlenmesi gibi olumsuz özelliklerinin bulunması nedeniyle diğer fiber sistemleri kullanılmaya başlanmıştır (123).

Cam Fiber Postlar:

Cam fiber postların elastik modülü dentine yakındır ayrıca yüksek yorulma ve gerilme dayanımı göstermektedirler. Kök kırığı görülme riski azdır (124). Döküm postlarla karşılaştırıldığında şeffaf olmaları nedeniyle tam seramik kuronların altında daha üstün estetik özellik gösterirler. Biyomekanik özellikleri oldukça iyidir ayrıca yapısında metal bulundurmadiğı için alerjik reaksiyon ve korozyon riski de bulunmaz. Başarısız kanal tedavilerinde sökülmesi oldukça kolaydır (125).

Kuartz Fiber Postlar:

Kuartz fiber postlar, cam fiber postlarla karşılaştırıldığında daha yüksek kırılma direncine sahip olduğu görülür (126). Karbon fiber postlara kıyasla daha üstün olan özelliği ise retansiyon değerinin yüksek olmasıdır. Ayrıca translusent olması daimi restorasyonlarda estetik olarak başarı sağlarken ışık iletimi sayesinde polimerizasyonu güçlendirir (127).

Polietilen Fiber Postlar:

Polietilen fiber postların rengi diş dokularına benzerdir ayrıca rijit olmaması, yüksek kırılma ve yorgunluk direncine sahip olması, biyouyumlu ve hidrofobik yapıda olması nedeniyle klinik kullanımda en çok tercih edilen postlardan (128). Kırılmış köprü protezlerinin tamirinde, kompozitlerin güçlendirilmesinde, periodontal splintlerde, adeziv köprülerin yapımında ve overdenture protezlerde kullanılmaktadır. Polietilen fiber postların pek çok olumlu özelliği

olmasına karşın yüzey enerjisinin düşük olması sebebiyle rezin ile bağlanmasının zayıf olması gibi de dezavantajı bulunmaktadır (128).

Aramid Fiber Postlar

Aramid fiber postların, renginin sarı olmasından dolayı estetik bölgede kullanımı sınırlıdır. Cam fiberlere kıyasla 2 kat fazla elastik modüle sahiplerdir (129).Yapılan çalışmalar, aramid fiberlerin toksik özellik göstermediğini ve PMMA içine eklendiğinde PMMA'nın dayanıklılığında artışa neden olduğunu göstermiştir (130).

Seramik Postlar

Seramik postlar ilk kez 20. yüzyılın sonlarında, seramik sistemlerin gelişmesiyle birlikte kanal içinde post materyali olarak kullanılmaya başlamıştır. Estetik özelliklerinin fazla olması nedeniyle ise gün geçtikçe popülerlik kazanmıştır. Yine estetik olmaları dolayısıyla tam seramik kronların altında kullanılabilir. Dentin rengini yansıtmaları, galvanik korozyon riskinin olmaması ve biyolojik uyum göstermeleri seramik postların en büyük avantajlarıdır (18). Seramik postların kırılma dayanıklılıkları ve klinik ömürleri döküm post kor sistemler ile benzer sonuçlar göstermektedir (131).

Seramik post yapımında farklı özelliklerde seramikler kullanılmaktadır. Bunlar (132);

Cam Seramik Postlar:

Cam seramikler diş hekimliğinde, enjeksiyon veya döküm tekniğiyle kullanılmaktadır. Feldspatik porselenler ile arasındaki en önemli fark non-kristalin yapıda bulunması ve ısı uygulanarak kristalin yapıya dönüştürülebilmesidir. Cam seramiklerin, mekanik ve fiziksel özellikleri oldukça iyidir. Bu özellikleri yapıdaki kristallerin yoğunluğu, büyüklüğü ve cam matriks ile arasındaki etkileşim sonucu ortaya çıkar. Aşınma, kırılma ve termal şok direnci oldukça yüksektir (133).

Freze Tekniği ile Elde Edilen Seramik Postlar:

Bu teknik ile post-kor elde etmek için rezin materyali kök kanalına göre şekillendirilir daha sonra zirkonyum seramikten kopya-freze yöntemi ile üretilir (134).

Zirkonya Seramik Postlar:

Zirkonya seramik postlar zirkonya materyalinin yapısında bulunan doğal radyoaktif çekirdeklerin ve metal elementlerinin çeşitli işlemler sonrası saflaştırılması ve faz değişimi meydana gelmesi ile elde edilir (135). 1980'lerin sonlarına doğru estetik ve biyouyumlu

materyallere duyulan ihtiyaç doğrultusunda gelişimi hız kazanmıştır (136). Zirkonyum oksit esaslı seramik postlar prefabrik ve döküm olarak üretilebilir. Prefabrik zirkonyum seramik post-kor'lar %3 yttrium oksit (Y_2O_3) ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonyum polikristallerinden (ZrO_2 -TZP) oluşmaktadır (137).

Zirkonya esaslı seramik postlar biyolojik olarak uyumlu ve radyoopaktır (107). Diğer seramik postlara kıyasla bükme kuvvetleri karşısında yüksek kırılma direnci gösterirler (138). Ancak kesme kuvvetleri karşısında düşük direnç gösterirler ve büyük kompozit kor yapılarına destek olacak güçte değildir (107). Zirkonyum esaslı seramik postlar da cam infiltrasyonu ve ışık geçirme özelliği vardır ve bunların sonucu olarak dentine benzer renk tonuna sahiplerdir (139). En büyük dezavantajı dişe ve posta adezyonu zayıftır (136). Tutuculuğu arttırmak amacıyla yüzeyde mikro tutucu alanlar hazırlanabilir. Yüzey pürüzlendirme işlemleri arasında kumlama işlemi en iyi sonuç elde edilir ve kırılma direncini artırır (140). İn-vitro çalışmalarda, zirkonyum seramik postların rezin siman ile olan bağlantısının zayıf olduğu ve yorgunluk kuvvetlerine karşı yeterli direnci gösteremeyerek ani stresler karşısında çok kolay kırıldığı belirtilmiştir (141). Kırılma direnci artırmak için zirkonyum seramik postlar daha kalın hazırlanabilmektedir ancak bu da diş dokusunda daha fazla kayba neden olmaktadır (142). Rosentritt ve ark.nın yapmış olduğu bir çalışmada da post kırığı görülme olasılığının zirkonyum seramik postlarda daha yüksek olduğu belirtilmiştir (143).

Yüksek Performanslı Polimer (Polieteterketon-PEKK) Post-Kor Sistemi:

PEKK, yüksek performanslı polimer sistemlerine ait poliaril eter keton (PAEK) ailesinde yer alan organik termoplastik polimerlerdendir (144). Üretici firma tarafından, dentinden daha düşük elastik modülüse sahip olduğu ancak dentinle benzer basma dayanımına sahip olduğu bildirilmiştir. Biyouyumluluk özelliğinin yanında, darbe absorbe etme yeteneği, mekanik dayanırlılığının fazla olması, presleme ve frezeleme gibi geniş işleme kabiliyetine sahip olması nedeniyle PEKK; cam seramik ve metal postlara alternatif olmaktadır (143).

2.12. Post Yapıştırılmasında Kullanılan Simanlar

Post-kor restorasyonlarda doğru siman seçimi mikrosızıntının önlenmesi, tutuculuk ve direnç sağlanması açısından oldukça önemlidir (107). Post-kor uygulamalarında en çok görülen başarısızlık nedeni desimantasyondur, bu yüzden kullanılacak post sistemine bağlı tercih edilecek simanların bağlanma ve tutuculuk özellikleri iyi bilinmelidir (145). Yapılan bir araştırmaya göre simanların, bağlanma ve uygulama şeklinin, elastisite modülü, sıkışma

direnci, su emilimi, sertleşme karakteristiği, mikrosızıntı ve plastik deformasyon gibi özelliklerinin post-kor restorasyonlardaki başarıyı etkilediği görülmüştür (107).

İdeal bir yapıştırıcı siman materyali (123); (a) Toksik olmamalı ve çevre dokuları irrite etmemelidir, (b) Tükürük ve ağız sıvılarında erimemelidir, (c) Yeterli düzeyde dirence sahip olmalıdır, (d) Translüsant restorasyonların simantasyonu için optik özellikleri diş yapısına benzer olmalıdır, (e) Mine, dentin, metal alaşımlar, porselen ve akrilik rezinlerle iyi bağlantı oluşturmali ancak kullanılan aletlerden kolayca uzaklaştırılabilmelidir, (f) Sıvı haldeki siman materyali düşük viskozitede, ince film kalınlığında ve restorasyonun yerleştirilmesine izin verecek şekilde ağız ısısında uygun çalışma zamanına sahip olmalıdır, (g) Yeterli sıkışma, çekme direncine ve adezyona sahip olmalıdır.

Postların simantasyonunda geçmişten günümüze sırasıyla; çinko fosfat, polikarboksilat, cam iyonomer ve rezin simanlar kullanılmıştır. Fiber postlar endodontik tedavili dişlerin restorasyonunda rezin simanlar ile kombine olarak kullanılmaktadır (120).

2.12.1. Polikarboksilat Siman

Polikarboksilat siman ilk kez 1968 yılında Smith tarafından dental siman olarak kullanılmıştır. Toz ve likit olarak 2 kısımdan oluşur. Toz kısmı %10 magnezyum oksit ilave edilmiş çinko oksitten oluşur. Likit kısmı, %30-45'lik akrilik asit çözeltisinden oluşur (146). Diş dokuları ile adezyonu oldukça iyidir ve kullanımı kolaydır. Ayrıca düşük çözünürlük ve yüksek basma direnci göstermesi de en büyük avantajlarından (147).

2.12.2. Çinko Fosfat Siman

Çinko fosfat siman, uzun dönemli klinik başarı göstermesi ve kolay uygulanabilir olması nedeniyle yıllardır en yaygın kullanılan simandır (148). Toz kısmı oluşturan ana bileşen, %2-10 magnezyum oksit ilave edilmiş çinko oksittir. Likit kısmını %45-60 fosforik asit çözeltisi oluşturur (149). Dentine yakın elastik modülüse sahiptir ve basma direnci yüksektir. Diş ile adezyon oluşturmaması, uzun sertleşme süresine sahip olması ve ağız içi sıvılarda fazla çözünürlük göstermesi de dezavantajlarından (146, 147).

2.12.3. Cam İyonomer Siman

İlk kez 1972 yılında üretilen ve en fazla kullanılan yapıştırma simanıdır. Toz ve likit formundadır. Toz kısmı, kalsiyum fluoroaluminosilikat camdan likit kısmı ise akrilik asit kopolimeri veya poliakrilik asitten oluşmaktadır (150). Yapısında bulunan karboksilik asit grubu, dişin yapısında bulunan kalsiyum ile reaksiyona girer ve diş ile siman arasında adezyon

oluşur. Mine ve dentin ile olan kimyasal adezyon dentinin yapısındaki inorganik materyalin daha az olması nedeniyle mineye göre daha düşüktür (151). Cam iyonomer simanların avantajları arasında; diş yapıları ile kimyasal adezyon oluşturmaları, kolay karıştırılması, uzun dönemde flor salınımının olması ve asit karşısında direnç göstermesi sayılabilir. Su kaybetmesi veya kuruması sonucu simanın hacminin azalması ile yüzeyde çatlaklar meydana gelmesi ve materyalin aşınma direncinin azalması ise dezavantajdır. Ayrıca maksimum dayanıklılığa gelebilmesi için birkaç hafta süre gerekebilir ve sertleşme sonrası genleşme özelliğinden dolayı post simantasyonu için uygun değildir (147, 152).

2.12.4. Rezin Simanlar

Kompozit rezin simanlar, geleneksel simanların adezyon eksikliği ve özellikle çözünürlük gibi dezavantajlarını gidermek amacı ile geliştirilmişlerdir (153). Rezin simanların içerik ve karakteristik özellikleri restoratif kompozitlere benzerlik gösterir. Diş dokularına kimyasal adezyon gösterirken çoğu dental materyale de yapışabilirler. Rezin simanların mineye adezyonu asitlenmiş mine yüzeyinde ve mikro mekanik olarak hidroksi apatit kristallerine tutunarak gerçekleşir. Dentine olan adezyonu ise, hibrit tabaka altında yer alan demineralize dentin ile mikro mekanik olarak gerçekleşir. Kompozit rezin simanların, fiziksel ve mekanik dayanıklılıkları yüksektir bunun yanı sıra çözünürlükleri düşüktür (154). Ancak sertleştikten sonra zor temizlenme, kalın film tabakası oluşturma, hassas ve titiz çalışma gerektirme gibi bazı dezavantajları da bulunmaktadır (155, 156). Yapılan bir çalışmada rezin simanların bağlanma direncinin tüm post sistemlerinde, geleneksel simanlarla karşılaştırılabilir düzeyde hatta bir kısmında daha güçlü olduğu bildirilmiştir (138).

Polimerizasyon şekillerine göre rezin simanlar 3 gruba ayrılır:

1. Kimyasal olarak polimerize olanlar (chemical-cure)
2. Işıklı polimerize olanlar (light-cure)
3. Hem ışıklı hem kimyasal olarak polimerize olanlar (dual cure) (157).

Kimyasal Olarak Polimerize Olan Rezin Simanlar

Genellikle baz ve katalizör olarak çift pat sisteminde bulunan simanlardır. Bunun dışında; kapsül, pat/likit ve toz/likit olmak üzere farklı kimyasal aktivasyona dayanan sistemleri de mevcuttur (158). Kullanılan patların çoğunun hacimsel oranı %50 monomer, %50 doldurucu içerecek şekildedir. Baz içerisinde benzoil peroksit, katalizörde ise organik amin bulunur. Renk stabilitesi iyi değildir bunun nedeni ise, içeriğinde bulunan aromatik aminlerin ağız sıvılarında

kimyasal değişikliğe uğraması ve amin renklenmesi meydana gelmesidir. Bunu önlemek için organik fazın içerisinde 2-hidroksi 4-metoksibenzofenon stabilizatör olarak katılmaktadır. Renk seçeneğinin yeterli olmamasından dolayı siman renginin önemli olduğu yüksek ışık geçirgenliğine sahip tam seramik restorasyonlarda kullanımı uygun değildir. Karıştırmaya bağlı pörözite oluşması ve sınırlı çalışma zamanının bulunması da kimyasal olarak polimerize rezin simanların dezavantajlarından (159).

Işıklı Polimerize Olan Rezin Simanlar

Polimerizasyonun ışık kaynağı ile başladığı tek pat sistemi şeklinde üretilen ve ‘light-cured’ olarak adlandırılan simanlardır. 470 nm dalga boyuna sahip ışık ile polimerizasyonları gerçekleşir. Yapısında bulunan ışığa hassas diketon ile amin grubunun birleşmesi sonucu serbest radikaller meydana gelir. Tek pat şeklindeki sistemlerin yapısında hızlandırıcı olarak alifatik amin, ışık emici olarak kamforokinon bulunur. Tüpün içerisinde birlikte yer alan bu yapılar ışık uygulaması olmadıkça polimerizasyonu başlatmazlar (160). Günümüzde kullanılan hibrit rezin ve mikro dolduruculu simanların neredeyse çoğu ışık ile sertleşmektedir ve içerisinde trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) matriks bulunmaktadır. Bu yüzden renk stabilitesi ışıkla sertleşen rezin simanlarda kimyasal yolla sertleşenlere göre daha iyidir (98, 161). Simana gelen ışık gücünde herhangi bir değişim olması, simanın tüm fiziksel ve kimyasal özelliklerini etkiler. Işık ile polimerizasyon birden fazla faktörden etkilenir. Işık yoğunluğu, ışık kaynağının türü ve ışık kaynağı ile kompozit rezin arasında uzaklık bunlardandır (162).

Hem Işıklı Hem de Kimyasal Olarak (Dual-Cure) Polimerize Olan Rezin Simanlar

Işıklı polimerize olan rezin simanlarda, polimerizasyon restorasyonun altında bazen tam olarak gerçekleşmez bu yüzden hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan rezin simanlar geliştirilmiştir. Işık geçirgenliğinin yeterli olmadığı durumlarda, polimerizasyonu tam olarak gerçekleşmeyen yapıda kimyasal olarak polimerizasyonunun tamamlanması sağlanır. Hem ışıkla hem de kimyasal olarak polimerize olan restorasyonlarda sertleşme reaksiyonunu başlatmak için ışık kullanılmadığı durumlarda simanın mekanik özelliklerinde zayıflama gözlenir (163). Tam olarak polimerizasyonun gerçekleşmeyeceğı düşünölen her durumda kullanımı önerilmektedir. Ayrıca kalın restorasyonlarda, opak materyallerde ışığın rezin simana ulaşmasının zor olacağı durumlarda, kısa postlar ve yeterli retansiyonun sağlanamayacağı durumlarda tercih edilmektedir (164).

2.13. Post-Kor Destekli Restorasyonlar

Endodontik tedavi esnasında yapılan işlemler genel olarak doku kaybına yol açarak diş yapısını zayıflatır. Bunun sonucunda dişin fiziksel, mekanik ve estetik özelliklerinde değişiklikler meydana gelir. Endodontik tedavi sonrasında yapılacak olan restorasyon ile kaybedilen fonksiyon ve estetiğin yeniden kazanılması hedeflenmektedir (165). Tedavi sonrası yapılacak olan restorasyona karar verirken göz önünde bulundurulması gereken en önemli kriter kalan diş dokusu miktarıdır. Yeterli diş dokusu bulunan durumlarda kompozit ve amalgam gibi materyaller ile konservatif restorasyonlar yapılırken, ileri derecede kron harabiyeti bulunan durumlarda direkt veya post destekli kronlar uygulanır (14). Post-kor restorasyonlar koronal dokusunun önemli bir kısmını kaybetmiş, kuvvetler karşısında kırılabilirliği artmış dişlere uygulanan restorasyonların önemli bir kısmını oluşturur (166). Post-kor restorasyonların beraberinde kron restorasyonlarının da yapılması tüm yapının dayanıklılığını arttırmakla beraber kırık meydana gelmesi durumunda daha kolay tamir edilebilmesini sağlar (96).

2.14. Sabit Bölümlü Protezler

Köprü protezi olarak da bilinen sabit bölümlü protezler bir ya da daha fazla kayıp dişin yerini alarak dayanak dişler üzerine simante edilen protezlerdir. Sabit bölümlü protezler ile dişsiz boşluğun tedavi edilebilmesi için boşluğa komşu her iki tarafta bulunan dişlerin dayanak olarak kullanılabilmesi gerekir (3). Sabit bölümlü protezler, protetik uygulamalar içerisinde geniş bir yere sahip olmakla birlikte pek çok avantajı bulunmaktadır. Bunlar : (i) Kaybedilen doğal kadar yer kapladığı için daha fazla yere ihtiyaç duyulmaz, (ii) Hareketli protezlere kıyasla daha yüksek ısırma kuvveti sağlanabilir, (iii) Hastalar tarafından kullanımı daha kolaydır, (iv) Mobil dişlerde splint görevi görür, (v) Yapımı kolay ve ekonomiktir (167). Avantajlarının yanında sabit bölümlü protezlerin bazı dezavantajları da bulunmaktadır bunlar: (i) Dişsiz bölgenin restore edilebilmesi için dayanak olacak dişlerin prepare edilmesi gerekir, (ii) Fazla sayıda dayanak olduğu durumunda simantasyonu zor olur, (iii) Ulaşılamaz alanlar bulunduğu için temizlenmesi zordur, (iv) Dişetinde bakteri kaynaklı enfeksiyonlara yol açabilir (167, 168).

2.14.1. Sabit Bölümlü Protez Endikasyonları

Sabit bölümlü protezlerin endikasyonları aşağıda sıralanmıştır:

1. Bazı sistemik hastalıklar. Örneğin; fiziksel engelinden dolayı hareketli protez kullanamayacak veya mental retarde hastalar gibi

2. Fizyolojik gereksinimler: Hareketli bölümlü protezleri kabullenip kullanamayan sabit protezleri daha iyi tolere edebilen hastalar

- 3.Estetik ve fonasyonda meydana gelen problemler: Kaybolan estetiği yerine getirmek ve eksik dişlerden dolayı oluşan konuşma bozuklarını düzeltmek
- 4.Fonksiyon: Diş kaybı nedeniyle oluşan fonksiyonel bozukluklar
- 5.Kısa dişsiz alanların varlığında
- 6.Dişsiz alana komşu ve köprü protezlerinde dayanak diş olarak yeterli desteği verebilecek dişlerin varlığında
- 7.Çeşitli nedenlere bağlı olarak kaybedilen oklüzal dikey boyutun düzeltilmesi amacı ile
- 8.Periodontal durum: Mobil dişlerin varlığında uygulanması durumunda dişlerdeki hareketlilik stabilize edilmiş ve kaybedilen estetik geri kazandırılmış olur. Ancak bu durumdaki dişlerin zayıf destek sağlayacağı göz önünde bulundurulmalıdır
- 9.Ortodontik gereksinimler (167, 169).

2.14.2. Sabit Bölümlü Protez Kontrendikasyonları

Sabit bölümlü protezlerin kontrendikasyonları aşağıda sıralanmıştır:

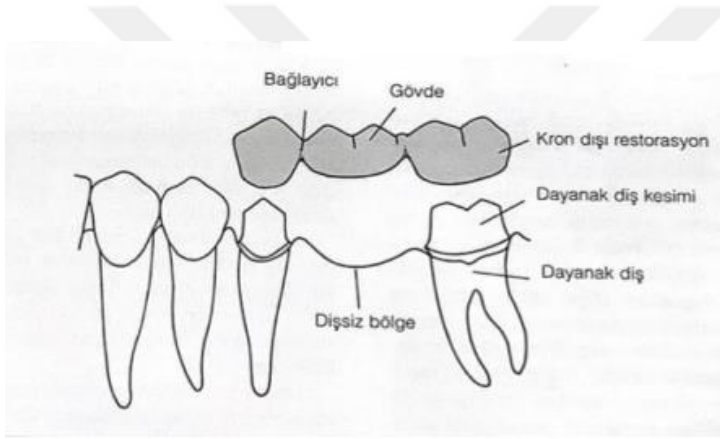
- 1.Genel sağlığın iyi olmadığı, sistemik hastalığın kontrol altına alınamadığı durumlarda
- 2.İnvaziv tedaviye kopere olamayacak mental retarde hastalarda
- 3.Dişsiz alanların çok uzun olduğu durumlarda
- 4.Travma veya başka nedenlere bağlı büyük kemik kaybı olduğu durumlarda
- 5.Periodontal durumu iyi olmayan dişlerin varlığında
- 6.Geniş pulpa odasına sahip genç daimi dişleri bulunan bireylerde
- 7.Çapraz ark stabilizasyonuna ihtiyaç duyulan,bilateral dişsiz alanların varlığında
- 8.Yetersiz ağız içi hijyen varlığında
- 9.Dişlerin ark üzerindeki yeri sabit bölümlü protez için uygun olmadığı durumlarda yapılmamalıdır (167).

2.14.3. Sabit Bölümlü Protezler ve Tasarım

Kuvvetler çeneye dayanak (destek) dişler aracılığıyla iletilir. Dayanak (destek) dişler köprüyü taşıyan dişlerdir,bu dişler üzerine yerleştirilen kuronlara ise köprü ayağı denilir. Destek dişler

arasında yer alan ve boşluğu dolduran kısımda köprü gövdesi olarak adlandırılmaktadır (Şekil 2.6) (170).

Sabit bölümlü protez yapımında genellikle gövde ve köprü ayağı kronlar arasında rijit bağlayıcılar tercih edilmektedir. Gövdesi rijit olarak köprü ayağı dişlere birleştirilmiş protezlerde stresler minimize edilerek protezde istenen stabilite sağlanmış olur. Ayrıca bu şekilde kuvvetler homojen olarak her iki köprü ayağı krondan dayanak dişlere iletilerek travma oluşumu ve devrilme moment etkisi olabildiğince giderilmiş olur. Ancak gövdenin uzunluğu, yüksekliği ve oluşturduğu kavis destek dişleri ve köprü protezini mekanik olarak etkilemektedir. Gövde uzunluğu arttıkça, gövde uzunluğunun küpü ile orantılı şekilde köprü üzerine gelen kuvvetin etkinliği artmaktadır (171).



Şekil 2.7. Kron köprü protezi şematik gösterimi (172).

2.14.5. Sabit Protezlerde Dayanak Diş Seçimi

Sabit bölümlü protezlere dayanak olacak dişlerde, ilgili dişin vital olması, mobilitesinin bulunmaması, çevre periodontal dokuların sağlıklı olması ve enfeksiyon olmaması istenir. Yapılan çalışmalarda köprü protezlerinde bir veya birden fazla devital dayanak diş varlığında başarısızlık oranında artma görülmüştür (5). Dayanak diş seçiminde periodontal membran yüzey alanları, kök konfigürasyonu ve kron kök oranı göz önünde bulundurulmalıdır (4). Protezde başarı sağlanabilmesi için olması gereken ideal kron-kök oranı 2/3'tür. Sabit protez yapılabilmesi için ise kabul edilir kron kök oranı en az 1/1'dir. Çok köklü, kökleri geniş, ayırık ve eğimli olan yani çekilmesi zor olan dişler ideal dayanak dişlerdir. Periodontal yüzey alanı ne kadar genişse dayanak dişler stresleri o kadar iyi karşılar. Ante kanunu, sabit bölümlü protezlerde dayanak olacak dişlerin periodontal yüzey alanlarının toplamının, eksik dişlerin periodontal yüzey alanları ile aynı veya daha fazla olması gerektiğini söyler (2). Dayanak dişler,

çığneme kuvvetlerini periodonsiyumları vasıtasıyla kemiğe iletirler. Dayanak dişlerin uzun aksına dikey gelen kuvvetler kemiğe iletilirken, yatay kuvvetler biyomekanik olarak uygun olmadığı gibi stres ve gerilmelere neden olarak dayanak dişe zarar vermektedir. Bu nedenden protezde tüberkül eğimleri azaltılarak ve çenelerde lateral hareketler esnasında çatışma olmaması için grup fonksiyonlu oklüzyon veya kanin koruyuculu oklüzyon tercih edilerek fonksiyonel kuvvetlerin dayanak dişe veya dişlerin uzun aksına paralel olacak şekilde gelmesi sağlanır (4). Yang ve ark., kantileverli köprü protezlerinde kemik desteği ve dayanak diş sayısının fonksiyonel yükler altında dişlerde meydana getirdiği stresi sonlu elemanlar analizi ile inceledikleri bir çalışmada; kron kök oranının 1/1'den az olduğu durumlarda dayanak dişlerde hasar yaratan streslerin yoğunlaştığını, dayanak sayısı fazla protezlerde ise stres yoğunluğunun azaldığını göstermişlerdir (173).

2.15. Metal Destekli Porselen Restorasyonlar

Dental porselen, tek başına kullanıldığında kırılma direnci ağız içi kuvvetlere karşı yetersiz kalmaktadır. Bu sorun üzerine porselenin iç yapısında meydana gelen streslerin çatlak oluşumunu önlemesi adına kuvvetli bir alt yapı ile beraber kullanımı fikri ortaya çıkmıştır ve porselenin çeşitli metal alaşımları ile kullanılması üzerine çalışmalar yapılmıştır (174). İlerleyen dönemlerde metal alaşımlarının termal genleşme katsayısına uyumlu porselenlerin ve porselenler ile kimyasal bağ oluşturabilen alaşımların üretilmesi ile metal destekli porselen restorasyonlar protetik tedavide yaygın olarak kullanılmaya başlamıştır (Şekil 3.1) (175). Metal alt yapıli seramik protezler 50 yılı aşkın süredir protetik tedavilerde kullanılmaktadır ayrıca sabit tedavi endikasyonlarının %80'lik büyük bir kısmını oluşturmaktadır (22). Metal alt yapı olarak en yaygın Ni-Cr alaşımları kullanılmaktadır (174). Ni-Cr alaşımları rijit özellikte olduğu için uzun köprülerde bükülmeye karşı dirençlidirler (147). Kullanılacak alt yapının kalınlığı; kullanılacak alaşımın tipine, preparasyon sırasında kaldırılan diş dokusu miktarına ve yapılacak restorasyona göre (kron ve ya köprü protezi) değişkenlik göstermektedir. Kullanılacak olan alaşımın türü metal alt yapı kalınlığını en çok değiştiren etmendir. Ni-Cr alaşımları için olması gereken ideal kalınlık 0,5 mm olarak bildirilmiştir (108, 176).



Şekil 2.8. Metal destekli porselen restorasyon şematik gösterimi (177).

2.16. Diş Hekimliğinde Biyomekanik

Biyomekanik; biyolojik yapılarda meydana gelen kuvvetleri ve bu kuvvetler sonucunda oluşan deformasyonları inceleyen bir bilim dalıdır. Dişler ağız içerisinde normal fonksiyonları sırasında pek çok kuvvete maruz kalır. Dişlerde bu kuvvetlere bağlı farklı stresler ve deformasyonlar oluşur. Diş hekimliğinde biyomekanik, oluşan farklı kuvvetlerin diş dokuları, diş çevre dokuları ve restorasyonlar üzerine etkisini incelemektedir (178).

Biyomekanikte Kullanılan Temel Kavramlar

Kuvvet

Kuvvet, duran bir cismi harekete geçiren, hareket eden cisimleri durdurabilen ve durumlarını/şekillerini değiştirebilen etkidir. Newton kanununa göre kütle ile ivmenin çarpımı olarak kabul edilir. Birimi Newton (N) ‘dur (179).

Okluzal Kuvvetler

Temporomandibular eklemin hareket etmesi ile çiğneme kaslarının kuvveti dental arka iletilmektedir. Okluzal kuvvet miktarını; dişlerin arktaki konumu, temporomandibular eklem hastalıkları, bireylerin yaş ve cinsiyeti gibi faktörler etkilemektedir. Okluzal kuvvet miktarını ölçen pek çok çalışma bulunmaktadır. Çiğneme kuvvetlerinin bu çalışmalarda 150-800N aralığında yer aldığı kabul edilmektedir. Çiğneme kuvvetleri en fazla azılar bölgesindedir, kesici bölgesine doğru gittikçe azalmaktadır (180).

Gerilme (Stres-Gerilim)

Kuvvet uygulanan bir cisimde uygulanan kuvvete karşı, eşit büyüklükte ve zıt yönde bir tepki kuvveti oluşmaktadır. Bu iki kuvvet cismin tüm alanına dağılır. Dolayısıyla gerilmenin tanımı birim alana gelen kuvvettir (181). Kuvvete karşı oluşan stres, kuvvet ile doğru orantılı, alan ile ise ters orantılıdır. Kuvvet cisimlere herhangi bir doğrultudan ya da açıdan yönelebilir. Bir kaç kuvvetin bir araya gelmesi ile karmaşık stres meydana gelir. Stresin türünü kuvvetlerin bileşenleri belirler. Cisimlerde uygulanan kuvvet sonucunda 3 temel tip stres oluşur. Bunlar (179) ;

1.Basma stresi: Bir yapıyı sıkıştırmaya çalışan kuvvete karşı olan strestir.

2.Çekme stresi: Bir yapıyı uzatmaya çalışan kuvvete karşı olan strestir.

3.Makaslama stresi: Bir yapının bir kısmı diğer kısmına paralel bir şekilde kaydırılarak büküldüğü ya da deforme edildiğinde ortaya çıkan strestir (182).

Strain (Gerinim)

Bir cisme gerilim uygulanmasıyla cismin her biriminin birim uzunluğunda meydana gelen değişime gerinim adı verilir. Ölçü birimi yoktur. Gerinim stresten farklı bir niceliktir. Gerinim bir değer, stres ise büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvettir (182).

Dayanıklılık (Dayanım):

Bir cismi bozmak ya da kırmak için gerekli maksimum gerilme değeri dayanıklılık olarak tanımlanmaktadır. Gerilmenin türüne bağlı olarak; basma, çekme veya kayma dayanımı olarak adlandırılır (179).

Elastik Modülü (Elastisite Modülü, Young Modülü):

Elastik modül basit bir ifadeyle stresin gerinime oranı olarak tanımlanabilir. Diğer bir adı young modülüdür. Elastisite modülünün artmasıyla cismin rijitliğinde de aynı oranda artış görülür (182).

Elastisite modülü aşağıdaki formül ile hesaplanır: Elastisite Modülü = Stres / Strain olarak tanımlanır ve birimi N/mm^2 'dir.

Poisson Oranı:

Bir cisme elastik sınırlar içerisinde uygulanan basma veya çekme kuvvetleri sonucunda, cismin eninde meydana gelen birim boyut değişiminin boyundaki birim boyut değişimine oranı olarak tanımlanır. Poisson oranı “v” harfiyle sembolize edilir (183).

Poisson oranı aşağıdaki formülle hesaplanır; Poisson Oranı (v) = Endeki Birim Boyut Değişimi / Boydaki Birim Boyut Değişimi

Homojen, İzotropik ve Anizotropik Cisim:

Her bölgesinde uniform özellik gösteren materyaller homojen cisim olarak adlandırılır. Lateral, aksiyal ve tüm diğer yönlerde aynı mekanik ve fiziksel özelliklere sahip cisimlere izotropik, farklı özelliklere sahip materyallere ise anizotropik madde denir. İzotropik cisimlerde kimyasal bağlanma türü, her yerde aynı özellikte ve uniformken, anizotropik materyallerin molekülleri arasında değişken ve farklı kimyasal bağlanma söz konusudur (184).

Von Mises Eşdeğer Gerilmesi:

Von Mises ve arkadaşları biçim değiştirme enerjisi isimli bir hipotez ortaya koymuştur. Bu enerji hipotezine göre, cismin belirli bir bölümünde bulunan iç enerjisi, belirli bir değerin üzerine çıkarsa cisim o noktada şekil değiştirir. Stres dağılımının SEA verileri ile değerlendirilmesinde Von Mises eşdeğer gerilmesi kullanılan bir kriterdir. Von Mises eş değer gerilmesi, çeşitli matematiksel ispatlar ile elemanlar üzerinde oluşan kayma gerilmelerinin ve gerilmelerin ortalaması bulunarak ve 3 asal gerilme değeri kullanılarak hesaplanmaktadır. Çekilebilir malzemeler için Von Mises gerilmesi (σ_M), şekil değişiminin başlangıcı olarak tanımlanır (185).

2.17. Dış Hekimliğinde Gerilme Analizi Yöntemleri

Dış ve çevre dokularda fonksiyonel kuvvetlerin meydana getirdiği stresleri ölçmek amacıyla dış hekimliğinde bir çok yöntem kullanılmaktadır. Bunlar (186);

2.17.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi

Fotoelastik yöntem; kuvvet yüklenmiş bir materyalden geçen polarize ışık huzmesinin, maddeyi farklı hızlarda kateden dikey titreşimlere dönüşmesi prensibine dayanır. Polariskop cihazı kullanılarak arada oluşan faz farkı belirlenir (186).

2.17.2. Kırılğan Vernik Kaplama İle Stres Analizi Yöntemi

Kuvvetin bu teknik kullanılarak analiz edilebilmesi için, incelenen modelin üzerine özel vernik sürülerek fırınlanır ve daha sonra kuvvet yüklenerek o bölgede oluşan çatlaklar yorumlanır (186).

2.17.3. Radyoteleometri ile Gerilme Analizi Yöntemi

Gerilim ölçer, radyotransmitter, güç kaynağı, veri kaydedici ve anten gibi bir çok donanıma sahip olması gereken kompleks bir yöntemdir. Veri oluşumu, voltaj düşüşlerinin frekansı değiştirmesi yoluyla sağlanır. Kablosuz olarak yapılan veri iletimi analiz sırasında veri kaybına neden olur (186).

2.17.4. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) ile Gerilme Analizi Yöntemi

Bu teknikte, yük altındaki yapıların bünyesinde meydana gelen doğrusal şekil değişiklikleri gerinim ölçer cihazı ile saptanır ve yük uygulanan bölgelerde oluşan basınç miktarının ölçümü sağlanır (186).

2.17.5. Lazer ışını ile stres analiz yöntemi (holografik interferometri)

Cisimlerin 3 boyutlu görüntülerini elde etmek amacıyla kullanılan ve ışık kaynağından çıkan iki ışının meydana getirdiği mikroskobik girişim saçaklarının kaydedilmesi işlemine hologram adı verilir. Cisimlerin yüzeyinde oluşan stres kaynaklı değişimlerin tespiti, holografik interferometrenin meydana gelmesine neden olmuştur (180).

2.17.6. Termografik Kuvvet Analizi Yöntemi

Bu yöntem temel olarak, periyodik kuvvet uygulanan bir materyalde ısısal olarakta değişiklik meydana gelmesi fikrine dayanmaktadır. Canlı dokularda meydana gelen kontrolsüz ısı değişimlerinin restorasyonda nasıl bir etki oluşturacağı belirlenemeyeceğinden dolayı bu yöntemin uygulanmasının dezavantajları vardır (182).

2.17.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi (SEA) Yöntemi

SEA'nın diğer analitik tekniklerle kıyaslandığında pek çok avantajı bulunmaktadır. Bunlar: (i) Karmaşık geometriye sahip cisimlerde bile güvenle analiz yapılabilir, (ii) Girişimsel olmayan (non invaziv) bir metottur, (iii) Doğru değerlerle gerçeğe son derece yakın modeller elde edilebilir, (iv) Değişik malzemelerin birleşiminden elde edilmiş veya zamana bağlı değişken özelliklere sahip cisimlerde zı ile kolaylıkla değerlendirilebilir, (v) Cismin herhangi bir noktasında birden fazla uygulanan kuvvetlerin oluşturduğu stresler ayrı ayrı ölçülebilir, (vi) Neden sonuç ilişkisi ile ilgili sorunlar küçük bir elemanda çözümlenerek tüm sisteme ait

kuvvetler ve yer değiştirmeler cinsinden formüle edilebilir, (vii) Sınır şartları kolayca uygulanır, (viii) Çalışma gerekli görüldüğü durumlarda kolayca ve defalarca tekrarlanabilir, (ix) Çok yönlü ve esnek bir sistemdir, (x) Analitik ve deneysel yöntemlerden daha kesin sonuç verir (187, 188).SEA'nın başlıca dezavantajları ise; (i) Maliyeti yüksek ve patentli programlar kullanılmaktadır. Her kullanıcının sadece bir giriş hakkı bulunmaktadır dolayısıyla kullanılan programlar her kullanıcı için ayrı ayrı lisanslanmalıdır, (ii) Programların kullanılacağı bilgisayarın üstün donanımlara sahip olması gerekir buda yüksek maliyetli yatırım anlamına gelmektedir, (iii) Kullanılan programların sık sık yenilenmesi ve daha sağlıklı sonuçlar alınabilmesi için son sürüme sahip olması gerekir, (iv) Programların doğru kullanımı için profesyonel destek veya özel eğitim gerekebilir, (v) Kullanılacak malzemelerin özellikleri ve uygulanacak kuvvetlerin sisteme girişi tamamen kullanıcıya bağımlıdır ve sonuçlar farklı değerler kullanılan, araştırmadan araştırmaya değişkenlik gösterebilir (187, 188).

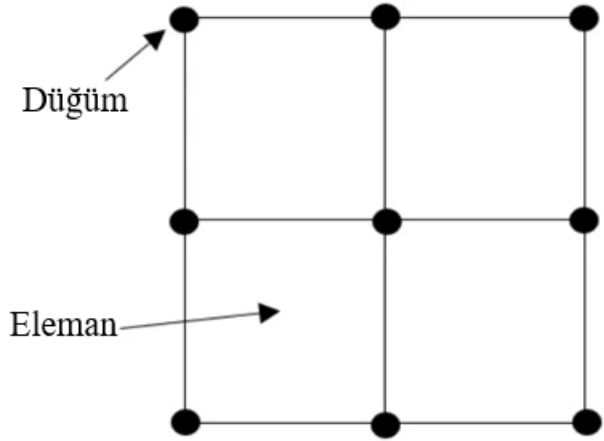
Bu çalışmada, matematiksel olarak modellenen bir dişe farklı yönlerde kuvvetler uygulanmış ve uygulanan kuvvetlerin diş destek dokusu olan kemik dokuda meydana getirdiğı gerilmeler değerlendirilmiştir (189).

Sonlu Elemanlar Stres Analizi Aşamaları

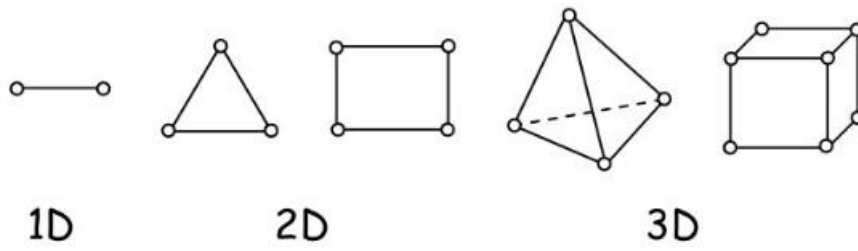
Sonlu Eleman Analizi üç aşamada gerçekleştirilir:

Hazırlık aşaması:

Çeşitli yöntemlerle incelemek olan yapının, bilgisayar ortamında geometrik modelinin oluşturulması ilk aşamadır. İncelenecek yapı kendi boyutuna ve geometrisine uyumlu eleman olarak adlandırılan alt bölümlere ayrılmakta ve bu basit elemanlarda bir ağı yapısı (mesh) meydana getirmektedir. Elemanları birbirine bağılayan ve bir elemandan diğetine fiziksel değişikliklerin aktarılmasını sağılayan noktalara ise düğüm noktası (node) adı verilmektedir.(Şekil 2.8) (Şekil 2.9) Düğüm noktaları ile sınır koşulları (boundary conditions) oluşturulur. Sınır koşulları cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin hangi bölgeden uygulanmış olduğunu göstermektedir (190, 191).



Şekil 2.9. Sonlu elemanlar analizi düğüm ve eleman yapılarının gösterimi (192)



Şekil 2.10. Sonlu elemanlar analizi eleman örnekleri (193)

Analiz

Oluşturulan modelde elemanların yükleme koşulları ve mekanik özellikleri belirlenmelidir. Uygulanması planlanan kuvvetin şiddeti, yönü ve açısı gibi değerlerin bilinmesi ile yükleme koşulları, elastisite modülü ve poisson oranı gibi değerlerin bilinmesi ile de mekanik özellikleri belirlenir. Modeldeki her bir eleman, incelenmesi planlanan ana yapıya ait tüm özelliklere sahiptir bu yüzden elemanların göstermiş olduğu tepkiler de ana yapıyı taklit etmektedir (190, 191, 194).

Analizin çözümlenmesi:

Her bir alt yapının çözümlenmesi sonucu ana yapının bütünlüğü çözümlenmektedir.İncelenen yapının mekanik özellikleri veriler değerlendirilirken göz önünde bulundurulmalıdır. İmplant ve metal gibi çekilebilir materyaller değerlendirilirken Von Mises stres değerleri, kemik gibi kırılğan yapılar değerlendirilirken ise asal gerilim değerleri kullanılmaktadır (190).

1.Cismin herhangi bir noktasında birden fazla uygulanan kuvvetlerin oluşturduğu stresler ayrı ayrı ölçülebilir.

2.Neden sonuç ilişkisi ile ilgili sorunlar, küçük bir elemanda çözümlenerek tüm sisteme ait kuvvetler ve yer değiştirmeler cinsinden formüle edilebilir.

3.Sınır şartları kolayca uygulanır.

4.Çalışma,gerekli görüldüğü durumlarda kolayca ve defalarca tekrarlanabilir.

5.Çok yönlü ve esnek bir sistemdir.Analitik ve deneysel yöntemlerden daha kesin sonuç verir (187, 188)

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Araştırmamız, Akdeniz Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Ziraat Fakültesi Tarım Makinaları ve Teknolojileri Mühendisliği Bölümü ile ortak çalışma sonucu gerçekleştirilmiştir. Ayrıca bu çalışma Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projesi TDH-2023-6173 koduyla desteklenmiştir.

Bu çalışmanın amacı, periapikal lezyon varlığında KKT'li, farklı post materyalleri (fiber, döküm ve zirkonya postlar) uygulanmış, metal destekli 3 üyeli kron-köprü protezlerine dayanak olacak mandibular premolar dişlerde oluşan gerilme dağılımını SEA yöntemi ile değerlendirmektir.

3.1. Yapısal Bileşenlerin ve Ana Modelin Oluşturulması

Araştırmada, SEA'da kullanılmak üzere mandibular premolar diş seçildi. Dişin 3B sonlu eleman modeli; bir 3B tarayıcı ile elde edilen ve literatür taraması sonucu uygunluğu doğrulanmış gerçek bir mandibular premolar dişin geometrisine uygun olarak oluşturuldu (Tablo 3.1).

Tablo 3.1. Model oluşturulmasında kullanılan parametreler ve referans değerleri (*CEJ: Mine-sement birleşimi)

Parametreler	Referans Değerler (mm)
Kök uzunluğu (A)	13,5
Kök uzunluğu (B)	8,5
Vestibulo-palatinal uzunluk (CEJ) (C)	7,1
Vestibulo-palatinal uzunluk (Kök orta noktası) (D)	5,5
Koronal yükseklikte post çapı (E)	1,50
Kök içerisindeki post uzunluğu (CEJ'den itibaren) (F)	10,0
Ferrule yüksekliği (G)	1,5

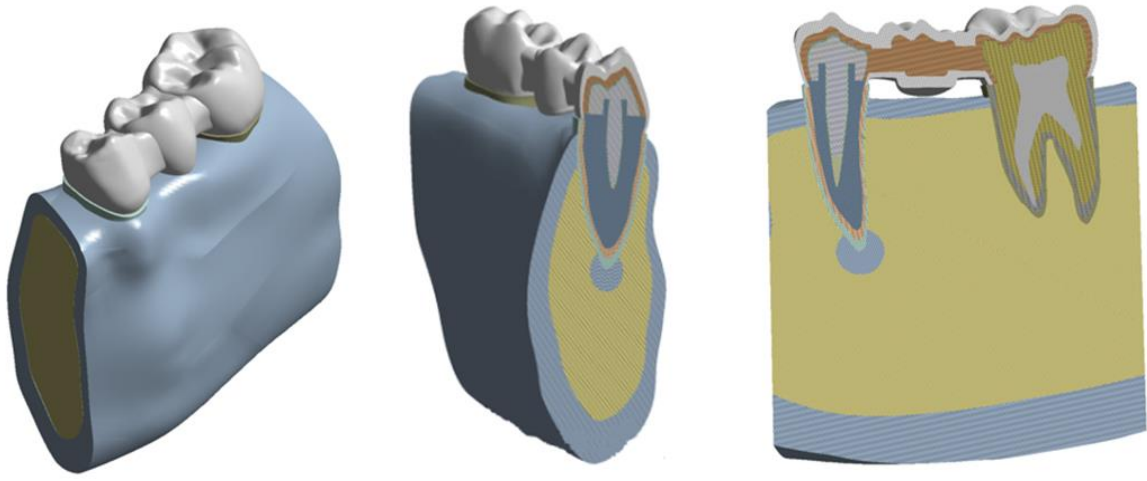
CEJ’de ferrulenin dış çapı (H)	3,0
Kron siman kalınlığı (I)	0,1
Post simanı kalınlığı (J)	0,2
Kor yüksekliği (K)	5,0
Apikal bölgede kalan gutta-perka uzunluğu (L)	4,0
Kuron simanı kalınlığı (M)	25-30 µm
Post simanı kalınlığı (N)	50 µm
Periodontal ligament kalınlığı (O)	0,2

Solidworks (SolidWorks Corp., Massachusetts, ABD) 3B CAD modeli kullanılarak KKT ve daha sonraki post restorasyonları simüle edildi. ANSYS Workbench (ANSYS, Canonsburg, ABD) programı ile bir takım genel prensipler göz önünde bulundurularak yapısal analizler uygulandı: (a) Post-kor-kuron tasarımındaki modellerin geometrisi, vertikal orta eksene göre tüm bileşenler simetrik olacak şekilde basitleştirildi, (b) kök yüzeyini çok ince bir şekilde kaplayan sement tabakası, kök dentinine dahil edildi, (c) tüm bileşenlerde boşluksuz ve mükemmel bir bağlantı olduğu varsayıldı, (d) kemiğin en dış yüzeyi, hiçbir şekilde yer değişimi olmayacak haliyle sabitlendi, (e) kök kanal tedavisi sonucu oluşan ön gerilmeler göz ardı edildi, (f) tüm malzemeler homojen, lineer ve izotropik kabul edildi.

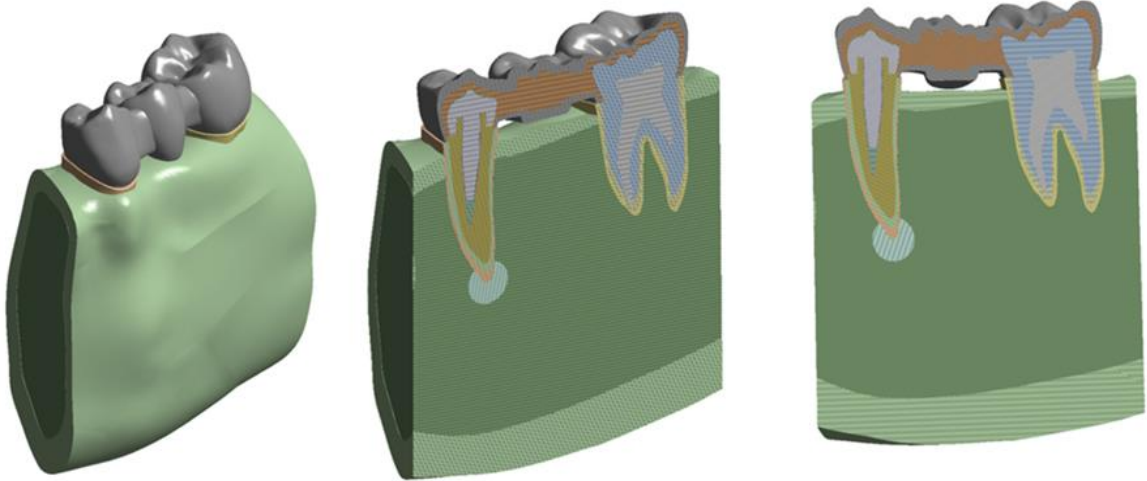
Farklı parametrelerin restorasyonun mekanik performansına etkisini incelemek adına periapikal lezyonu olmayan bir referans model oluşturuldu (Şekil 3.1) (sağlıklı diş modeli, Model 1). Daha sonra, fiber, döküm, zirkonya post ile restore edilmiş 3 üyeli köprü protezinde dayanak diş olan metal porselen diş modelleri (Şekil 3.2, Şekil 3.3, Şekil 3.4) (Model 2, Model 3, Model 4) oluşturuldu.



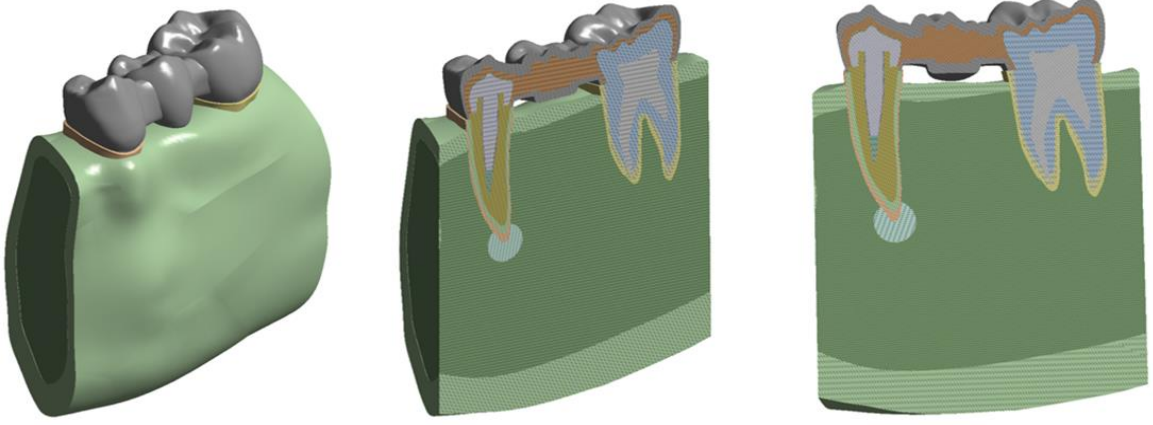
Şekil 3.1. Sağlıklı mandibular premolar diş modeli (Model 1)



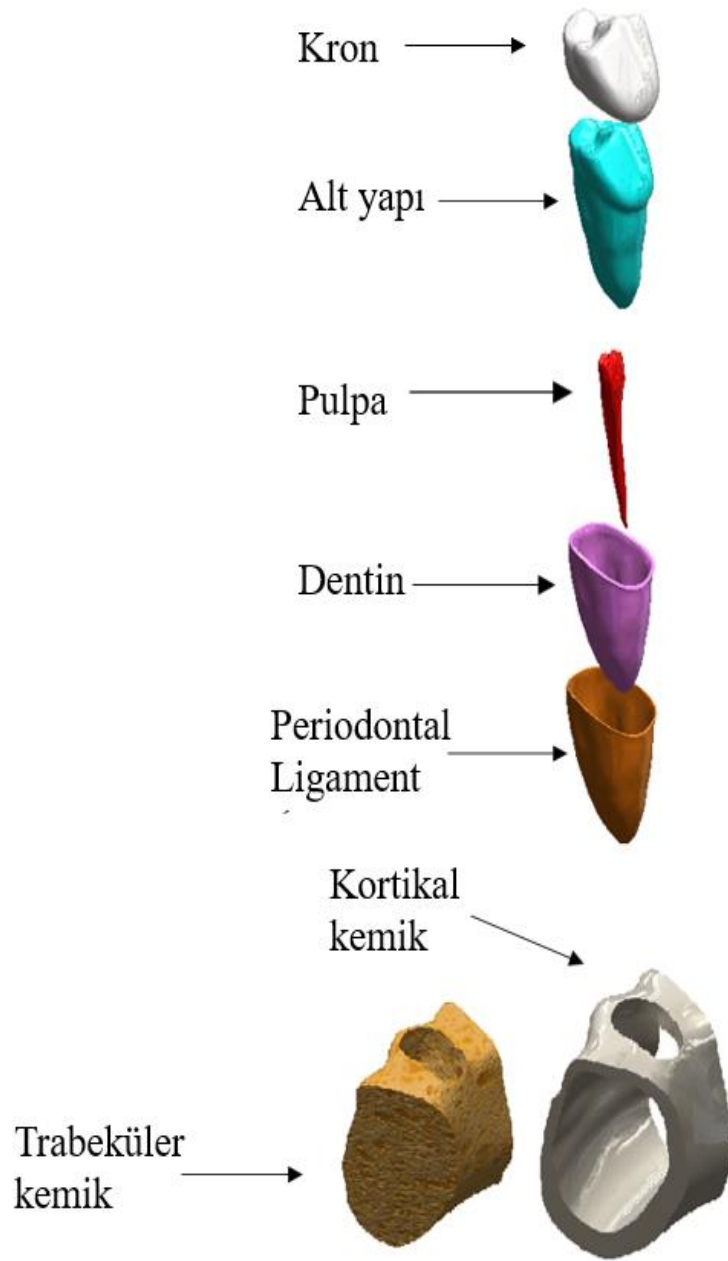
Şekil 3.2. Üç üyeli köprü dayanağı olan lezyonlu, fiber postlu, kanal tedavili mandibular premolar diş modeli. (Model 2)



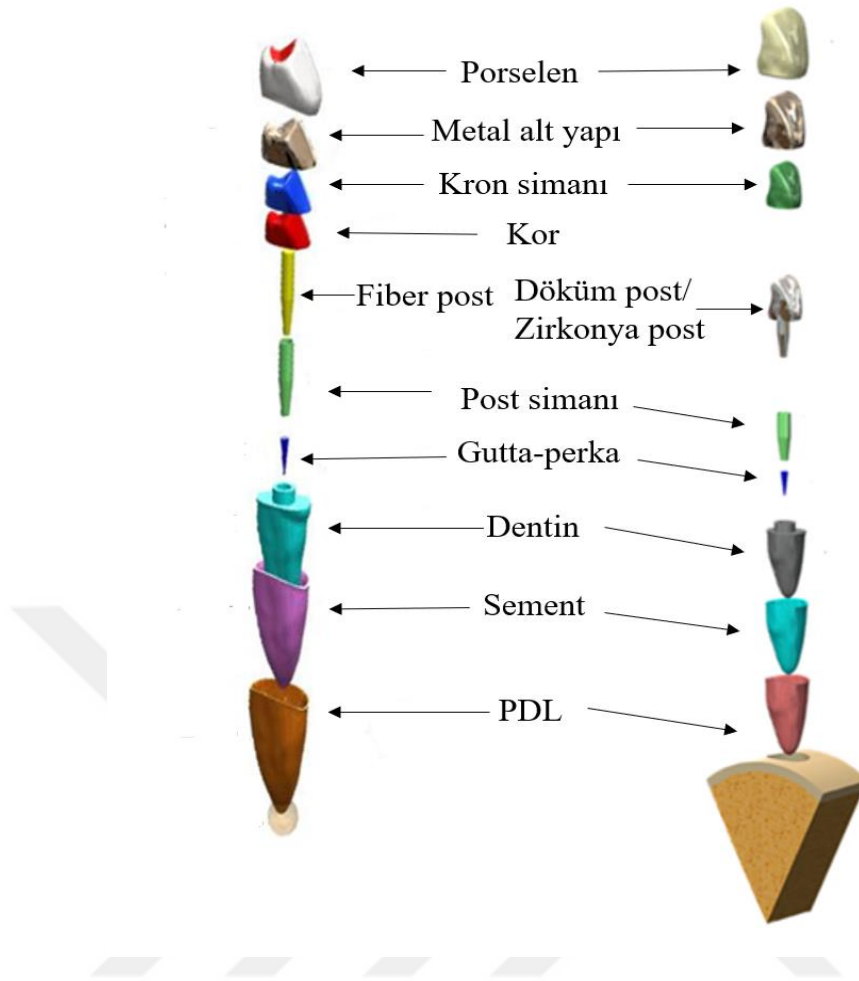
Şekil 3.3. Üç üyeli köprü dayanağı olan lezyonlu, döküm postlu, kanal tedavili mandibular premolar diş modeli. (Model 3)



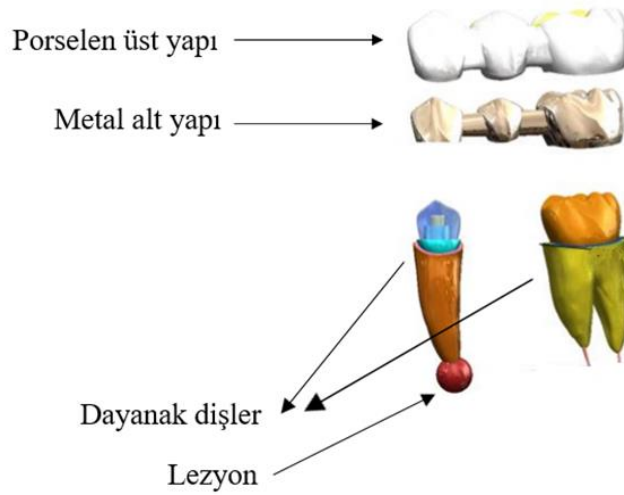
Şekil 3.4. Üç üyeli köprü dayanağı olan lezyonlu, zirkonya postlu, kanal tedavili mandibular premolar diş modeli. (Model 4)



Şekil 3.5. Sağlıklı premolar diş modelini oluşturan katmanlar.



Şekil 3.6. Modeli oluşturan katmanlar



Şekil 3.7. Köprü protezini oluşturan katmanlar

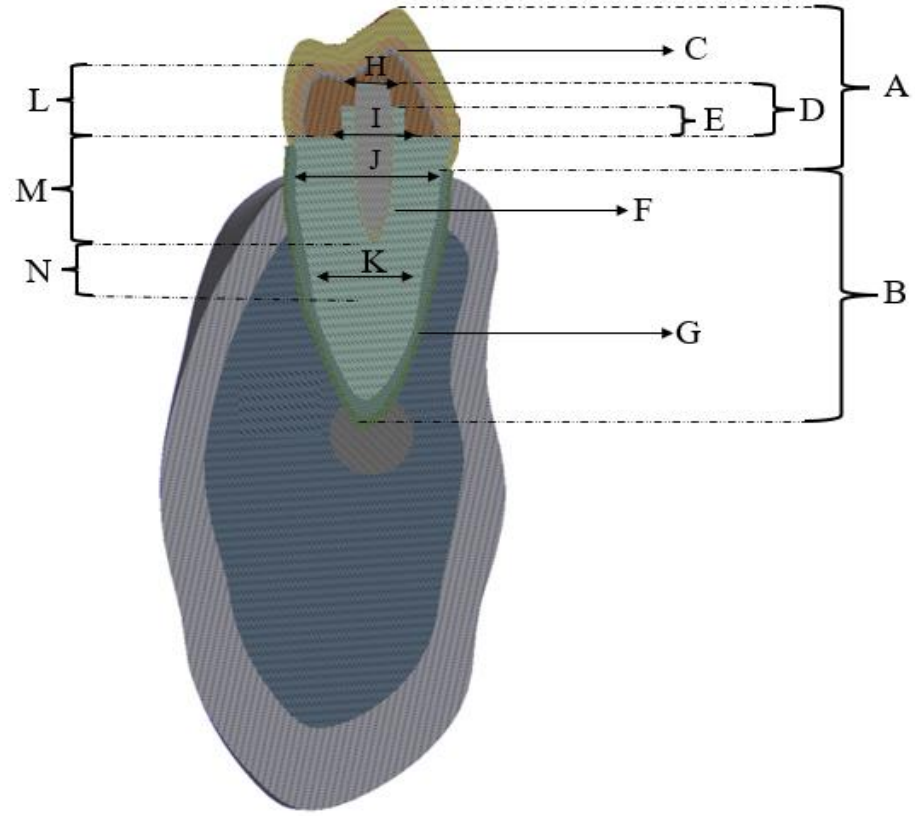
Post-kor, kron, PDL ve gutta-perkanın dentin bileşeni ile bağlantılı olarak oluşturulması planlandı. Post prepasyonu yaparken apikal bölgede literatürde belirlendiği üzere 4 mm gutta-perka bırakıldı (195, 196) ve gutta-perka ile apikal daralım noktası arası mesafe ise 0,5 mm olarak belirlendi (Şekil 3.8). Temel bileşenler olan kemik (trabeküler ve kortikal), kök, PDL, gutta-perka, post, kor, post simanı, kron simanı ve kron sırasıyla modellendi. Trabeküler ve kompakt kemiğin çapları sırasıyla 10 mm, 12 mm; uzunlukları 13 mm, 15 mm, PDL kalınlığı ise 0,2 mm olarak belirlendi. Post, uca doğru konikleşen paralel bir şekilde tasarlandı. Sement kalınlığı ihmal edilerek kökün tamamı dentin olarak kabul edildi ve ferrule miktarı 1,5 mm olarak belirlendi (197-199).

Model 2, 1,5 mm çap ve 15 mm uzunlukta cam fiber post (ParaPost Fiber White, Coltène/Whaledent, Mahwah, ABD) ile tasarlanırken Model 3 için Nikel-Krom alaşımından elde edilmiş (NiCr) döküm metal post, Model 4 için zirkonya post tasarlandı.

Simantasyonda kullanılan dual cure rezin siman (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtensteyn) kalınlığı dentin ile post arasında 50 µ, kuron ile kor arasında 30 µ olacak şekilde belirlendi (200, 201).

Model 2’de kor restorasyonunu kompozit rezin (Para Post Fiber White, Coltène/Whaledent) oluştururken, Model 3 ve Model 4’te kor, post materyali ile monoblok olarak tasarlandı. Kor yapı, kuron tasarımının vestibül, lingual ve interproksimal yüzeylerinden 1,5 mm oklüzalinden ise 2 mm preparasyon yapılacak şekilde ve 135 derece chamfer tarzı dişeti seviyesinde sonlanan basamak ile oluşturuldu. Kron tasarımında 0,5 mm kalınlıkta metal alt yapı ile desteklenen porselen kron uygulandı ve premolar diş modeli oluşturuldu (Şekil 3.6, Şekil 3.7).

Referans olarak periapikal lezyonsuz modelin oluşturulmasının ardından, oklüzal yükler karşısında farklı materyallerin mekanik davranışlarını karşılaştırmak amacıyla; KKT yapılmış periapikal lezyonlu üç üyeli köprü protezine dayanak olan ve sırasıyla; fiber, zirkonya ve döküm post yapılmış mandibular premolar diş modeli olmak üzere toplam 4 farklı klinik senaryo oluşturuldu.



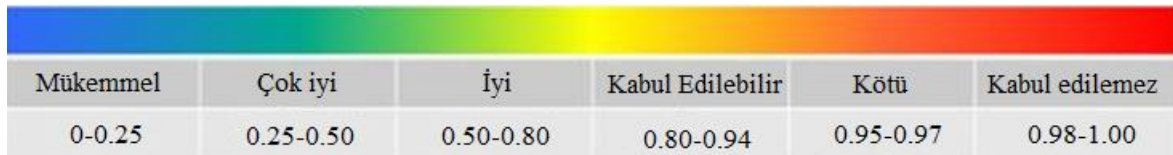
Şekil 3.8. Model bileşenlerinin sagittal kesitte gösterimi: A: Kuron uzunluğu, B: Kök uzunluğu, C: Kuron simanı kalınlığı, D: Koronal bölgede post uzunluğu, E: Ferrule yüksekliği, F: Post simanı kalınlığı, G: PDL kalınlığı, H: Koronal bölgedeki post çapı, I: CEJ'de ferrulenin dış çapı, J: Vestibülo-palatinal uzunluk (CEJ), K: Vestibülo-palatinal uzunluk (kök ortası hizasındaki), L: Korun uzunluğu, M: Kökün içindeki post uzunluğu (CEJ'den itibaren), N: Apikal bölgedeki gutta-perka uzunluğu

3.2. Mesh (Ağ) Modelleme

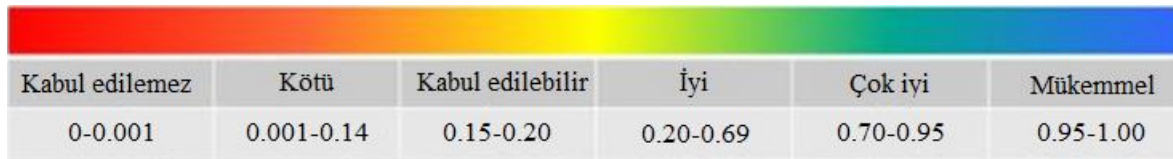
ANSYS Workbench (ANSYS Canonsburg, ABD) program ara yüzü kullanılarak ağ örgü yapısı oluşturuldu ve modellerdeki yapıların geometrilerini en benzer şekilde tanımlayabilmek amacı ile temas yüzeylerinde boyutu küçük elemanlar kullanıldı. Böylece ağ yapısının mümkün olan en yüksek kalitede oluşturulmasına çalışıldı. Sonlu eleman modelinin her birinin düğüm ve eleman sayısı, skewness metrik değeri ile sonlu eleman tipi Tablo 3.2'de gösterilmiştir.

Tablo 3.2. Modellerde bulunan sonlu eleman tipleri, mesh kaliteleri, eleman ve düğüm noktası sayıları.

Sonlu eleman modeli (Mesh) parametre	SEA1	SEA2	SEA3	SEA4
Toplam düğüm noktası sayısı	2042012	3445829	3442165	3442165
Sonlu eleman sayısı	1391674	2315510	2313132	2313132
Sonlu eleman tipi (Ansys Workbench)	Tet10	Tet10	Tet10	Tet10
Ortalama Skewness metrik değeri (Mesh kalitesi)	0,232	0,242	0,242	0,242

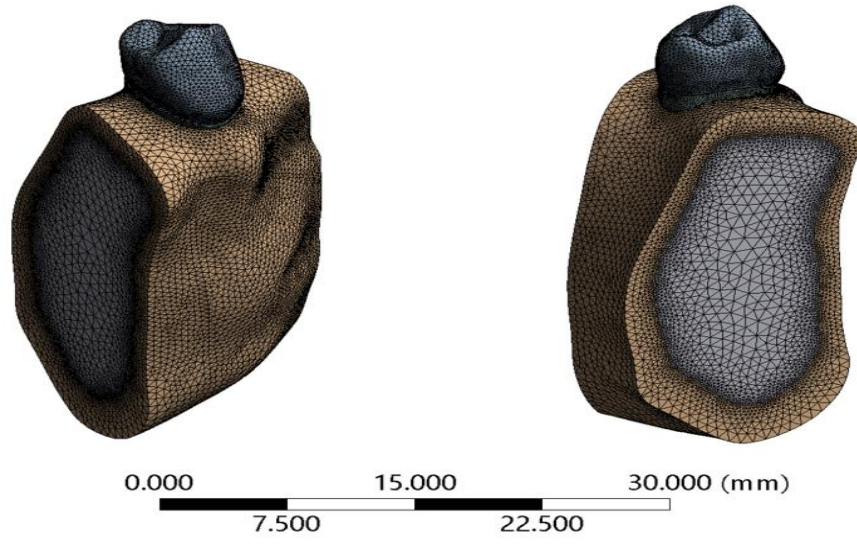


Şekil 3.9. Skewness mesh metrik skalası

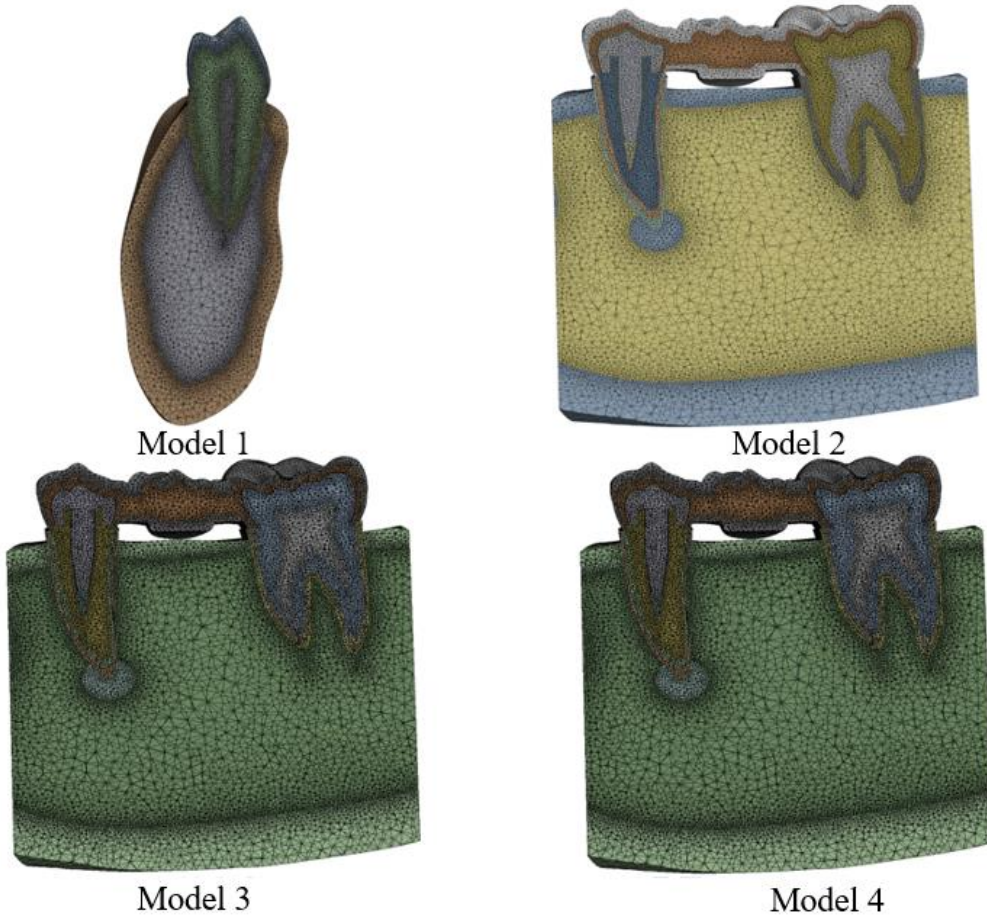


Şekil 3.10. Mesh metrik skalasının ortogonal kalitesi

Modeller kurvatür yaklaşımı ile boyutu 0,5 mm ve büyüme oranı 1,25 mm olan tetrahedral elemanlar kullanılarak oluşturuldu (Şekil 3.11, Şekil 3.12). Analizlerin iç doğrulamasında skewness metrik'ten faydalandı. Sonlu eleman modelleri ortalama 0,2 skewness metrik değerine sahip sonlu eleman kalitesinde oluşturuldu (Şekil 3.9, Şekil 3.10).



Şekil 3.11. Model 1 için meshli modelde düğüm ve elemanların şematik gösterim



Şekil 3.12. Tüm modeller için sagittal kesitte meshli düğüm ve elemanların şematik gösterimi (Model 1: Sağlıklı diş, Model 2: Üç üyeli köprü protezine dayanak olan periapikal lezyonlu, kanal tedavili, fiber postlu diş, Model 3: Üç üyeli köprü protezine dayanak olan periapikal lezyonlu, kanal tedavili, döküm postlu diş, Model 4: Üç üyeli köprü protezine dayanak olan periapikal lezyonlu, kanal tedavili, zirkonya postlu diş)

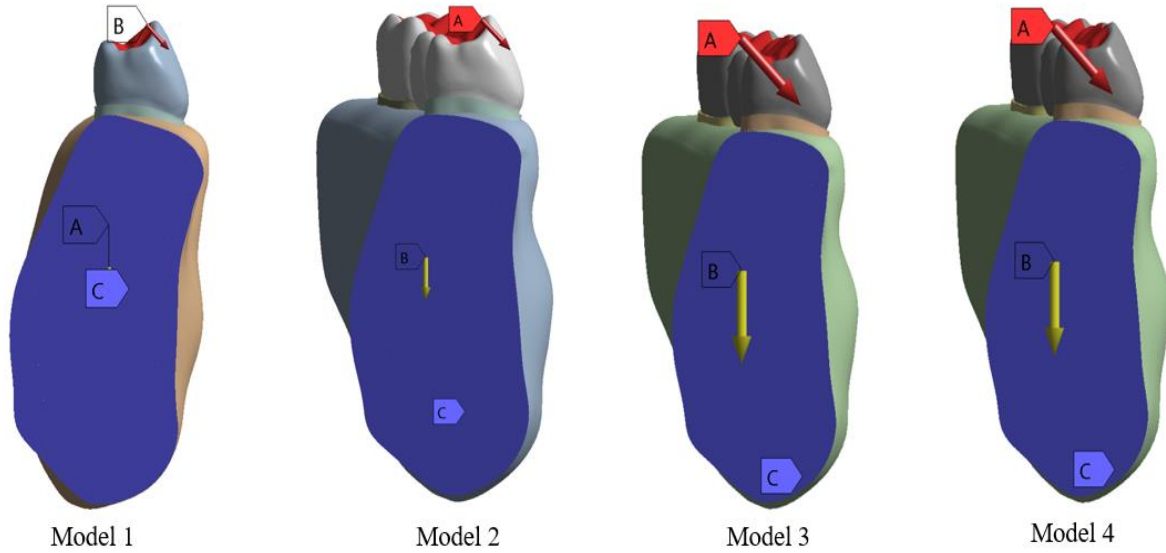
Modellerde tanıtılan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlamak amacıyla materyal özelliklerini belirten değerler verildi. Materyal özellikleri yazılıma tanıtılırken, poisson oranı değerleri ve elastik modül kullanıldı. Daha önceden yapılmış benzer çalışmalara dayanarak, periapikal lezyonun fiziksel değerlerini belirlemek amacıyla pulpa referans alındı (Tablo 3.3).

Tablo 3.3. Çalışmada kullanılan bileşenlere ait materyal özellikleri

Materyal	Elastik Modülü(E) (MPa)	Poisson Oranı (v)	Referans
Mine	84100	0,33	(26)
Dentin	18600	0,31	(26)
Pulpa	2,1	0,45	(202)
Sement	8200	0,31	(26)
Periodontal Ligament	68,9	0,45	(26)
Lezyon Dokusu	0,69	0,45	(203)
Gutta Perka	140	0,45	(26)
Fiber Post	37000	0,27	(204)
Zirkon Post	200000	0,31	(205)
Ni-Cr (döküm post ve alt yapı)	204000	0,3	(206)
Kortikal Kemik	14000	0,323	(207)
Trabeküler Kemik	1370	0,38	(207)
Resin Adeziv Siman	7600	0,3	(204)
Kompozit Dolgu- Kor	12400	0,3	(202)
Porselen (Kron)	68900	0,28	(207)

3.3. Yükleme Koşulları

Diş modellerinin her birinde çiğneme yüzeyi dikkate alınarak, diş anatomisine uygun şekilde hazırlanan alana, benzer literatür çalışmaları (27, 208) da göz önünde bulundurularak, 45° açıyla 300 N değerinde kuvvet uygulandı (Şekil 3.12).



Şekil 3.13. Model yer değiştirme kısıtlaması ve yük uygulaması; sırasıyla Model 1, Model 2, Model 3, Model 4 (A:Standart yer çekimi, B: 300 N yük, C: Sabit destek).

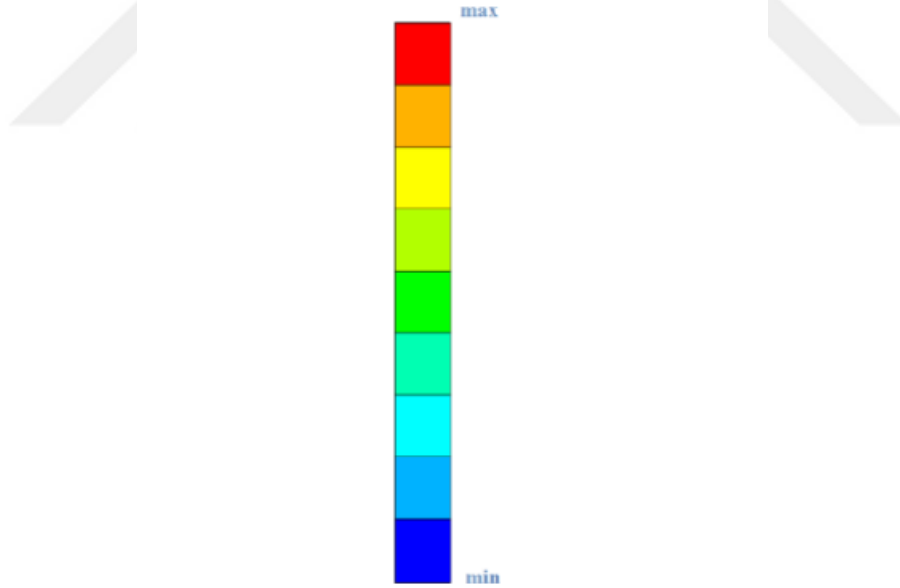
3.4. Sınır Koşulları

Tasarlanan matematiksel modellerde, modeli oluşturan her bir parçanın birbirleri ile olan yüzey ilişkileri programa tanıtılarak analizlerin yapılabilmesi sağlandı. Çalışmada bütün bileşenlerin birbirleri ile %100 temasta olduğu varsayılarak diş dokularının üst ve yan yüzeyleri hareketsiz ve rotasyonsuz tanımlandı.

4. BULGULAR

SEA çalışması ile elde edilen değerler matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıkan ve varyansı olmayan değerler olması nedeniyle istatistiksel analizi yapılamamaktadır. Bu nedenle modellerde oluşan gerilme dağılımlarının ve değerlerinin, yorumlanması ve değerlendirilmesi hassasiyet gerektirmektedir.

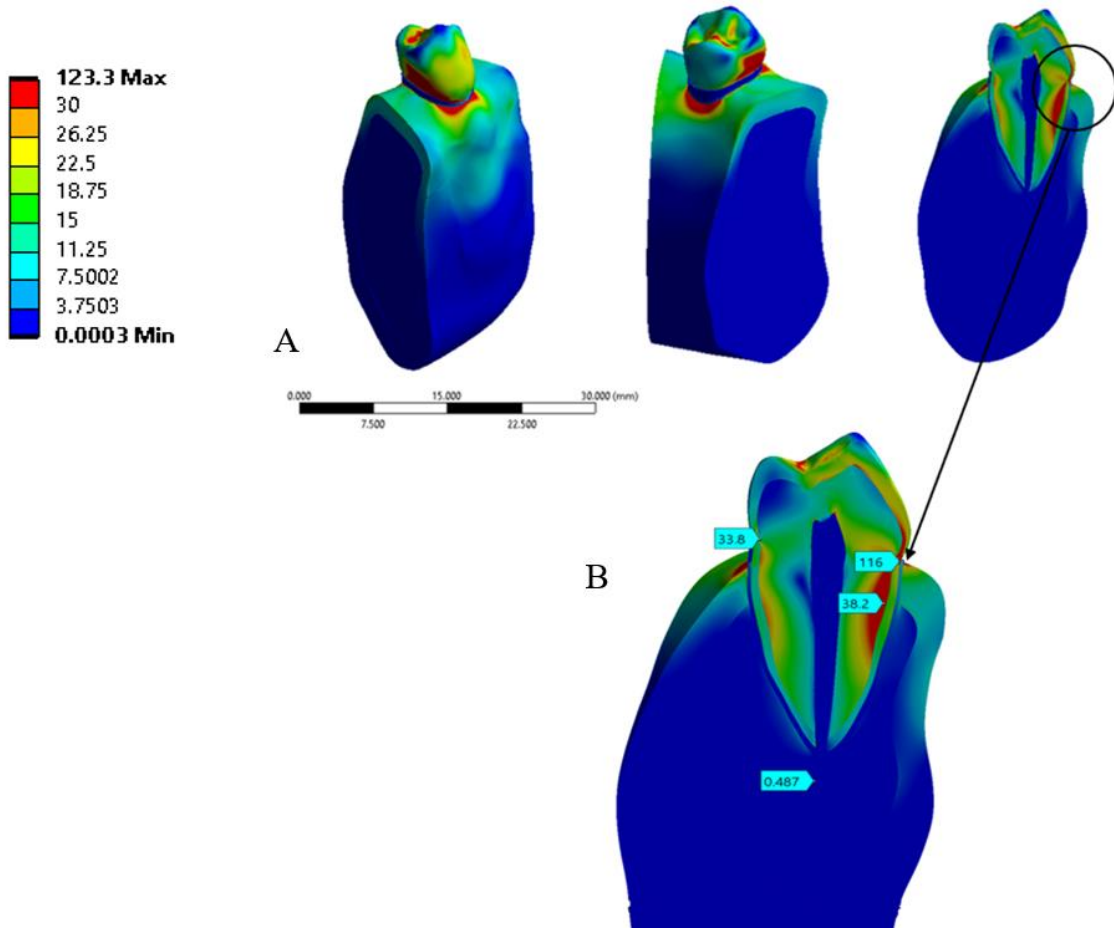
Dört farklı senaryoyu temsilen oluşturulan 4 modelde; uygulanan kuvvet sonucu meydana gelen eşdeğer gerilmeler sonlu elemanlar yazılımında Von Mises hipotezine göre hesaplandı. Oluşan gerilme dağılımları renklendirilerek görsel veriler elde edildi. Elde edilen bu renkli gerilme haritaları ile oluşan stres miktarları temsil edildi. Gerilme haritasında sıcak renkler en yüksek gerilmeyi temsil ederken soğuk renkler en düşük gerilmeyi temsil eder. Yani en yüksek gerilme kırmızı bölgede görülürken, mavi bölgelere doğru gittikçe stres alanları en düşük seviyeleri göstermektedir (Şekil 4.1).



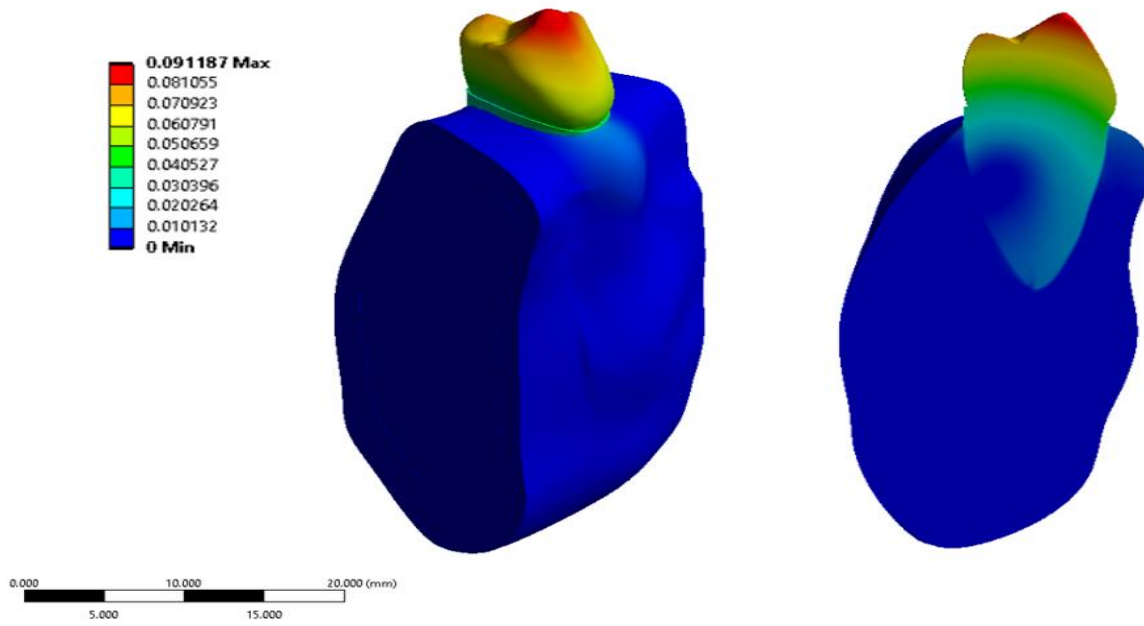
Şekil 4.1. Von Mises hipotezi ile elde edilen stres miktarlarını temsil eden renk skalası

4.1. Periapikal Lezyonsuz Sağlıklı Diş Modelinde (Model 1) Gerilme Dağılımı

Sağlıklı diş yapılarına uygulanan kuvvet sonucu meydana gelen gerilmenin; dişin ara yüz bölgelerinde, bukkal ve lingual kolesinde, kökün bukkal alanının servikal ve orta üçlüsünde ayrıca krona kuvvetin uygulandığı bölgede yoğunlaştığı gözlenmiştir (Şekil 4.2). Kökün lingualinde servikal ve orta üçlüde de ince bir hat halinde kırmızı alanlar görülmüştür. Maksimum eş değer gerilme dişin bukkal kole bölgesinde 123,3 MPa olarak ölçülmüştür (Şekil 4.2). Toplam deformasyon dağılımı en yüksek kronun bukkal kaspında görülmüştür ve 0,091 mm hesaplanmıştır (Şekil 4.3).



Şekil 4.2. Model 1’de oluşan gerilme dağılımları (MPa) A: Sırayla; bukkal, lingual, sagittal gösterim B: Sagittal kesitte gerilme dağılım değerlerinin koranalden apikale gösterimi

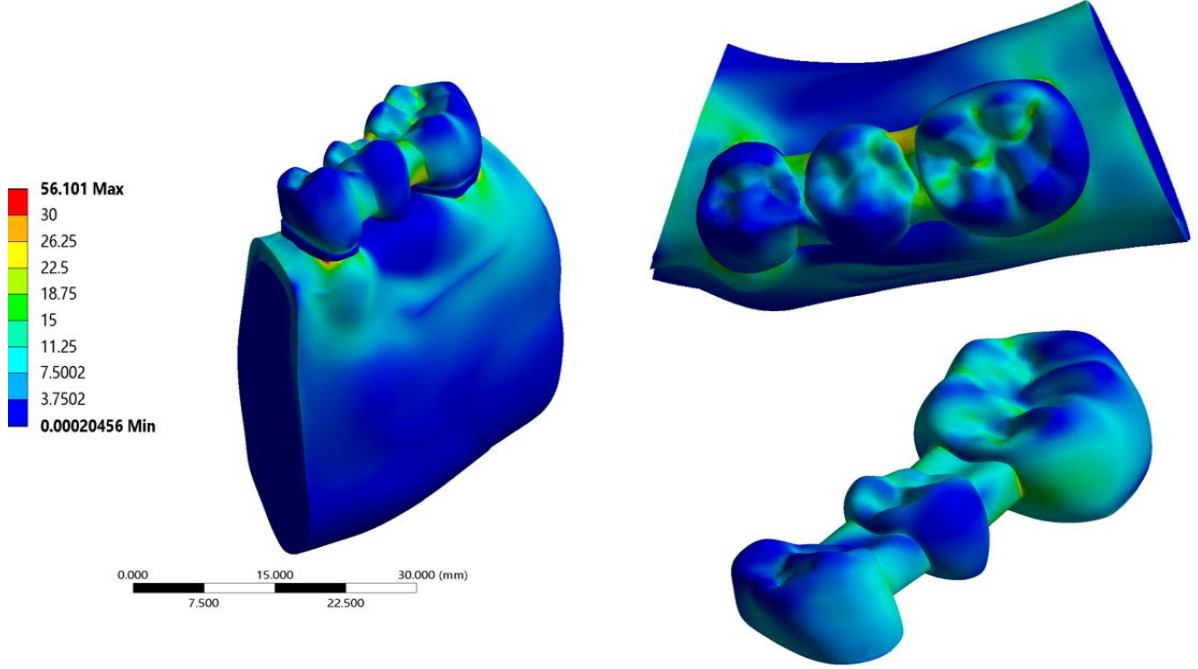


Şekil 4.3. Model 1 için toplam deformasyon dağılımı (mm)

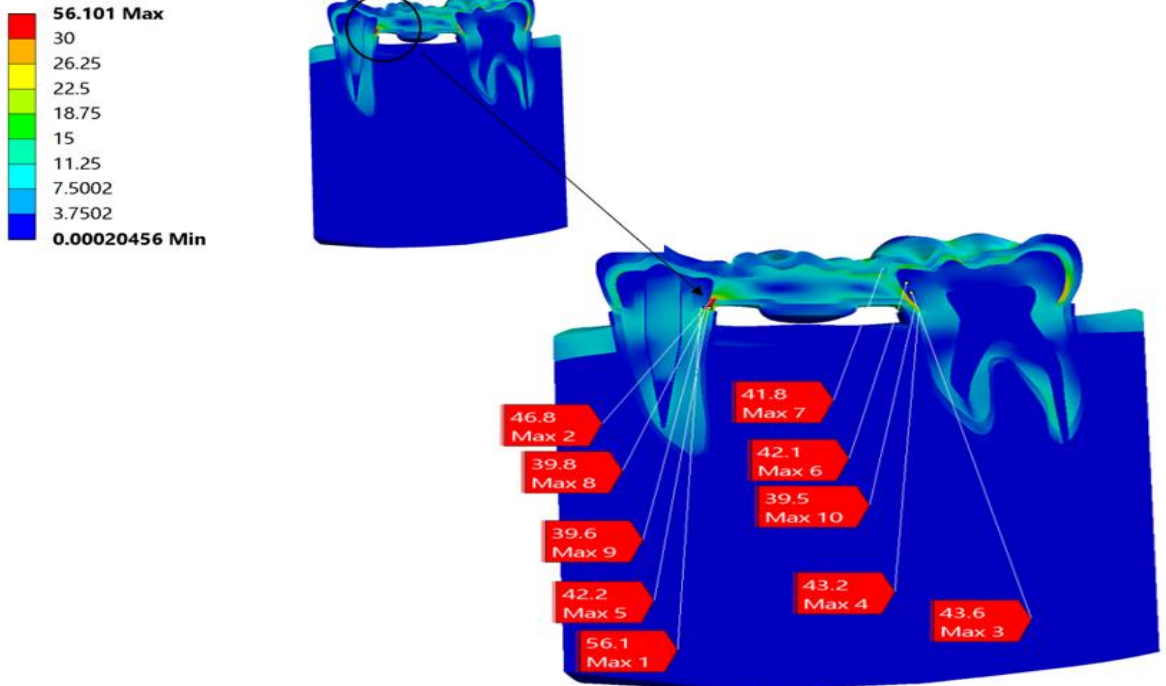
4.2. Fiber Postlu Üç Üyeli Köprü Altında Dayanak Olan Modelde (Model 2) Gerilme Dağılımı

Model 3'te oluşan gerilme dağılımları değerlendirildiğinde; gerilmelerin konnektör bölgelerinde, 1.premolar dişin bukkal ve palatinal kole bölgesinde ve 1. moların bukkalinde sarı yeşil renkte yoğunluk kazandığı görülmüştür (Şekil 4.4). Maksimum eş değer gerilme dayanak premolar dişin distal kole bölgesinde 56,101 MPa değerinde ölçülmüştür (Şekil 4.5). Fiber postta oluşan stres dağılımına sagital kesitten bakıldığında bukkal bölgede gerilmenin palatinalden daha fazla olduğu ve bukkalde servikalden apikale doğru streslerin yoğunlaşarak kırmızı renk aldığı, post-dentin ara yüzündeki streslerin ise homojen mavi renkte olduğu görülmüştür (Şekil 4.6). Periapikal lezyon bölgesinde oluşan maksimum eş değer gerilme 0,029 MPa'dır. Kortikal kemikteki streslerin dayanak premolar dişin bukkal kolesi ile mezial aproksimal bölgesinin birleşiminde noktasal şekilde yoğunlaştığı görülmüştür. Buradaki maksimum eş değer gerilme 37,4 MPa ölçülmüştür. Trabeküler kemikte stresler 1. premoların bukkal kole bölgesinde noktasal kırmızı alanlar halinde ve 1. moların bukkal ve palatinal kole bölgesinde yine kırmızı renkte yoğunluk kazanmıştır. Buradaki maksimum eş değer gerilme 1. moların mine-sement sınırının altında bukkal kole bölgesinin ortasında 10,735 MPa bulunmuştur. Toplam deformasyon dağılımı 0,057 mm ile en yüksek 1. ve 2. premoların bukkal

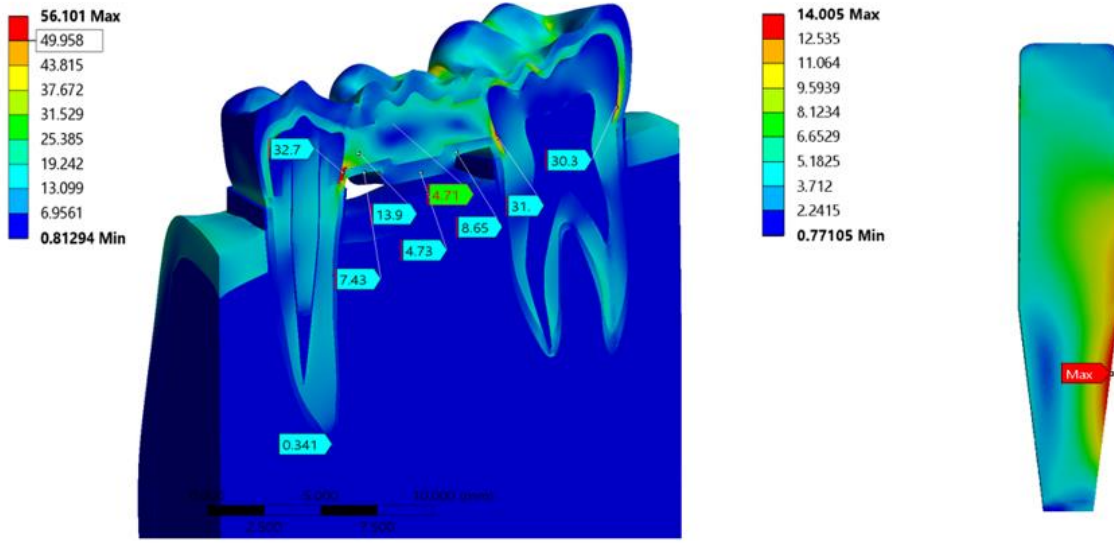
kaspında, 1.moların mesial ve orta bukkal kaspında bulunmuştur (Şekil 4.7). Renk haritasına göre dişin bukkal kasp tepesinden servikaline doğru homojen bir azalma görülmektedir.



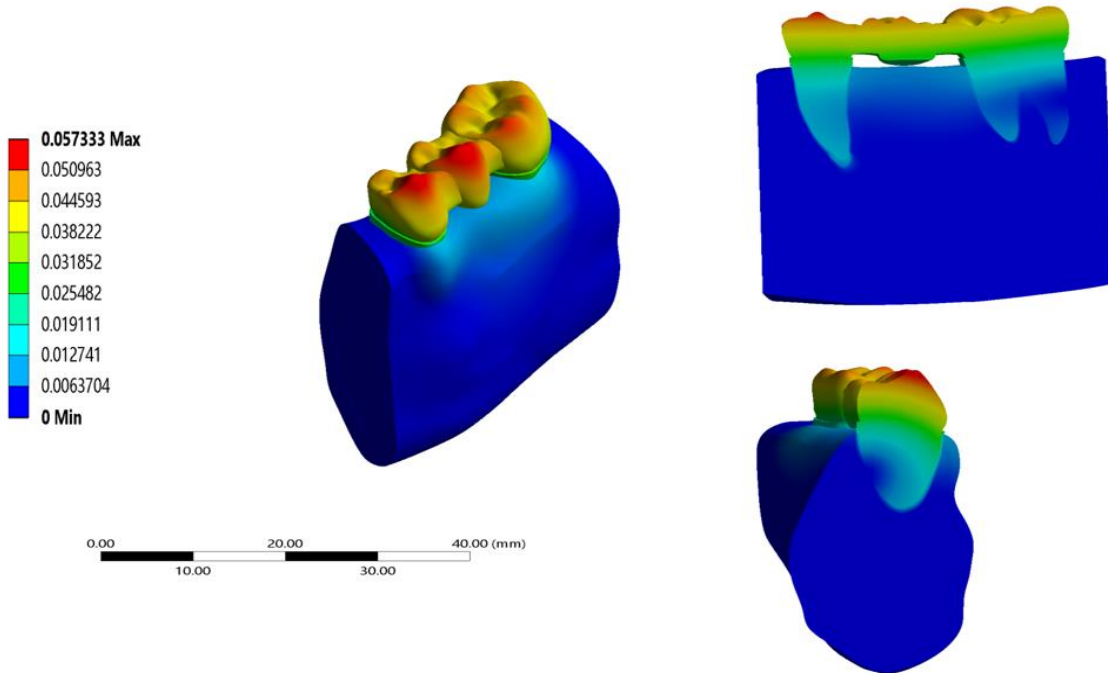
Şekil 4.4. Model 2’de oluşan gerilme dağılımları



Şekil 4.5. Model 2’de oluşan maksimum gerilme dağılımı gösterimi.



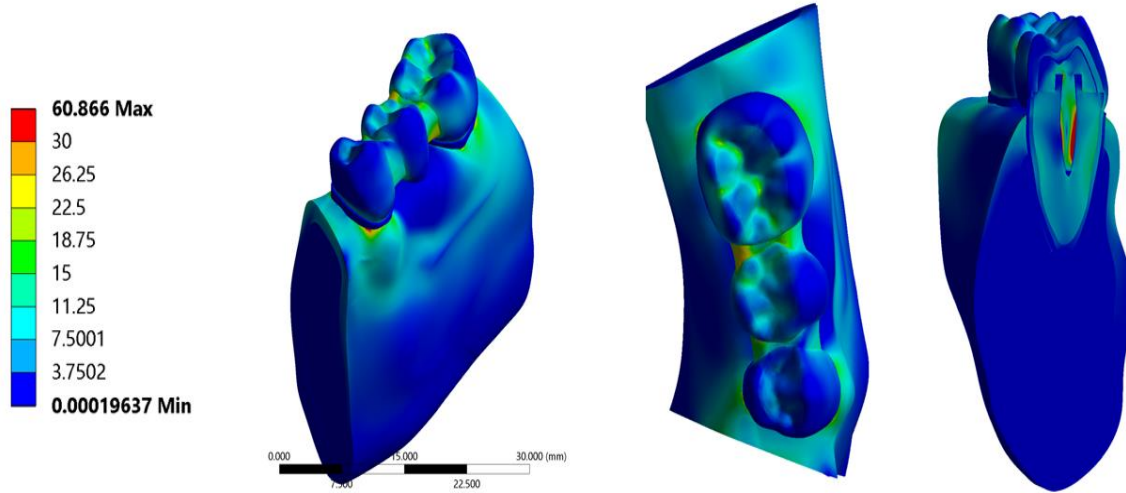
Şekil 4.6. Model 2’de oluşan gerilme dağılımı değerleri. A. Sagittal kesitte gerilme dağılımı değerleri B. Fiber post üzerinde oluşan gerilme dağılımı değerleri



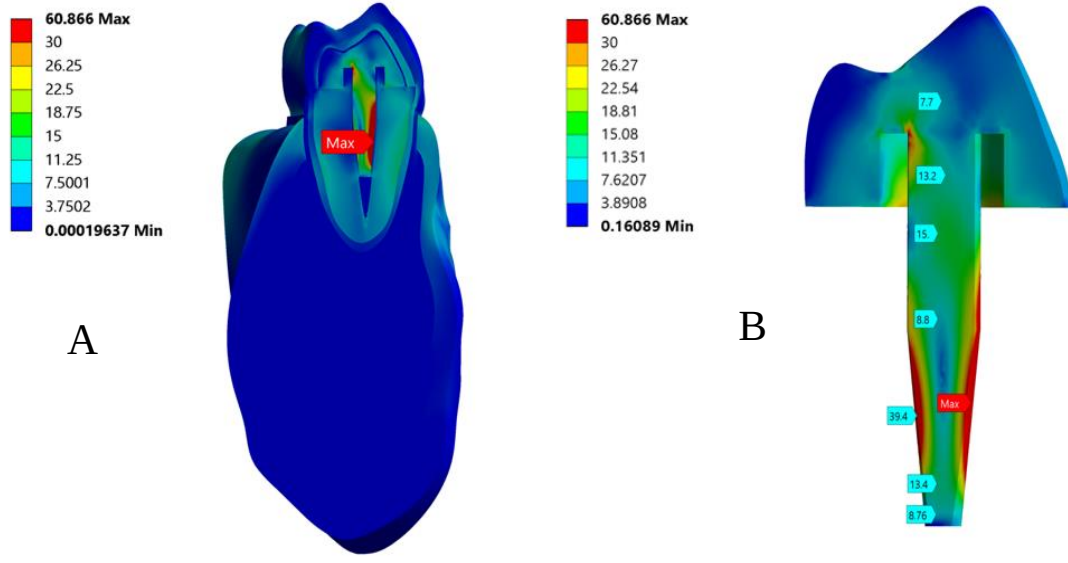
Şekil 4.7. Model 2 için toplam deformasyon dağılımı

4.3. Döküm Metal Postlu Üç Üyeli Köprü Altında Dayanak Olan Modelde (Model 3) Gerilme Dağılımı

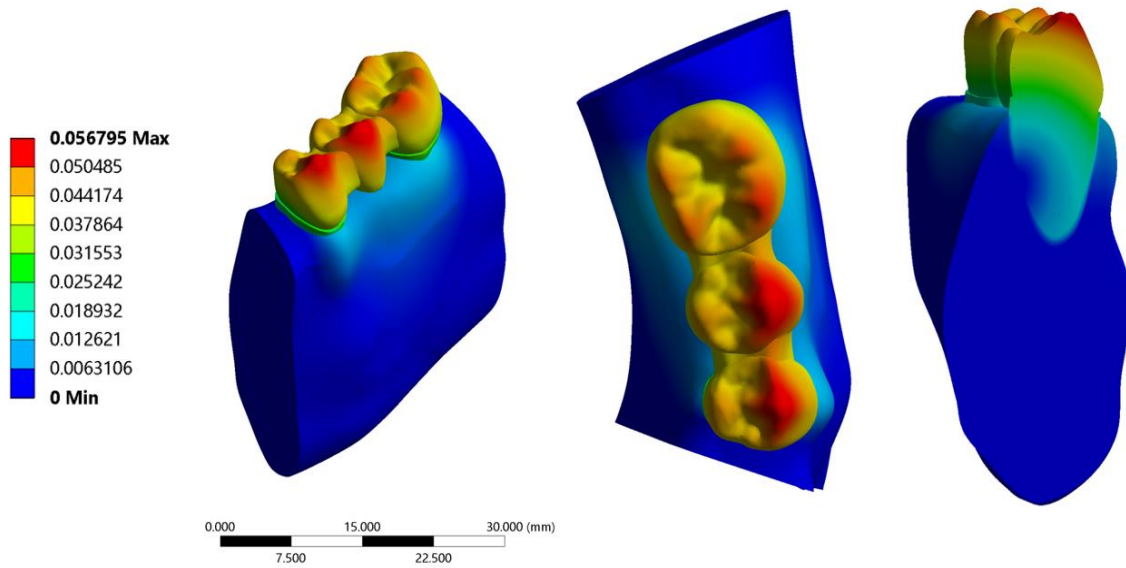
Model 3'te oluşan gerilme dağılımları değerlendirildiğinde; gerilmelerin konnektör bölgelerinde, 1. premolar ve 1. molar dişin bukkal ve palatinal kolesinde, kökün servikal ve orta üçlüsünde yoğunlaştığı, kökün apikaline doğru ise streslerin homojen olarak azaldığı görülmüştür (Şekil 4.8). Maksimum eş değer gerilme postun orta 1/3'lük kısmında 60,866 MPa olarak ölçülmüştür. Post üzerinde oluşan stresler sagittal kesitte postun bukkal ve palatinal bölgelerinde apikal 1/3'e kadar yüksek yoğunlukta, post ve dentin ara yüzünde ise düşük yoğunluktadır (Şekil 4.9). Lezyon bölgesindeki stres alanları düşük olup bu bölgede oluşan maksimum eş değer gerilme 0,019 MPa'dır. Kortikal kemikteki gerilmelerin 1. premoların ve 1. moların bukkal kole bölgesinde yoğunlaştığı, 1. premoların mezio-bukkal kole bölgesinde ise noktasal kırmızı renkte ve maksimum eş değer gerilmenin burada 37,505 MPa olduğu görülmüştür. Trabeküler kemikteki streslerin ise 1. Moların bukkal kolesinde 10.196 MPa olduğu görülmüştür. Toplam deformasyon dağılımının en yüksek değeri 0,057 mm olarak en yüksek 1. ve 2. Premoların bukkal kaspında, 1.moların mesial ve orta bukkal kaspında bulunmuştur (Şekil 4.10). Renk haritasına göre dişin bukkal kasp tepesinden servikaline doğru homojen bir azalma göstermektedir.



Şekil 4.8. Model 3'te oluşan gerilme dağılımları



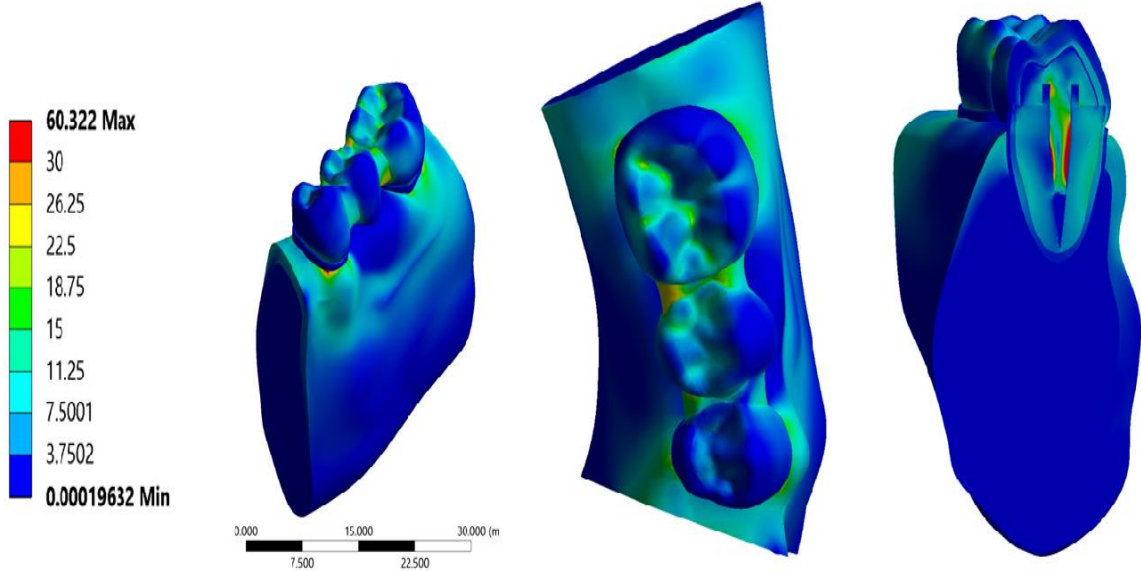
Şekil 4.9. Model 3'te oluşan gerilme dağılımı değerleri. *A. Sagittal kesitte gerilme dağılımı değerleri B. Metal döküm post-kor üzerinde oluşan gerilme dağılımı değerleri*



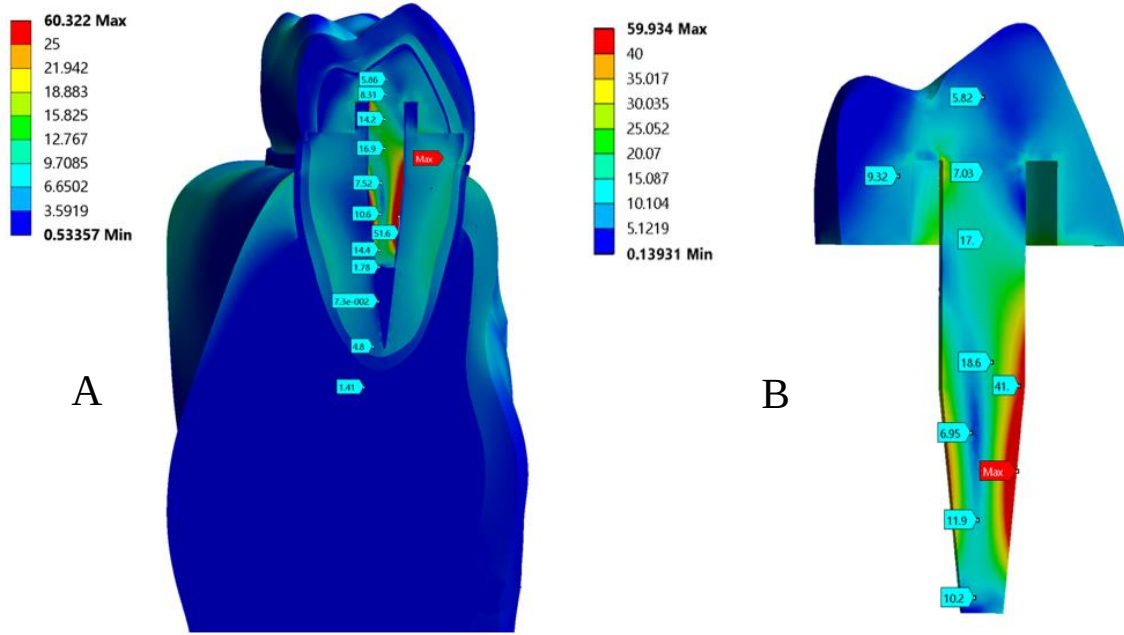
Şekil 4.10. Model 3 için toplam deformasyon dağılımı

4.4. Zirkonya Postlu Üç Üyeli Köprü Altında Dayanak Olan Modelde (Model 4) Gerilme Dağılımı

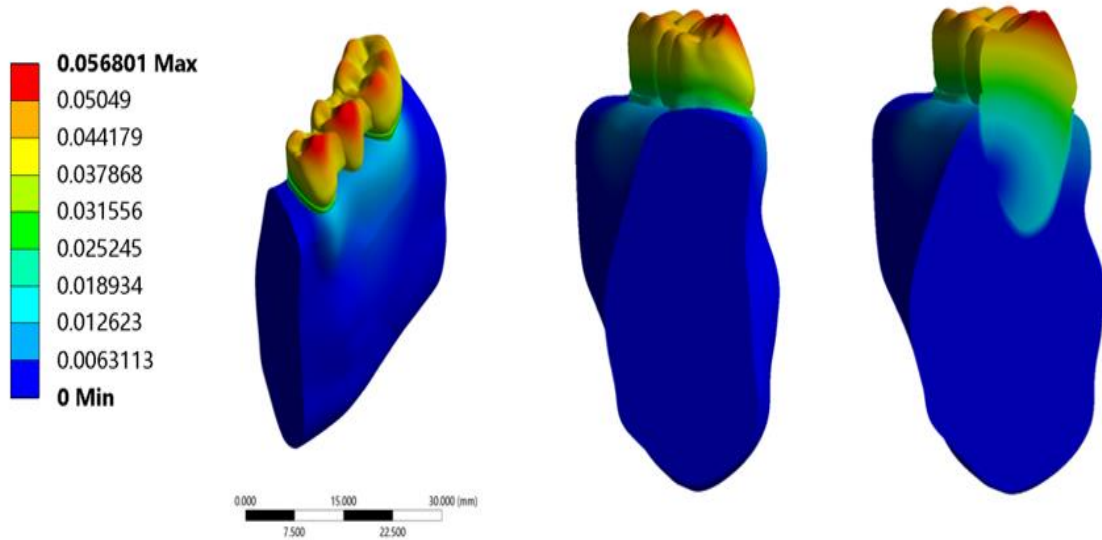
Model 4'te oluşan gerilme dağılımları değerlendirildiğinde; gerilmelerin konnektör bölgelerinde, 1.premolar dişin bukkal ve palatinal kolesinde, 1. moların bukkalinde kökün servikal ve orta üçlüsünde yoğunlaştığı, kökün apikaline doğru ise streslerin homojen olarak azaldığı görülmüştür (Şekil 4.11). Maksimum eş değer gerilme 1. molar dişin bukkal cuspında ve mezial kole bölgesinde 60,322 MPa olarak ölçülmüştür. Post üzerinde oluşan streslere sagittal kesitten baktığımızda postun bukkal ve palatinalinde apikal 1/3'e kadar uzanan kırmızı renkli yüksek stres alanları izlenirken post-dentin ara yüzünde mavi renkli düşük stres alanları görülmektedir (Şekil 4.12). Periapikal lezyon bölgesinde düşük stres alanları görülüp, maksimum eş değer gerilme 0,019 mm olarak ölçülmüştür. Kortikal kemikteki gerilmelerin 1.premoların ve 1.moların bukkal kole bölgesinde yoğunlaştığı, 1.premoların mezio-bukkal kole bölgesinde ise noktasal kırmızı renkte maksimum eş değer gerilmenin 37,504 MPa olduğu görülmüştür. Toplam deformasyon dağılımının en yüksek değeri 0,057 mm olarak 1. ve 2. premoların bukkal kaspında (Şekil 4.13), 1.moların mesial ve orta bukkal kaspında bulunmuştur. Renk haritasına göre dişin bukkal kasp tepesinden servikaline doğru homojen bir azalma göstermektedir.



Şekil 4.11. Model 4'te oluşan gerilme dağılımları



Şekil 4.12. Model 4'te oluşan gerilme dağılımı değerleri. A. *Sagittal kesitte gerilme dağılımı değerleri* B. *Zirkonya post-kor üzerinde oluşan gerilme dağılımı değerleri*



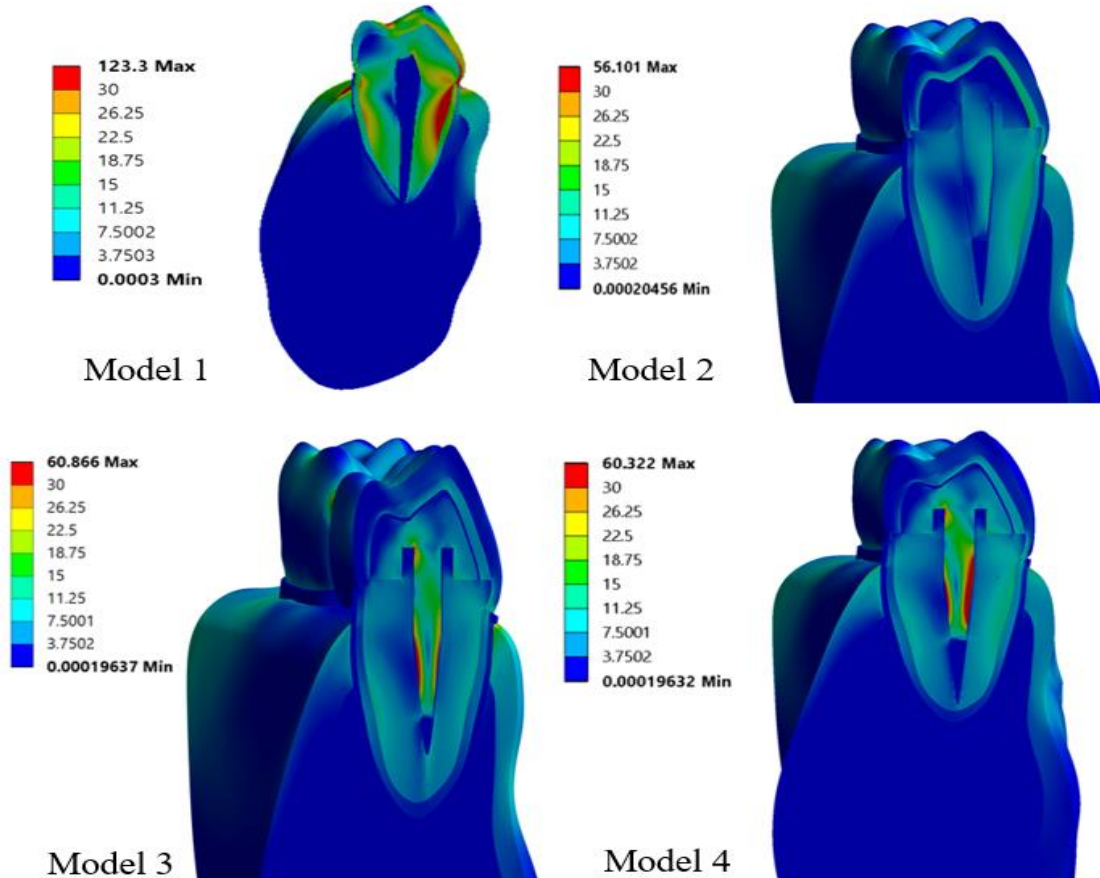
Şekil 4.13. Model 4 için toplam deformasyon dağılımı

4.6. Bütün Modellerde Gerilme Dağılımının Karşılaştırılması

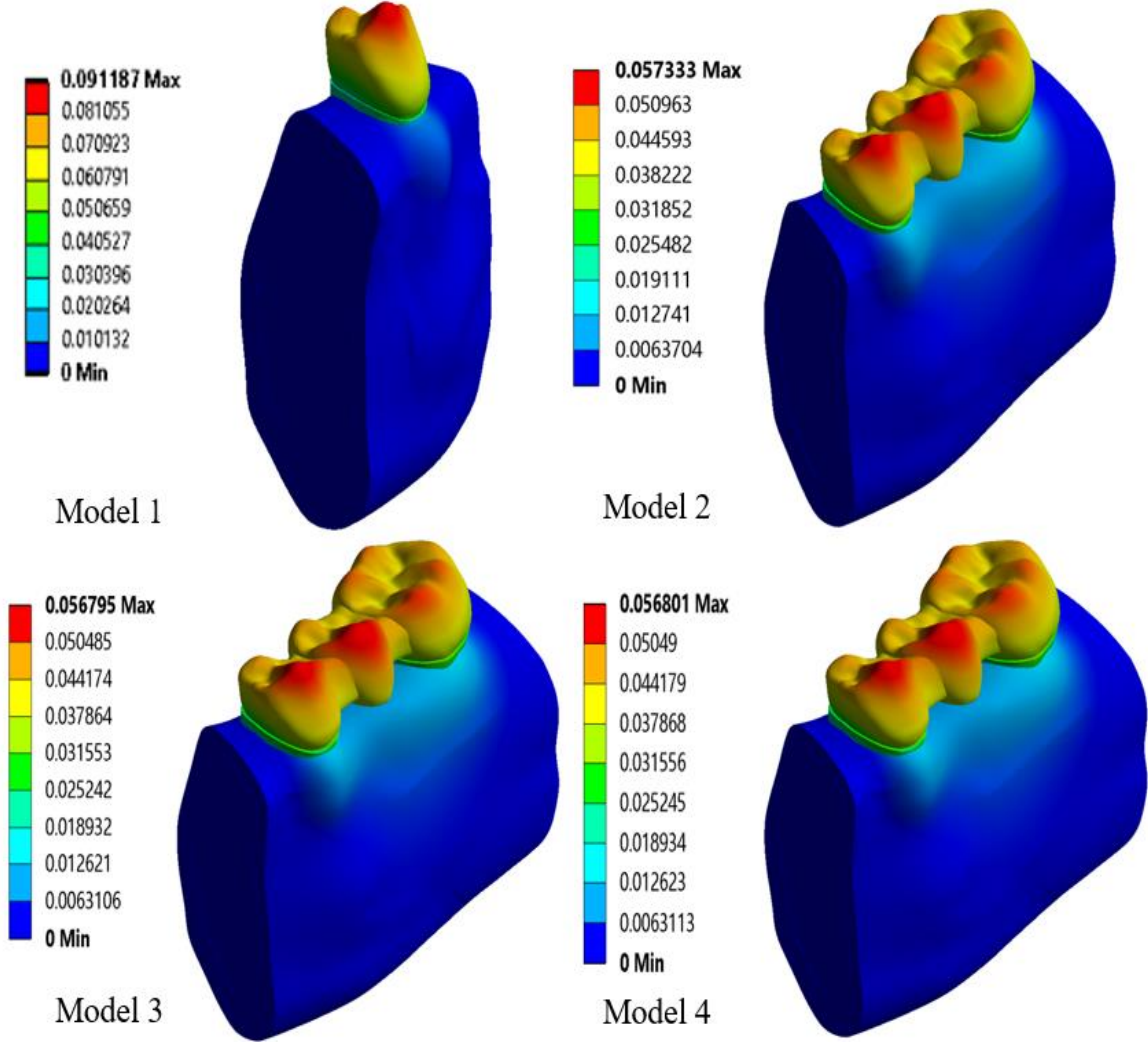
Klinik senaryosu oluşturulan 4 farklı modele bakıldığında; oklüzal yük uygulaması sonucu meydana gelen gerilmelerin Model 1’de dişin bukkal ve palatinal kole bölgesinde, modellerin tamamında kökün servikal ve orta üçlüsünde, Model 3 ve Model 4’te ise post materyali üzerinde yoğunluk kazandığı görülmüştür. Maksimum eşdeğer gerilme Model 1’de dişin bukkal kole bölgesinde, Model 2’de dayanak premolar dişin distal kole bölgesinde, Model 3’te postun orta 1/3’lük kısmında, Model 4’te ise 1. molar dişin bukkal kaspında ve mezial kole bölgesinde oluşmuştur. Model 3 ve Model 4 kendi arasında değerlendirildiğinde diş bileşenleri ve lezyon bölgesi gerilme dağılımlarının lokalizasyonu açısından fark görülmemiştir. Modellerin tamamında, kortikal kemikte oluşan Von Mises değerleri trabeküler kemikten daha fazla miktarda izlenmiştir.

Periapikal lezyonlu modellerde (Model 2, Model 3, Model 4) en yüksek gerilme değeri Model 3’te görülmüştür. Kendi içerisinde kıyaslandığı değerler arasında fark bulunmamış ve düşük gerilme dağılımları görülmüştür. Modellerin tamamında dişin servikal bölgesinden apikale doğru indikçe alveol kemikte ve diş kökünde oluşan gerilmelerde azalma izlenmiştir.

Şekil 4.14. Tüm modellerin sagittal kesitten görünen stres dağılımları

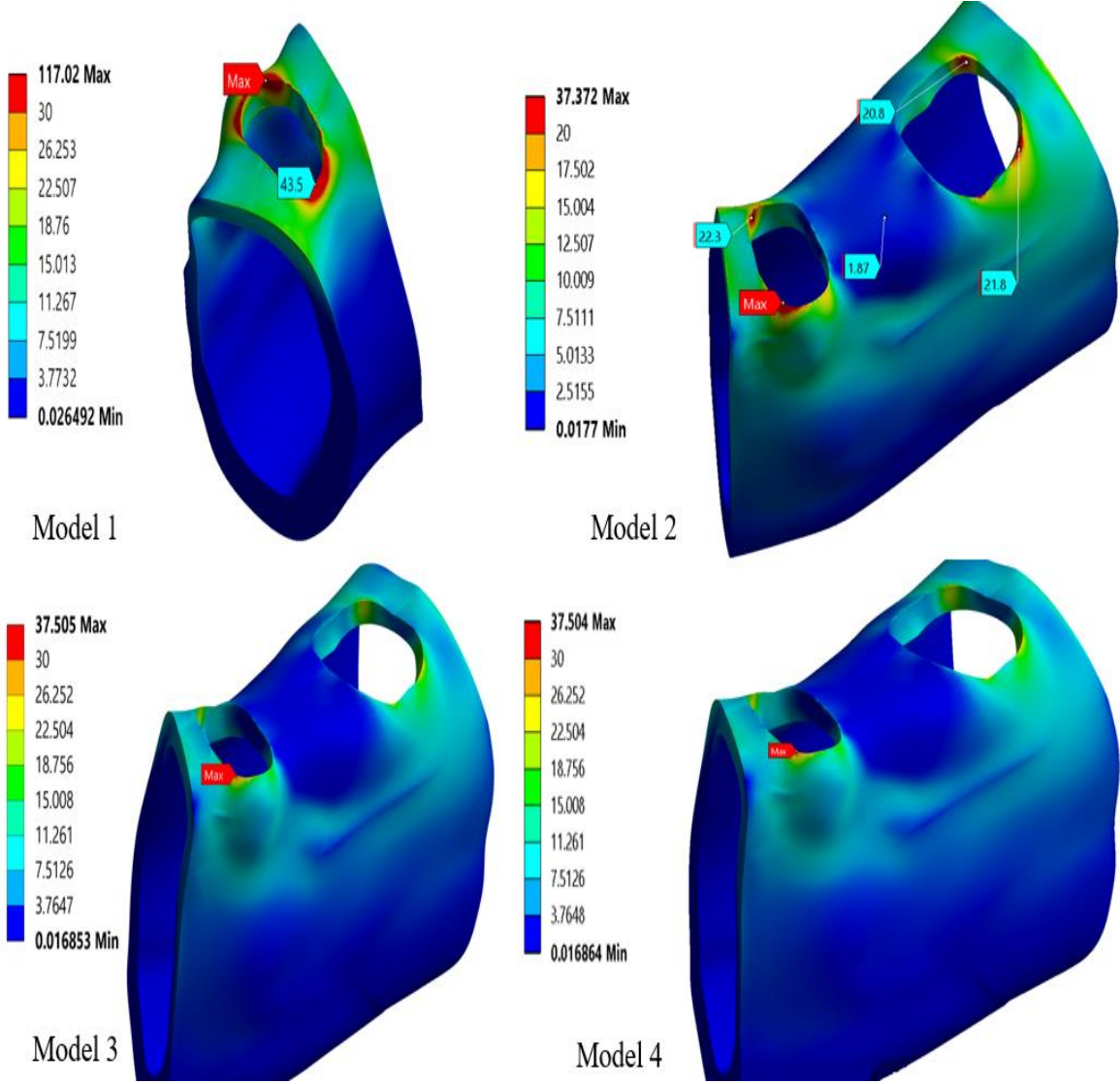


Modellerin tamamında deformasyon dağılımı bukkal kusp tepesinden koleye doğru azalma gösterirken, en yüksek değer Model 1’de bulunmuştur.



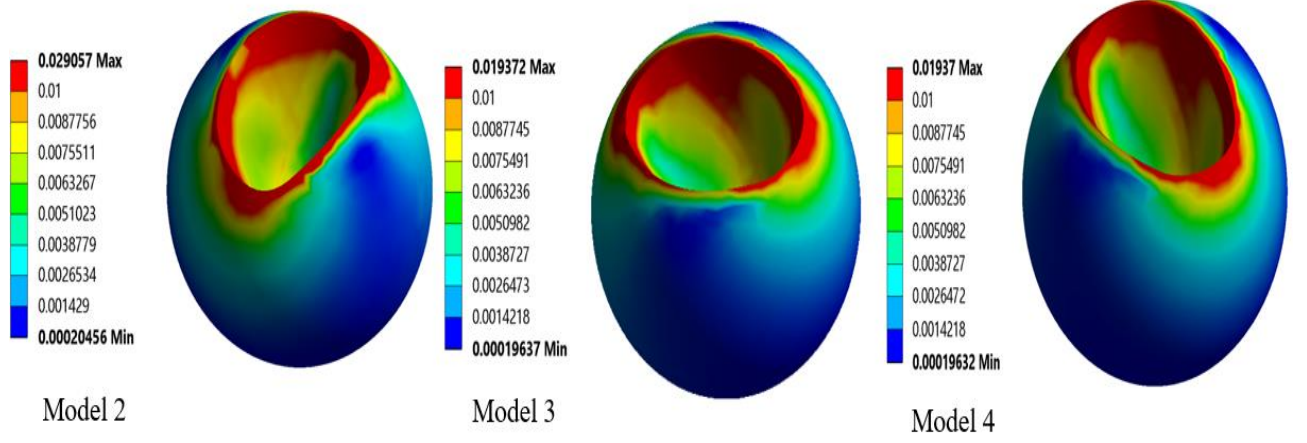
Şekil 4.15. Tüm modellerde görünen deformasyon dağılımı

Kortikal kemikteki Von mises değerleri karşılaştırıldığında en yüksek değer Model 1’de daha sonra Model 3’te olduğu, diğer modellerin gerilmelerinin benzer olduğu görülmüştür. Maksimum eş değer gerilmelerin modellerin tümünde olduğu bölgelerin benzer olduğu ve dışın kortikal kemik ile temas ettiği serviko-bukkal bölgede olduğu görülmüştür.



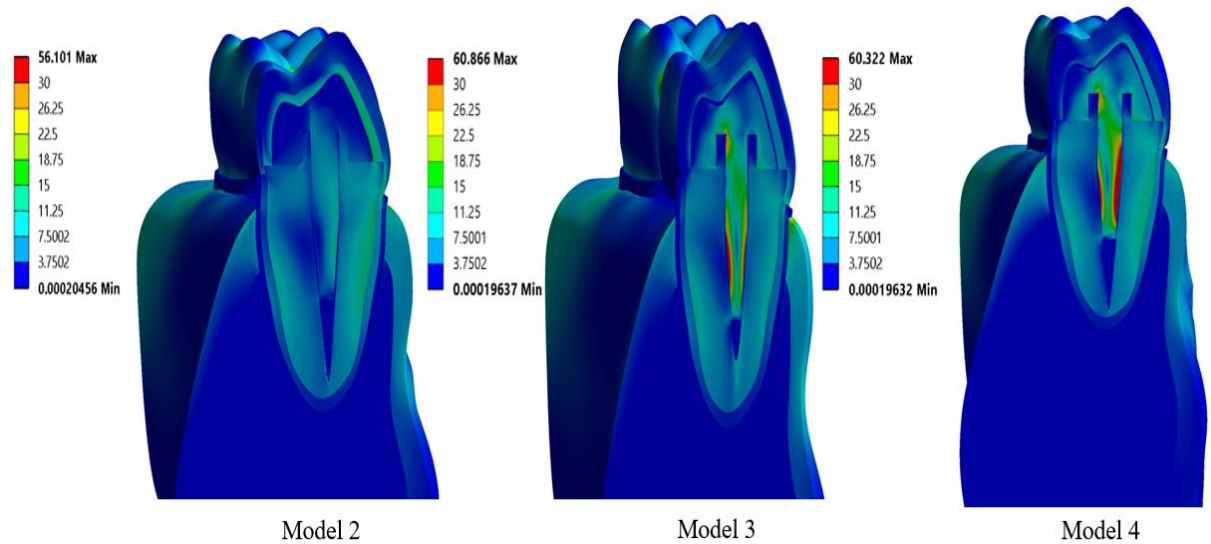
Şekil 4.16. Modellerin tümünde kortikal kemikteki stres dağılımları

Periapikal lezyonu olan modellerde Maksimum Von Mises değerlerinin lezyon bölgesinde en yüksek değeri Model 2’de görülürken , Model 3 ve Model 4’te birbirine yakın değerler izlenmiştir.



Şekil 4.17. Periapikal lezyon bölgesindeki stres dağılımları

Postlu modellere (Model 2, Model 3 ve Model 4) sagittal kesitten bakıldığında, post üzerinde oluşan streslerin Model 2’de diğer modellere göre daha düşük olduğu, Model 3 ve Model 4’te postun bukkal ve palatinalinde post boyunca yoğun stres alanları görülmüştür. Model 2 ‘de diğer modellere göre daha düşük Von Mises stres değerleri izlenmiştir.



Şekil 4.18. Postlu modellerde (Model 2, Model 3, Model 4) görülen stres dağılımları

Tablo 4.1. Modellerin tümünde modeli oluşturan yapılarda meydana gelen maksimum Von Mises değerleri

Model	Toplam Deformasyon (mm)	Maksimum Eşdeğer Gerilme (Von Mises) (MPa)						
	Modelin Tümü	Modelin Tümü	Kortikal Kemik	Trabeküler Kemik	Kuron/Porselen	Ni-Cr	Post	Lezyon
Model 1	0,09	123,3	117,020	15,40	123,30	-	-	-
Model 2	0,05	56,10	37,372	10,73	30	56,10	14,00	0,02
Model 3	0,05	60,86	37,505	10,19	28,60	60,31	60,86	0,01
Model 4	0,05	60,32	37,504	10,19	28,60	60,32	59,93	0,01

5. TARTIŞMA

Bu çalışma ile lezyonlu kanal tedavili ve köprü protezlerine dayanak olacak dişlere farklı post materyalleri uygulanması sonucu meydana gelecek yapısal gerilme ve deformasyonların sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmesi amaçlanmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre köprü protezlerine dayanak olan ve farklı elastik modüle sahip post materyalleri ile restore edilen modellerde stres dağılım değerleri ve stresin yoğunluk kazandığı bölgeler arasında fark olduğu görülmüştür. Yüksek elastik modüle sahip post materyalleri (Model 3, Model 4) stresleri post yapısı içinde tutarken, kök dentinine az miktarda stres iletmiş, düşük elastik modüle sahip post materyali ise (Model 2) stresleri post materyaline daha az, kök dentinine ise daha fazla şekilde iletmiştir. En yüksek Von Mises stres değeri Model 1’de görülürken, en düşük değer Model 2’de görülmüştür. Model 3’ün stres değeri Model 4’ün stres değerine benzerlik göstermektedir. Bu sonuçlara göre birinci hipotez reddedilmiştir. Periapikal lezyonlu modellerde, periapikal lezyon bölgesindeki Von Mises değerlerine baktığımızda değerlerin birbirine benzer olduğu ve en yüksek değer Model 2’de en düşük değerin ise Model 3 ve Model 4’te olduğu bulundu. Kortikal kemikte en yüksek Von Mises değeri Model 1’de iken, Model 2, Model 3 ve Model 4’te birbirine benzer değerler görüldü. Trabeküler kemikteki en yüksek Von mises değeri yine Model 1’de iken en düşük değerlerin Model 2, Model 3 ve Model 4’te birbirine benzer değerler olduğu görüldü. Sonuç olarak postlu modellerde oluşan streslerin birbirine benzer olduğu tespit edilmiştir. Bu bilgiler ışığında çalışmamızın 2. Hipotezi de reddedilmiştir.

Pulpa dokusunda, çeşitli nedenlerle gelişen enfeksiyonlar zamanla pulpada nekroza neden olur. Nekroz kaynaklı ürünlerin periapikal bölgeye ilerleyerek buradaki immün cevabı uyarması ile de periapikal lezyonlar gelişir (209). Periapikal lezyonlu dişlerin tedavi seçenekleri arasında kök kanal tedavisi yer almaktadır (210). Periapikal lezyonlu dişler, doğru yapılmış kök kanal tedavisi ile cerrahi işleme ihtiyaç duyulmadan tedavi edilebilmektedir (211). Periapikal lezyonlu dişlerde endodontik tedavi uygulamasının uzun dönemli takiplerde başarılı sonuçlar gösterdiğini bildiren araştırmalar bulunmaktadır (212, 213). PA lezyonun tam iyileşmesinin bazı vakalarda 4 yıl kadar uzayabildiği belirtilmiştir (214). Bu tür vakalar protezlerde dayanak olarak kullanılmadan önce en az 12 ay boyunca takip edilmesi önerilir (89). Ancak yapılan çalışmalarda kök kanal tedavisini takiben kalıcı restorasyon yapılmayan dişlerin düşük sağ kalım oranlarına sahip olduğu bulunmuştur (91, 215-217). Kanal tedavisinin ardından geçici restorasyon yapılan KKT’li dişler mikrobiyal sızıntı (217) ve onarılamayan kırıklar (218)

açısından daha yüksek riske sahiptir. Bu yüzden daimi restorasyonun zamanlaması ile diş sağ kalımı arasında ilişki bulunmaktadır (219). Mindiola ve ark. tarafından yapılan bir retroseptif çalışmada kök kanal tedavisinden sonraki 90 gün içinde kalıcı bir restorasyonun yapılmamış olması, diş çekimi ile ilişkili en önemli faktör olarak bulunmuştur (216). Pratt ve ark. tarafından yapılan diğer bir retrospektif çalışmada kanal tedavisinden sonra 4 aydan daha uzun süre sonra kron yapılan dişlerin, 4 ay içinde kron yapılan dişlere kıyasla neredeyse 3 kat daha fazla çekilme olasılığı olduğunu ortaya koymuştur (217). Bu nedenle lezyonlu dişlerde endodontik tedavinin tamamlanmasının hemen ardından sağlam bir koronal restorasyonun yerleştirilmesi, kron köprü gibi daha komplike restorasyonların yerleştirilmesi için takip gerekse bile önerilmektedir (220). Endodontik tedavi sırasında çürük, fazla enstrümantasyon ve çeşitli nedenlere bağlı olarak dişte madde kaybı olur bu yüzden tedavi sonrası restoratif tedaviye ihtiyaç duyulur (221). Uygun restorasyonun seçilmesi; kalan diş yapısının miktarına, dişin anatomik pozisyonuna, okluzal kuvvetlere, dişin restoratif ve estetik gereksinimlerine bağlıdır (222).

Kanal tedavisine bağlı koronal diş yapısını kaybeden dişlerde tam kron restorasyonlar kullanılabilmektedir (223). Bazı durumlarda, kron direkt olarak koronal yapı üzerine yapılabilirken (223), büyük miktarda madde kaybı olan dişlerde yapılacak restorasyona tutuculuk sağlamak amacıyla post-kor restorasyonlar da uygulanır (224). Post-kor restorasyonların aynı zamanda kalan diş dokusunun bütünlüğünü korumak ve fonksiyonel yükleri diş boyunca dağıtmak gibi görevleri de bulunmaktadır (225). KKT'li ve farklı restorasyonlar uygulanmış dişlerin kırılma direncini ve başarısızlık oranını değerlendiren çalışmalarda, post tutuculu restorasyonların, post uygulanmadan restore edilen dişlerle karşılaştırıldığında gelişmiş mekanik direnç ve sınırlı miktarda başarısızlık gösterdiğini bildirmişlerdir (226, 227). Benzer şekilde Ferrari ve ark. koronal doku kaybı fazla olan dişlerde yapılan randomize bir klinik çalışmada çeşitli seviyelerde yıkıma sahip KKT'Lİ dişlerde post yerleştirilmesinin diş sağkalımı ve restorasyon başarısı için önemli faktörler olduğu sonucuna varmışlardır (228). Ancak, kök kanalına yerleştirilen postlar, dişteki stres dağılımını önemli ölçüde değiştirebilirler ve post boşluğu preparasyonunun tehlikeleri nedeniyle kendi başlarına komplikasyonlar oluşturabilmektedirler. Post uygulanmış dişlerdeki başarısızlıklar sıklıkla kökün kırılması ve kökte çekim gerektirecek birçok katastrofik kırık şeklinde bildirilmektedir (229). Post-kor restorasyonların ardından kron restorasyonlarının da yapılması tüm yapının dayanıklılığını arttırmakla beraber kırık meydana gelmesi durumunda daha kolay tamir edilebilmesini sağlar (96). Metal destekli porselen kronlar; uygulaması kolay, dayanıklı ve ağız dokuları ile uyumludur (230). Çiğneme kuvvetinin ve lateral kuvvetlerin fazla olduğu

bölgelerde komplikasyon riskini azaltmak amacıyla kullanılmaktadır (231, 232). Yapılan bir çalışmada, ısı ile preslenen 3 farklı tam seramik kron sistemleri ile metal destekli porselen restorasyonların mekanik direncini karşılaştırıldığında, metal destekli porselen restorasyonların mekanik dirençlerinin en yüksek değere sahip olduğu tespit edilmiştir (233).

Endodontik tedavisi yapılmış aşırı kron harabiyeti olan, post-kor tedavisi uygulanacak dişlerde kök kanalı, pulpa dokusundan farklı sertlikte bir malzeme ile doldurulur (225). Dentinin elastik modülü ile post materyali arasındaki fark kök yapıları için bir stres kaynağı olabilir (234). Yapılan çalışmalarda düşük elastik modüle sahip postun dentine daha fazla stres aktaracağı ve post yüzeyinde daha az stres olacağı, yüksek elastik modüle sahip postun ise post üzerinde daha fazla stres oluşturup, dentine daha az stres aktaracağı bildirilmiştir (15, 229, 235). Bu nedenle post ve kor materyalin endodontik olarak tedavi edilen dişlerde stres dağılımı üzerine etkisi büyüktür (234).

Postların şekli, uzunluğu, malzemesi ve yapıştırma maddesi gibi özelliklerin de dişteki stresin büyüklüğünü ve dağılımını etkilediği bildirilmiştir (15, 236). Postun uzunluğu, post ve korun mekanik tutuculuğunun artmasına katkıda bulunan önemli bir parametre olsa da uzun postların kökte katastrofik kök kırıklarına neden olduğu raporlanmıştır (235, 237). Bunun yanında Holmes ve ark. SEA yöntemi ile farklı uzunluktaki postların dentin üzerinde oluşturduğu stres dağılımlarını inceledikleri bir çalışmada en yüksek gerilmelerin dişin kole bölgesinde görüldüğü ve farklı post uzunluklarının stres dağılımını etkilemediğini ifade etmişlerdir (238). Genel olarak post uzunluğunun kök uzunluğunun 1/2'sine, 2/3'üne veya 4/5'ine eşit olması kabul edilmiştir (239). Çalışmamızda post uzunluğu, apikal tıkamayı bozmayacak şekilde oluşturulan üç modelde (Model 2, Model 3, Model 4) 15 mm olarak belirlenmiştir.

Post uzunluğunun retansiyon üzerindeki olumlu etkisine karşın, uzunluk arttıkça apikalde kalan kanal dolgusu azalacaktır. Bu da apikal sızıntıya neden olacaktır (240). Kaveri ve ark. toplamda 80 adet yeni çekilmiş insan dişi üzerinde yapmış olduğu bir çalışmada post preparasyonu sonrası kalan gutta-perka miktarına göre dişleri 3, 4 ve 5 mm olarak sınıflandırmış ve apikal sızıntıyı stereomikroskop altında incelemiştir. Çalışmanın sonuçlarında post prepasyonu sonrası 4 ve 5 mm kalan gutta perkanın apikal sızdırmazlığı önlemede başarılı olduğunu, 3 mm gutta perka seviyesinde, kök kanallarında sızıntı olduğunu bildirmişlerdir (241). Chandki ve ark.'nın apikalde 3 mm, 4 mm ve 5 mm'lik gutta perka uzunluğu bırakılan dişler üzerinde yapmış olduğu benzer bir çalışmada da 5 mm'lik gutta perka uzunluğunun 3 mm ve 4 mm'e göre daha iyi apikal sızdırmazlık sağladığı görülmüştür (242). Bu çalışmalarda göz önünde

tutularak, çalışmamızda post boşluğu hazırlarken apikal kök bölgesinde 4 mm gutta-perka bırakılmıştır.

Post çapının kırılma direnci üzerindeki etkisi tartışmalıdır. Erik ve ark.'nın postlu dişlerde kırılmaya neden olan etkenleri araştırdığı bir çalışmada farklı çaplarda postlarla 3 boyutlu bir model oluşturulmuş ve kron modeline 45° açıyla 100 N yük uygulanmıştır. Çalışmanın sonucuna göre modelde oluşan gerilmelerin artan post çapı ile azaldığı bulunmuştur (15). Diğer bir çalışmada post çapındaki artışın restore edilen dişlerin kırılma direncini arttırmadığı bu nedenle daha küçük postların kullanılması önerilmiştir (243). Shillinburg ve ark. (244) post çapının en fazla 1,7 mm olması gerektiğini, Lambreijg-Hansen ve ark. ise en az 1,3 mm olması gerektiğini ancak bu şekilde postun stabilitesinin sağlanacağını bildirmişlerdir (244). Tüm bu çalışmalarda göz önünde bulundurularak, çalışmamızda post çapı 1.5 mm olacak şekilde modelleme yapılmıştır.

Postların retansiyonu ve stres dağılımı üzerinde etkili bir diğer faktör de post tasarımıdır. Paralel postlar stresleri daha pasif iletirken, konik postlar şekline de bağlı olarak kama etkisi oluşturur (245). Yapılan çalışmalara göre ideal post tasarımının paralel başlayıp apikale doğru konik şekilde devam eden postlar olduğu görülmüştür (246, 247). Bu bilgiler ışığında tez çalışmamızda kullanılan modellerde postlar, paralel başlayıp konik sonlanacak şekilde planlanmıştır.

Dişlerin kırılmaya karşı direnci, kalan diş dokusu miktarı ile doğru orantılıdır (248). Ferrule, dişlerin koronal yüzeyini çevreleyen bir banttır. Preparasyonda, koronal olarak uzanan paralel dentin duvarları ile sağlanır ve koronal yüzeyi çevreler. Böylece koruyu bir etki sağlayarak stresleri azaltır (249). Aynı zamanda restorasyonun tutuculuğunu ve direncini artırır ve dişin kırılma insidansını azaltır (96). Pierrisnard ve ark. ferrulenin olmamasının çok daha yüksek stres seviyelerine yol açan olumsuz bir faktör olduğunu belirtmiştir (229).

Ferrule'nin ne kadar olması gerektiği ile ilgili genel bir görüş olmamasına rağmen 1,5-2 mm sağlam koronal diş yapısından oluşan ferrulenin kırılma direncine önemli katkısı bulunmaktadır (250). Vidya ve ark.'nın maksiller santral kesici dişlerde farklı ferrule yüksekliklerinin (0 mm, 0,5 mm, 1 mm, 1,5 mm, 2 mm) stres dağılımı üzerindeki etkisini SEA ile inceledikleri bir çalışmada, ferrule yüksekliğinin artması ile post dentin ara yüzü ve kalan radiküler dentinde streslerin azaldığı ve post-kor ile restore edilen dişlerin sağ kalımını arttırmak için minimum 1,5-2 mm ferrule yüksekliği olması gerektiği görülmüştür (251).

Yine aynı çalışmada post-dentin ara yüzeyindeki maksimum stresin ferrule yüksekliği 0'dan 2mm'ye çıktığında 2.80 MPa'dan 0.51 MPa'ya düştüğü, kök dentinindeki stresin ise 15,21 MPa'dan 11,32 MPa'ya düştüğü görülmüştür (251). Başka bir çalışmada ise ferrule'nin kuvvet etkisinde kuron üzerinde rotasyonu ve yer değiştirmeyi azalttığı ve bunun ferrule 1,5 mm değerindeyken maksimum olduğu bildirilmiştir (252). Bu nedenle çalışmamızda ferrule miktarı 1,5 mm olarak modellenmiştir.

Periodontal ligamentin kalınlığı, bireyin yaşına, dişin konumuna ve kuvvet etkisine bağlı olarak 0,12 mm ile 0,27 mm arasında değişir (253). Gomes ve ark çalışmalarında PDL kalınlığını 0,2 mm, Shetty ve ark ise 0,175 mm olarak modele etmiştir (254, 255). Bu çalışmalara uygun olarak bizim çalışmamızda, PDL kalınlığı 0,2 mm olarak belirlenmiştir.

Yapılan çalışmalarda, siman aralığının stresler üzerinde oldukça etkili bir parametre olduğu görülmüştür (256, 257). Dentin ara yüzeyi ile cam fiber postlar arasındaki bağlantıya etki eden faktörlerin incelendiği bir çalışmada, retantif bir bağlantı elde için ince bir siman kalınlığı olması gerektiği sonucuna varılmıştır (258). D' Arcangelo ve ark. (259), ise yaptıklarını çalışmada siman kalınlığının 0,1-0,3 mm aralığında olmadığı zaman bağlantı dayanımının azalttığını söylemişlerdir. Çalışmamızda bu bilgilere de dayanarak siman kalınlığı; dentin-post arası 0,1mm ve kron-kor arası 0,2 mm olarak belirlenmiştir.

Ho ve ark'nın yapmış oldukları bir SEA çalışmasında, sement dokusunun ince bir yapı olması dolayısıyla elastik modülünün dentinle eş değer olduğu bildirilmiştir. Bizim çalışmamızda da sement dokusu, dentin gibi düşünülerek kalınlığı ihmal edilmiştir (260).

Mandibular 1. premolar dişin kronu linguale eğimlidir bu nedenle oklüzal yüzeyi kökün uzun eksenine dik değildir (261). Bukkal kasp tepesi oklüzal yüzeyin merkezine yakındır, bu nedenle antagonist dişle teması kasp tepesinde değil bukkal kasp yüzeyindedir. Kron eğimi ve spesifik temas alanı göz önünde bulundurulduğunda, oklüzal kuvvetlerin dağılımı premolar dişlerde önemli bir etkidir. Dişlerin dayanıklılığı oklüzal kuvvetlere ve bu yüklerin dağılımına bağlıdır. Literatürde premolar bölgede maksimum okluzal kuvvetin 200 ile 440 N arasında değiştiği bildirilir (262). Molar bölgede ise bu değer 400-800 N aralığındadır (263). Premolar bölge için bildirilen kuvvet aralığında olması dolayısıyla, fonksiyon sırasındaki kuvvetleri taklit etmek amacıyla ve benzer çalışmalar da (27, 264, 265) göz önünde bulundurularak, bu çalışmada diş anatomisine uygun olarak hazırlanan çiğneme yüzeyine 45° açıyla 300 N kuvvet uygulandı.

Premolar dişler özel morfolojileri ve diş arkındaki konumları nedeniyle, ön grup dişlere göre daha yüksek çiğneme kuvvetlerine maruz kalırlar, bunun yanında çiğneme sırasında lateral kuvvetlere maruz kalma olasılıkları da molar dişlere göre daha yüksektir (266). Özellikle mandibular premolar bölge fonksiyon esnasında sıkışma, gerilme, makaslama ve döndürme gibi birçok kuvvetin etkisi altındadır (27). Molar dişlerle kıyaslandığında, premolar dişler daha az diş dokusuna ve pulpa odasına sahiptir. Endodontik giriş kavitesi hazırlanması sırasında diş dokusu kaybı sonucu kırıklar meydana gelebilir (267). Ayrıca kırık riski okluzal yükleme ile daha da artış gösterir (268). Tüm bu nedenlerden dolayı diğer dişlerle kıyaslandığında premolar dişler için daha fazla post restorasyonu ihtiyacı bulunmaktadır (269). Farklı restoratif tekniklerin ve materyallerin kullanılması özellikle okluzal yüklere maruz kalan, zayıf anatomik yapılı dişlerde kalan diş yapısını güçlendirir (264). Bu nedenle çalışmamızda kullanılmak üzere mandibular premolar diş tercih edilmiştir.

Hangi post sisteminin restore edilmiş bir diş en iyi şekilde güçlendirdiği hala belirsizliğini korumaktadır (15). Bazı yazarlar yüksek elastisite modülüne sahip postları (döküm post, zirkonya post) tavsiye etse de (270), bazıları dentinin elastisite modülüne yakın postları (fiber post) savunmaktadır (271-273). Literatürde en iyi restoratif materyal seçimi ile ilgili birçok çalışma ve farklı bakış açıları bulunmaktadır, ancak in vivo çalışmalar genellikle mevcut olan ve sonuçta ortaya çıkan birçok değişkeni kontrol edemez. Ayrıca, in vitro deneyde kullanılan statik yükleme, in vivo durumu temsil etmeyebilir. Böyle bir durumda dinamik yükleme daha geçerli görünmektedir. Ancak birçok çalışmada kırılmayı kaydetmek için gerçekçi olmayan yüksek yükler kullanılır. In vitro çalışmalardan elde edilen sonuçların değişkenlik göstermesi nedeniyle, postla restore edilmiş dişlerle ilgili birçok araştırma SEA'ya dayanmaktadır (27, 268, 274). SEA, düzensiz geometrik yapıya sahip ve homojen olmayan malzemelerin özelliklerini katı modellere aktarabilme avantajına sahip modern, sayısal bir stres analiz tekniğidir. Bu özellikleri ile ağız boşluğunun yapısal davranışını inceleyen ideal bir yöntemdir (275). Eskitaşcıoğlu ve ark. (235) SEA sonuçlarını in vitro çalışma sonuçlarıyla karşılaştırmış ve modelin laboratuvar diş modeliyle iyi uyum sağladığını bildirmiştir. SEA'nın sonuçları, incelenmekte olan yapılarda oluşan gerilme dağılımları olarak ifade edilir. Bu gerilmeler Von Mises gerilmeleri olarak adlandırılan üç temel gerilimi (çekme, basma ve kesme) eşdeğer bir gerilimde birleştiren ve belirli bir bölgedeki gerilmenin hasara neden olup olmayacağını belirleyen formül ile hesaplanır (251). Bu çalışmada da farklı post materyalleri ile restore edilen periapikal lezyonlu premolar dişler köprü protezlerine dayanak olduğunda ortaya çıkan Von Mises stres dağılımı değerleri hesaplanmıştır.

Seo ve ark. (276) farklı post sistemlerinin gerilme dağılımına etkisini inceledikleri SEA çalışmasında maksillar santral dişi simüle etmişlerdir. 1.5 mm ferrule yüksekliğinde, 12 mm uzunluğunda ve 1.4 mm çapında post modellerine palatinalden 60° açı ile 50 N kuvvet uyguladıklarılarında fiber post ile restore edilmiş dişin serviko-bukkal bölgesinin, en yüksek gerilme konsantrasyonuna maruz kaldığını ifade etmişlerdir. Benzer şekilde Shetty ve ark. (255) estetik postlarda oluşan stres dağılımını değerlendirdikleri çalışmalarında fiber post sistemi uygulanarak oluşturulan modellerde; alveol kemikteki gerilme konsantrasyonunun dişin serviko-bukkalinde yoğunlaştığını ortaya koymuşlardır. Nokar ve ark. (277)'nin yapmış olduğu bir çalışmada ise fiber postlarda, kökün servikal ve orta üçlüsünde daha yüksek stres değerleri olduğu bildirilmiştir. Bu çalışmada fiber postlu modelde streslerin bukkal ve palatinal kole bölgesinde, kökün servikal ve orta üçlüsünde, fiber post ile diş kökünün birleştiği servikal bölgenin bukkalinde yoğunlaştığı görüldü. Çalışmamız Seo ve ark. (276), Shetty ve ark. (255) ve Nokar ve ark. (277)'nin çalışma sonuçları ile örtüşmektedir.

Aşırı madde kaybı görülen premolar dişlerde yapılan bir SEA çalışmasında döküm post ve fiber postlu, seramik kronla restore edilmiş modeller oluşturulmuş ve oluşturulan modellere 45° açı ile 300 N kuvvet uygulanmıştır. Postlu bölgede meydana gelen stres dağılımları incelendiğinde döküm postlu modelde, özellikle bukkal de yoğunlaşmış stres 222 MPa, fiber postlu modelde ise bu değer 111 MPa olarak ölçülmüştür. Ayrıca fiber postlu modelin stresleri post yapısına daha az ilettiği çevre diş dokularına ise daha fazla dağıttığı belirtilmiştir (278). Fiber ve döküm postlarla restore edilen dişlerde post malzemesinin, simanın ve koronal yıkım miktarının stres dağılımı üzerindeki etkisini araştıran bir başka SEA çalışmasında ise modellere dişin uzun ekseni boyunca 45° açı ile 100 N kuvvet uygulanmıştır. Çalışma sonucunda her iki modelde de maksimum stres dişin serviko-bukkal bölgesinde meydana gelirken, post bölgesinde ise fiber post ile karşılaştırıldığında döküm postta daha fazla stres gözlenmiştir (279). Çalışmamızda fiber postlu ve döküm postlu modeller kendi arasında karşılaştırıldığında (Model 2, Model 3) streslerin her iki modelde de postlu dayanak dişin serviko-bukkalinde yoğunlaştığı, döküm postlu modelde post bölgesinde fiber postlu modele göre daha yüksek stres dağılımı izlendiği görülmüştür. Çalışmamızın sonuçları her iki çalışmanın sonucu ile benzerdir.

Kayabasi ve ark. (273)'nin üst orta kesici dişlerde farklı post materyalleri (titanyum, fiber, zirkonya) ile yaptığı SEA ve kırılma dayanımı testi çalışmasında, 2 mm ferrule yüksekliğinde

fiber ve zirkonya postlara sahip modellere 135° açıda 100 N kuvvet uygulanmıştır, maksimum eşdeğer stresin kuvvet sonucu fiber postlu ve zirkonya postlu modelde serviko-bukkal bölgede meydana geldiği raporlanmıştır. Bu değerler sırasıyla 71,55, 123,52 MPa'dır. Kırılma dayanımı testi ise yakın zamanda çekilmiş 25 maksiller santral kesici diş üzerinde yapılmış ve farklı post materyalleri uygulanan modellere (fiber, zirkonya ve çelik post) 0,5 mm/dak hızla dişin uzun eksenine 90° bir açıyla palatinalde kronun insizal kenarından 2 mm uzakta kuvvet uygulanmıştır. Minimum stres değerleri, cam fiber postlu modellerde gözlenirken; çelik, zirkonya, titanyum, ve cam fiber sırasıyla post materyallerinde stres değerleri azalmıştır.

Aijie ve ark. (280)'nın yapmış olduğu farklı alveolar kemik seviyelerinde farklı post sistemleri ile restore edilen maksiller kaninlerde stres dağılımını araştıran bir SEA çalışmasında ise modeller cam seramik kron ile restore edilmiş ardından; zirkonya, fiber, döküm titanyum ve döküm altın post sistemlerini içeren modellere kronun insizal kenarının 3 mm altından 45 derece açı ile 100 N kuvvet uygulanmıştır. Çalışma sonunda zirkonya post sisteminin dentin tabakasında 115,8 MPa ile en düşük maksimum Von Mises stresi ürettiği, fiber post sisteminin ise dentin tabakasında 518,2 MPa ile en yüksek stresi ürettiği görülmüştür. Kemik kaybının olmadığı kabul edilen modellerde, dentindeki stres dağılımı fiber postta fazla görülürken, post ve kök dentini arasında stresler zirkonya modellerde daha yüksek bulunmuştur.

Spazzin ve ark. maksiller santral kesici diş modelinde zirkonya 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. Zirkonya postta simandan bağımsız olarak orta ve apikal üçlüde artmış stres değerleri gözlenirken, cam fiber postta ise daha az stres bükümü ve homojen dağılım gözlenmiştir. Ayrıca cam fiber post kullanılan modelde (koronal üçlüde), zirkonya post kullanılan modele göre artmış stres dağılımı görüldüğü bildirilmiştir. Bu çalışmada da çiğneme kuvveti altında fiber postlu modelde homojen stres dağılımı görülürken, zirkonya postlu modelde fiber postlu modele göre, orta ve apikal üçlüde artmış stres değerleri görülmüştür (281). Aijie ve ark. ve Spazzin ve ark.'nın çalışması ile bu çalışma sonuçları benzerlik göstermektedir.

Jafari ve ark. (282)'nin, SEA çalışmalarında, maksiller santral kesici dişler 4 farklı post sistemi kullanılarak ferrule yükseklikleri 0 ile 2 mm olacak şekilde, monolitik zirkonya kronlar ile simüle edilmiş ve modellere palatinalden 135° açı ile 100 N kuvvet uygulanarak modellerdeki

stres dağılımları incelenmiştir. En yüksek stres değerlerinin postların tümünde, orta 1/3'lük alanda olduğu bildirilmiştir. Stres dağılımı zirkonya ve döküm postlarda, post ve kor birleşim bölgesinin palatinal tarafında, ayrıca serviko-bukkal ve serviko-palatal tarafta eşit olarak gözlenmiştir. Fiber postta, ise stres yoğunlaşması kron bölgesinde ve dişin bukkal tarafının CEJ bölgesinde meydana gelmiştir. Marghalani (283) ve ark ile Bittner ve ark. (284) zirkonya ve altın post ve kor sistemlerinin stres dağılımları arasında fark olmadığını bildirmişlerdir. Diğer bir çalışmada ise, farklı ferrule yüksekliklerine sahip mandibular molar diş SEA'da incelemek üzere zirkonya ve döküm post kullanılmış ve metal-seramik kuronlar ile restore edilmiştir. Okluzal yüzeyine 30° açıyla 500 N kuvvet uygulanan modellerde, ferrule yükseliğine bakılmaksızın, maksimum gerilmeler kronun servikal bölgesinde, post ve kor arayüzünün servikal bölgesinde izlendi. Tüm modellerde kuronun bukkalinde daha yüksek büyüklük görüldü. Bu çalışmanın sonucunda zirkonya postta döküm posta göre daha düşük stres değerleri görülmüştür.

Radiküler dentinde farklı post ve kor materyallerinin stres dağılımını inceleyen başka bir SEA çalışmasında, 12 adet santral kesici diş modellenmiş ve modeller 3 gruba ayrılmıştır. 1.grup; altın ve Ni-Cr döküm postlarla ve metal-seramik kuronlarla restore edilmiştir. 2.grup; titanyum, karbon fiber, cam fiber ve quartz fiber postlar ve yine metal-seramik kuronlarla restore edilmiştir. 3.grup ise; zirkonya post-kor, zirkonya post, karbon-fiber post, cam fiber post ve quartz fiber post ve tam seramik kuronlarla restore edilmiştir. Her bir modele 45° açı ile 100 N kuvvet uygulanması sonucu stres dağılımları analiz edilmiş ve çalışmanın sonucunda döküm postların kullanıldığı 1.grupta servikal bölgede en düşük stres seviyeleri gözlenirken, fiber postların kullanıldığı 2.grupta tespit edilen stres seviyeleri 1.gruptan daha yüksek, zirkonya postları içeren ayrıca diğer gruplardan farklı olarak tam seramik ile restore edilen gruptan daha düşük görülmüştür. Ayrıca fiber postların, diğer postlara kıyasla kökün orta ve servikal kısımlarında ve dentinde daha yüksek streslere neden olduğu tespit edilmiştir. Tüm modellere bakıldığında stresin yoğunluk kazandığı iki bölge tespit edilmiştir. Buralar; kökün servikal ve kortikal kemiğin kök üzerinde son bulduğu servikal ve orta 1/3'lük kısımdır (277). Bu sonuçlar Yang ve ark. 'nın çalışmaları ile de tutarlı bulunmuştur (173). Ayrıca bu çalışmada da fiber post, döküm post ve zirkonya postlu modellerin tamamında streslerin kökün serviko-bukkalinde, ve kortikal kemik ile kemik birleşiminin servikal ve orta 1/3'lük kısmında yoğunlaştığı görülmüştür. Kortikal kemiğin servikalinde görülen stresler döküm ve zirkonya postlu modellerde yaklaşık aynıken fiber postlu modelde biraz daha az bulunmuştur.

Bu çalışmada araştırılan; lezyonlu ve farklı post materyalleri ile restore edilen dişlerin köprü protezlerine dayanak olması durumunda diş ve çevre dokularda meydana gelecek stres dağılımının incelenmesine yardımcı olacak SEA çalışması bulunmamıştır. Değerlendirmeler, benzer metodolojiye sahip periapikal lezyonlu diş modellerinin simüle edildiği çalışmaların sonuçları dikkate alınarak yapılmıştır.

Belli ve ark. (27) endodontik-periodontal (EP) lezyonlu premolar dişlerde farklı post materyallerinin stres dağılımını inceledikleri SEA çalışmasında 1 mm ve 2 mm lezyon çapında farklı post materyalleri uygulanan ve metal-porselen kuronlarla restore edilen modeller simüle edilmiş, ardından modellere kuronun bukkal kasp tepesinden 135° açı ile 300 N yük uygulanmıştır. Bu çalışmada düşük elastik modüle sahip post materyalinin (fiber post) stresleri kök içinde, yüksek ve homojen bir şekilde dağıttığı, yüksek elastik modüle sahip post materyalinin (döküm post) ise stresleri kendi bünyesinde tuttuğu ancak yinede dişin servikalinde küçük gerilme alanları oluşturduğu görülmüştür. Lezyonlu dişlerde düşük elastik modüle sahip materyalin stres dağılımı açısından avantaj sağlamadığı, yüksek elastik modüle sahip dişlerin ise kalan kök yapısı ve periodonsiyuma daha az stres ilettiği tespit edilmiştir. Ayrıca çalışmada, lezyonlu dişlerde post materyali seçiminin lezyonun şiddetine göre yapılması gerektiği ve metal postların lezyonun iyileşmesi sırasında çevre periodontal dokulara daha az stres iletmesi nedeniyle tercih edilebileceği söylenmiştir.

Belli ve ark. (208)'nın lezyon çapları 1 ve 2mm olarak değişen premolar diş modelleri ile yapmış oldukları başka bir çalışmada ise kuvvet sonucu kök ucundaki gerilmelerin lezyonun boyutu ile arttığı, kanal içerisindeki materyalin elastik modülü yüksek olduğunda periapikal bölgedeki kemik defekti nedeniyle gerilimi kemiğe iletmeyip stresi kendi yapısında biriktirerek kök içerisinde yüksek gerilim alanları oluştuğu rapor edilmiştir. Çalışmamızdaki postlu ve lezyonlu modellerde streslerin döküm ve zirkonya postta materyal üzerinde biriktiği, fiber postlu modelde dişe homojen şekilde yayıldığı görüldü. Bu çalışma sonuçları Belli ve ark.'nın her iki çalışması ile tutarlı bulunmuştur (27, 208).

Petcu ve ark. (285) kronik apikal periodontitisli maksiller santral dişlerdeki gerilme dağılımını SEA ile inceledikleri çalışmalarında, sağlıklı ve kronik periapikal periodontitisli diş olmak üzere 2 model oluşturmuştur. Çalışmada sağlıklı diş modeli trabeküler kemik içerisinde gömülü şekilde, apikal periodontitisli diş ise rezorsiyona bağlı granülasyon dokusu ile dolu boşluğu belirtmek adına kemiğe gömülmeden simüle edilmiştir. Modellere sırasıyla vertikal yönde 100

N ve 300 N kuvvet uyguladıklarında, kronik periapikal periodontitisli modelde kuvvetin artmasıyla deformasyon riskinin arttığını rapor etmişlerdir. Modellerdeki maksimum gerilmelerin dişin servikal bölgesinde yoğunlaştığı görülmüş, toplam deformasyon dağılımı incelendiğinde ise maksimum değerin kuronun insizalinde ve dişin apikale doğru azalacak şekilde olduğu belirlenmiştir. Bunun sonucu olarak da dişte yıkıcı bir etki olmayacağı belirlenmiştir. Çalışmamızda da maksimum gerilmelerin dişin servikal bölgesinde yoğunlaştığı ve deformasyon dağılımlarının Modellerin bukkal cusp tepesinden apikale doğru azaldığı görülmüştür. Çalışmamız bu çalışma ile tutarlıdır.

Zeynalli ve ark. (286) apikal lezyonlu ve KKT'li mandibular 1. premolar dişler fiber postlar ile restore edildikten sonra kron ve köprü protezlerine dayanak olduğunda meydana getireceği stres dağılımı değerlerini SEA yöntemi ile incelemişlerdir. Çalışmada mandibular premolar dişin uzun eksenine 45° açı ile 300 N kuvvet uygulanmış ve periapikal lezyonu bulunmayan (sağlıklı) model ile kıyaslandığında periapikal lezyonlu modelde yoğun stres alanının kökün bukkal orta üçlüsünden dişin koronale taşındığı görülmüştür. Sağlıklı diş modeli ve köprü dayanağı olan fiber postlu modellerde maksimum Von Mises değerleri sırasıyla; 123,30 MPa ve 130,61 MPa olarak bulunmuş ve köprü dayanağı olan modelin, sağlıklı diş modeline göre daha yüksek stres değerine sahip olduğu görülmüştür. Çalışmamızda sağlıklı diş modeli ve köprü dayanağı olan fiber postlu modelde (Model 1, Model 2) maksimum Von Mises değerleri sırasıyla; 123,20 MPa ve 56,101 MPa olarak bulunmuştur. Çalışmamızın sonuçları Zeynalli ve ark.'nın çalışma sonuçları ile çelişmektedir bunun nedeninin ise bizim çalışmamızda kuvvetin sadece premolar dişe değil tüm dişlere uygulanması sonucu streslerin dağılması olduğu düşünülmektedir.

Periapikal lezyonların iyileşmesinde diş hareketinin dolayısıyla periapikal bölgeye gelen kuvvetin etkisini araştıran bir çalışmada (287), köpeklere ait 30 adet kesici ve küçük azı dişleri kullanılmıştır. Kök kanal tedavisinin ardından bazı dişler ortodontik harekete dolayısıyla kuvvete maruz bırakılırken, bazılarında ortodontik hareket amaçlı kuvvet uygulanmamıştır. Çalışmanın sonunda yapılan histomorfolojik analizlerde, ortodontik hareketin periapikal iyileşme sürecini geciktirdiği ancak iyileşmeyi engellemediği görülmüştür. Bizim çalışmamızda da elastik modülü yüksek post materyallerinin (Model 3, Model 4) oklüzal kuvvet altında stresleri post yapısı içinde tutarak çevre diş dokusuna daha az stres ilettiği, elastik modülü düşük post materyalinde (Model 2) ise post yapısı içinde düşük, çevre diş dokularında daha yüksek streslerin meydana geldiği görülmüştür. Periapikal lezyonlu dişlerin restorasyonunda elastisite modülü yüksek postların kullanımının çevre diş dokusu ve lezyon

bölgesine daha az stres iletmesi dolayısıyla iyileşmeyi hızlandıracağı düşünülebilir. Çalışmamız bu açıdan yapılan çalışma sonuçları ile tutarlılık göstermektedir.

Durmuş ve ark. (28)'nin, oklüzal yük altında hangi post ve kor kombinasyonunun en uygun stres dağılımı sağladığını belirlemeyi amaçladıkları çalışmalarında, farklı post materyalleri (Ti, NiCr, AuPd, zirkonya, zirkonya post/kompozit rezin kor, cam fiber post/kompozit rezin kor ve karbon fiber post/kompozit rezin kor) kullanılarak 3 boyutlu modeller oluşturulmuştur. Oklüzal yüzeye 400N'luk kuvvet uygulanması sonucu oluşan Von Mises eşdeğer stres değerlerine baktığımızda, yüksek elastik modüle sahip post materyallerinin (döküm post, zirkonya post) zayıflamış kökte (yaklaşık %6) ve diş/post arayüzünde (yaklaşık %12) daha düşük strese ve postta daha yüksek strese (yaklaşık 5 kat) yol açtığı, elastik modülü düşük post materyalinin (fiber post) ise zayıflamış kökte daha yüksek strese (yaklaşık %11 ila %17), diş/post arayüzünde (yaklaşık %17,5) ve post materyallerinde (yaklaşık %24) daha düşük deformasyona yol açtığı görülmüştür. Çalışmada fiber postların, döküm postlara oranla daha fazla servikal stres oluşturduğu bulunmuş, bunun nedeni olarak fiber postların döküm postlara oranla daha esnek olması gösterilmiştir. Ayrıca daha fazla esnek olan fiber postlarda, post fleksiyonunun tespit edilememesi halinde bakteri infiltrasyonuna ve kor/diş, post/diş arayüzünde boşluklara yol açabileceği söylenmiştir. Bizim çalışmamızda elastisite modülü farklı post materyallerinin oluşturduğu stres dağılımları Durmuş ve ark. (28)'nin çalışma sonuçları ile benzerdir ayrıca lezyonlu dişlerde fiber post kullanımı sonucu, kontrol edilemeyen post fleksiyonu nedeni ile meydana gelen bakteri infiltrasyonu nedeniyle lezyon tablosunun yeniden gelişmesi düşünülebilir.

Sepideh ve ark. (288)'nin tam seramik alt yapılı sabit bölümlü protezlerde bağlayıcı genişliğinin stres dağılımına etkisini incelediği bir SEA çalışmasında alt 2.premolar ve 2.moların dayanak olduğu ve 3 farklı konnektör kalınlığına sahip (3mm, 4mm ve 5mm), 3 üyeli sabit protez modeli oluşturulmuştur. Modellere pontik bölgesinden 500 N kuvvet uygulanmış ve konnektör genişliğinin stres dağılımı üzerindeki etkisi simüle edilmiştir. Çalışmanın sonucunda, maksimum stresin konnektör bölgesinde olduğu, Model 1 (3mm) ile karşılaştırıldığında Model 3'te (5mm) stresin %24 azaldığı, yani daha geniş konnektörün daha düşük stres değerleri oluşturduğu görülmüştür (289). Yine konnektör genişliğinin stres dağılımı üzerine etkisini inceleyen benzer bir çalışmada farklı bölgelerden farklı kuvvetler uygulanması sonucu, kuvvetin yönü ve değerine bakılmaksızın maksimum değerlerin konnektör bölgesinde yoğunlaştığı ve konnektör genişliğinin artması ile stres değerlerinin düştüğü görülmüştür (290). Çalışmamızda; periapikal lezyonlu, dişler köprü protezleri ile simüle edildiğinde dayanak

1.premolar dişlerde meydana gelen stresin sağlıklı diş modeline kıyasla daha düşük değerde olduğu ve streslerin bağlayıcı bölgelerde yoğunluk kazandığı görülmüştür. Köprü protezleri ile restore edilen dişlerde daha düşük stres değerlerinin olması, streslerin bağlayıcı bölgelere de dağılarak azalması ile açıklanabilir. Çalışmamız bu noktada Sepideh ve ark. (288)'nin çalışma sonuçları ile örtüşmektedir.

Varsha ve ark. (291)'nin farklı dayanak tiplerinin (doğal diş, KKT'li post-kor sistemleri ile restore edilmiş diş ve implant) sabit bölümlü protezlerde kemikte meydana gelecek stres dağılımını SEA ile inceledikleri çalışmalarında, 6 model (Model 1: her iki dayanakta diş destekli, Model 2: bir dayanak post-kor ile restore edilmiş, diğer dayanak doğal diş, Model 3: bir dayanak doğal diş, diğer dayanak implant, Model 4: bir dayanak post-korla restore edilmiş diş, diğer dayanak implant, Model 5: her iki dayanakta post-kor ile restore edilmiş dişler, Model 6: her iki dayanağın implant olması) oluşturmuşlardır. Çalışmada her iki dayanak doğal diş olduğunda (Model 1) meydana gelen maksimum Von Mises değeri 99,62 MPa, dayanaklardan biri post-kor ile restore edilmiş diğeri doğal diş olduğunda 116,20 MPa, her iki diş post-kor sistemleri ile restore edilen dayanaklar olduğunda 136,90 değerinde bulunmuştur. Stres değerlerinin farklı olmasının nedeni, çalışmada kullanılan paslanmaz çelik postun etrafındaki dentin duvarına kıyasla yüksek elastisite modülüne sahip olması ve post içinde stres yoğunlaşmasına yol açması ile açıklanmıştır. Bu yüzden kron ve kök dentini içinde kuvvetlerin eşit olarak dağıtılabilmesi adına kullanılacak post-kor materyalinin elastisite modülünün dişin elastisite modülüne yakın olması gerektiği söylenmiştir. Çalışmamızda farklı elastisite modülüne sahip postlar ile restore edilen köprü protezlerine bakıldığında, elastisite modülü düşük olan post materyali kullanılan modelde (Model 2) maksimum Von Mises değeri 56,101 MPa, elastisite modülü yüksek olan post materyalleri kullanılan modellerde (Model 3, Model 4) maksimum Von Mises değerleri sırasıyla 60,866 MPa, 60,322 MPa bulunmuştur. Çalışmamız Varsha ve ark. 'nin çalışma sonuçları ile tutarlılık göstermektedir.

Inagaki ve ark. (292)'nin yaptığı diğer bir çalışmada; iki farklı post-kor materyali (fiber post, döküm post) ile restore edilen zirkonya alt yapı sabit bölümlü protezlerde, protez alt yapılarında ve dayanak köklerin etrafında meydana gelen yüzey gerilimi incelenmiştir. Dayanak olarak elastik modülünün dentine benzer olması ve köklerin özelliklerini yansıtması dolayısıyla akrilik rezinden oluşturulmuş mandibular 1. premolar ve 2. molar dişler kullanılmış ve dişlere farklı bölgelerden statik kuvvetler uygulanmıştır. Çalışmanın sonuçlarına göre; dayanak dişler döküm post-kor ile restore edildiğinde, köklerde meydana gelen yüzey geriliminin, cam fiber post ile restore edildiği duruma göre daha düşük olduğu belirtilmiştir.

Çalışmamızda elastik modülü yüksek olan post materyalleri ile restore edilen modellerde (Model 3, Model 4) kökün servikal, orta üçlüsünde ve post materyalinde yoğun stres alanları görülürken, elastik modülü düşük materyallerin stresleri post materyaline az, çevre diş dokularına daha fazla iletildiği görülmüştür. Sonuçlarımız, Inagaki ve ark. (292)'nin çalışmaları ile çelişmektedir. Bunun sebebi Inagaki ve ark.'nın çalışmalarında alt yapı materyali olarak zirkonya kullanmaları ve zirkonya alt yapının elastik modülü ile döküm postun elastik modülünün benzer olması sonucu materyaller arasında stres farkı oluşmaması ile açıklanabilir.

Sertel ve ark. (293)'nin yapmış olduğu farklı alt yapı materyallerinin diş-implant destekli sabit protezlerdeki stres dağılımını SEA ile inceledikleri çalışmada 34 nolu doğal diş ve 36 nolu implant bağlantılı 3 üyeli sabit protez modeli ve sadece dental implantlardan destek alan üç üyeli sabit protez modeli oluşturulmuştur. Modellere vertikal ve 45° açılı kuvvetler uygulanmıştır. Çalışmanın sonucunda hem vertikal hem de oblik kuvvetler altında meydana gelen stres değerleri kortikal kemikte, trabeküler kemiğe göre daha yüksek çıkmıştır. Bu durum, kortikal kemiğin, trabeküler kemikten daha yüksek elastisite modülüne sahip olması ve model üzerine gelen kuvvetin ilk olarak kortikal kemik tarafından karşılanması ile açıklanmıştır. Çalışmamızda, modellerin tümünde maksimum eşdeğer gerilmenin kortikal kemikte, trabeküler kemikten daha yüksek olduğu görülmüştür. Çalışmamız Sertel ve ark. (293)'nin çalışması ile tutarlı bulunmuştur.

Bacchi ve ark. (294) farklı protetik materyallerin implant destekli sabit protetik restorasyonlardaki stres dağılımı üzerine olan etkilerini SEA ile incelemişlerdir. Altın, gümüş-paladyum, titanyum, Zr ve Cr-Co protetik materyallerinin kullanıldığı çalışmanın sonucunda materyalin sertliği arttıkça peri-implant kemikte gözlenen stresin azaldığı bildirilmiştir.

Gökçe ve ark. (295) üç üyeli dental implant destekli sabit protetik restorasyonlarda Cr-Co ve fiberle güçlendirilmiş rezin protetik materyallerinin stres dağılımına olan etkilerini değerlendirdikleri çalışmalarında Cr-Co protetik materyalinin kullanıldığı modelde kemik üzerinde oluşan streslerin daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda elastik modülü yüksek materyallerin kemik üzerinde oluşan stresleri arttırdığı sonucuna varılmıştır. Bizim çalışmamızda alt yapı materyali olarak Ni-Cr kullanılmış olup, elastik modülü farklı post materyalleri uygulanmıştır. Bu koşullar altında baktığımızda çalışma sonuçlarımız, Bacchi ve ark. (294)'nin çalışması ile uyum göstermezken, Gökçe ve ark.'nın çalışması ile kısmen uyumlu bulunmaktadır.

Köprü protezlerinde elastik modülü düşük materyallerin kullanımının daha düşük streslere yol açacağını söyleyen çalışmaların yanında, periapikal lezyon durumu da göz önünde bulundurulduğu zaman, periapikal lezyonlu dişlerde düşük elastik modülüne sahip materyallerin stresleri post yapısı içerisinde tutarak lezyon bölgesine ve çevre kemik dokuya daha az stres iletilildiğini bildiren SEA çalışmaları ile bizim çalışma sonucumuz tutarlı bulunmaktadır (27, 28, 208, 296).

Literatürde, tek kron ve köprü restorasyonlarına dayanak olan post-kor uygulanmış dişlerle ilgili retrospektif çalışmalar incelendiğinde; 19.5 yıllık bir retrospektif çalışmada (297) döküm post-kor uygulanmış tek kron veya köprü ile restore edilen dişlerde sağ kalım 13,9 yıl olarak bulunmuş, 10 yıllık başka bir retrospektif çalışmada (298) döküm post-kor uygulanmış tek kron veya köprü dayanağı olan dişlerde klinik başarı açısından iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılığa rastlanılmamış, takip süresi 25 yıl olan bir çalışmada (299) döküm postlu dişlerin ağızda kalma süresinin canlı ve kronlu dişlerle aynı olduğu, yine 17 yıllık bir takip çalışmasında (300) döküm metal postlu ve postsuz restore edilmiş dişlerin hayatta kalma olasılıkları arasında fark bulunmadığı bildirilmiştir.

Bu çalışmanın temel limitasyonları;

Bu çalışmanın temel limitasyonu; SEM ile ağız içi şartların birebir aynı olmaması, ağız ortamındaki termal değişiklikler, fonksiyon sırasında kuvvetlerin statik ve dinamik olmasıdır. SEA çalışmalarında diş ideal yapı ve formlarda standardize edilerek çalışılmaktadır. Fakat dişlerin anatomik yapıları insandan insana farklılık göstermektedir. İlaveten lezyon homojen olarak modellenmiş olsa da klinikte farklı büyüklüklerde ve yapıda karşımıza çıkmaktadır. SEA'da elde edilen sayısal veriler yorumlanarak anlamlandırıldığı için çalışmanın sonucu klinik pratiği ile tamamen örtüşmeyebilir. Bu çalışma KKT'li, lezyonlu, farklı post materyalleri kullanılmış köprü protezlerine dayanak olan dişlere yönelik yapılacak olan uzun süreli takipli klinik çalışmalar ile desteklenebilir. SEM ile analiz edilen farklı post materyallerinin in vitro kırılma dirençlerinin test edilmemesi bu çalışmanın diğer bir limitasyonudur.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

KKT'li, periapikal lezyonlu, fiber, döküm metal ve zirkonya postlu, üç üyeli köprülere dayanak olan ve metal-seramik restorasyon kullanılan modellere kuvvet uygulandığında diş bileşenleri üzerinde oluşan etkinin SEA yöntemi ile karşılaştırıldığı bu çalışmada aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir;

1. Model 1 ve Model 2'de oluşan maksimum eşdeğer gerilme kole bölgesinde, Model 3'te postun orta 1/3'lük kısmında, Model 4'te ise dayanak molar dişin bukkal kasp tepesinde oluşmuştur. En yüksek Von Mises gerilme değeri Model 1'de en düşük Von Mises gerilme değeri Model 2'de görüldü.
2. Tüm modellerde kortikal kemikteki Von Mises değerlerinin trabeküler kemikten daha yüksek olduğu görüldü. En yüksek değer dişin kole bölgesiyle temasta olan kortikal kemik bölgesinde görülürken dişin kolesinden apikaline doğru kemikteki gerilmelerde azalmalar izlendi. Periapikal lezyonu olan modellerde (Model 2, Model 3 ve Model 4), lezyon bölgelerinde trabeküler kemik ile beraber düşük gerilme alanları görüldü.
3. Postlu diş modellerinde, fiber post üzerinde oluşan maksimum Von Mises değerinin 14,00 MPa , döküm ve zirkonya postlu modellerde ise sırasıyla 60,86 MPa, 59,93 MPa olduğu görüldü.
4. Farklı post materyallerini içeren modellerde, lezyon bölgesinde meydana gelen maksimum Von Mises değerinin fiber postlu modelde (0,02 MPa) , döküm ve zirkonya postlu modellere (0,01 MPa) göre daha yüksek olduğu görüldü.

Post materyalinin türü kök ve periodontal dokulardaki stres dağılımı üzerinde etkilidir. Bu çalışma kanal tedavili, periapikal lezyonlu premolar dişler köprü dayanağı olarak kullanıldığında; kuvvet altında oluşan stres konsantrasyonlarını göstermektedir. Bu çalışmanın sonuçlarını doğrudan klinik duruma uygulamak mümkün olmasada lezyonlu bölgede oluşacak stres dağılımı ile ilgili bilgi vermektedir. Çalışmada kullanılan 3 farklı postun periapikal lezyonlu premolar dişin apikal kök bölgesinde oluşturduğu stres dağılım değeri birbirine çok yakındır. Yara iyileşmesi için çevre ve periodontal dokulardaki stres iletimi önemlidir. Ancak dişin uzun dönemdeki prognozu için metal ve zirkonya postların kök yapısındaki olumsuz gerilmeler açısından dezavantajları da klinik olarak gözardı edilmemelidir. Ayrıca SEA

alışmalarının kısıtlamaları akılda tutularak, gelecekteki araştırma sonuçları (in vivo, in vitro) klinik bulgularla ilişkilendirmeye çalışmalı ve böylece modellerin geçerliliği arttırılmalıdır.



KAYNAKLAR

1. Ali Z, Baker SR, Shahrabaf S, Martin N, Vettore MV. Oral health-related quality of life after prosthodontic treatment for patients with partial edentulism: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*. 2019;121(1):59-68.
2. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Brackett SE. Sabit protezin temelleri, çeviri editörleri: Ünsal K, Üşümez A, III. Baskı, Quintessence yayıncılık, 2010.
3. Uzgur R. Farklı yöntemlerle elde edilen sabit protez metal alt yapılarının uyum ve mekanik özelliklerinin karşılaştırılması. Kırıkkale Üni. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora tezi, Kırıkkale, 2014.
4. Ersoy A.E. Diş Hekimliğinde Sabit Protezler. Ankara: Akademisyen tıp kitabevi; 2015.
5. Leempoel P, Van Rossum G, De Haan A, Reintjes A. Bridges in general dental practices: a descriptive study of the types of bridges and patients. *J Oral Rehabil*. 1989;16(4):381-6.
6. Moris I, Moscardini CA, Moura LKB, Silva-Sousa YTC, Gomes EA. Evaluation of stress distribution in endodontically weakened teeth restored with different crown materials: 3D-FEA analysis. *Braz Dent J*. 2017;28:715-9.
7. Chugal N, Mallya SM, Kahler B. Criteria for Outcome Assessment of Nonsurgical Endodontic Treatment. *Endodontic Prognosis*: Springer; 2017.
8. Nair PR, SjOgren U, Figdor D, Sundqvist G. Persistent periapical radiolucencies of root-filled human teeth, failed endodontic treatments, and periapical scars. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 1999;87(5):617-27.
9. Torres-Lagares D, Segura Egea JJ, Rodríguez-Caballero A, Llamas Carreras JM, Gutiérrez Pérez JL. Treatment of a Large Maxillary Cyst with Marsupialisation, Decompression, Surgical Endodontic Therapy and Enucleation. *J Can Dent Assoc*. 2011;77, b87-b87.
10. Endodontology ESo. Quality guidelines for endodontic treatment: consensus report of the European Society of Endodontology. *Int Endod J*. 2006;39(12):921-30.
11. Caliskan MK. Endodontide tanı ve tedaviler. İstanbul: Nobel Kitabevi; 2006.
12. Gillen BM, Looney SW, Gu L-S, Loushine BA, Weller RN, Loushine RJ, et al. Impact of the quality of coronal restoration versus the quality of root canal fillings on success of root canal treatment: a systematic review and meta-analysis. *J Endod*. 2011;37(7):895-902.

13. Heling I, Gorfil C, Slutzky H, Kopolovic K, Zalkind M, Slutzky-Goldberg I. Endodontic failure caused by inadequate restorative procedures: review and treatment recommendations. *J Prosthet Dent*. 2002;87(6):674-8.
14. Mohan SM, Gowda EM, Shashidhar M. Clinical evaluation of the fiber post and direct composite resin restoration for fixed single crowns on endodontically treated teeth. *Med J Armed Forces India*. 2015;71(3):259-64.
15. 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.
16. HT S, Sather DA, Wilson EL, Cain JR, Mitchell DL, Blanco LJ, et al. Restoration of endodontically treated teeth. In: *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. Quintessence Yayıncılık. 2012:510-38.
17. Tronstad L, Asbjørnsen K, Døving L, Pedersen I, Eriksen H. Influence of coronal restorations on the periapical health of endodontically treated teeth. *Endod Dent Traumatol*. 2000;16(5):218-21.
18. Hochman N, Zalkind M. New all-ceramic indirect post-and-core system. *J Prosthet Dent*. 1999;81(5):625-9.
19. Summitt JB. *Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach*: Quintessence Yayıncılık; 2006.
20. Rosenstiel SF, Land MF, Walter R. *Contemporary fixed prosthodontics*: Elsevier Health Sciences; 2022.
21. Anusavice KJ. Standardizing failure, success, and survival decisions in clinical studies of ceramic and metal–ceramic fixed dental prostheses. *Dent Mater*. 2012;28(1):102-11.
22. Koçak A. Cercon Zirconia sistemi ile yapılan posterior sabit protezlerin uzun dönem klinik başarılarının incelenmesi. *Doktora Tezi*, Marmara Üniversitesi, 2006.
23. İskefli N. Farklı sabit bölümlü protez materyallerinin periodontal sağlığa etkisinin incelenmesi. *Doktora Tezi*, İstanbul Üniversitesi, 2015.
24. Sagsen B, Zortuk M, Ertas H, Er O, Demirbuga S, Arslan H. In vitro fracture resistance of endodontically treated roots filled with a bonded filling material or different types of posts. *J Endod*. 2013;39(11):1435-7.
25. Adebayo O, Burrow M, Tyas M. Bond strength test: role of operator skill. *Aust Dent J*. 2008;53(2):145-50.
26. Eraslan O, Eskitascioglu G, Belli S. Conservative restoration of severely damaged endodontically treated premolar teeth: a FEM study. *Clin Oral Investig*. 2011;15(3):403-8.

27. Belli S, Eraslan O, Hakki SS, Eskitascioglu M, Eskitascioglu G. Effect of post-restoration on stresses in premolars with endodontic–periodontal lesion: an FEA study. *J Adhes Sci Technol.* 2017;31(6):591-601.
28. Durmus G, Oyar P. Effects of post core materials on stress distribution in the restoration of mandibular second premolars: a finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2014;112(3):547-54.
29. Mente J, Petrovic J, Gehrig H, Rampf S, Michel A, Schürz A, et al. A prospective clinical pilot study on the level of matrix metalloproteinase-9 in dental pulpal blood as a marker for the state of inflammation in the pulp tissue. *J Endod.* 2016;42(2):190-7.
30. Hargreaves K, Cohen S. Pathways of the pulp 10th edition. Ch. 2011;8:246.
31. Abbott P, Yu C. A clinical classification of the status of the pulp and the root canal system. *Aust Dent J.* 2007;52:S17-S31.
32. Berman LH, Hargreaves KM. Cohen's pathways of the pulp-e-book: Elsevier Health Sciences; 2020.
33. Booth JM. A Colour Atlas of Endodontics By: JJ Messing and CJR Stock. Wiley Online Library; 1988.
34. Levin LG, Law AS, Holland G, Abbott PV, Roda RS. Identify and define all diagnostic terms for pulpal health and disease states. *J Endod.* 2009;35(12):1645-57.
35. Alaçam T. Pulpal ve periapikal dokuların biyolojisi. Ankara: Özyurt matbaacılık; 2012.
36. Hargreaves KM, Goodis HE, Tay FR. Seltzer and Bender's dental pulp: Quintessence Pub.; 2012.
37. Zero DT, Zandona AF, Vail MM, Spolnik KJ. Dental caries and pulpal disease. *Dent Clin North Am.* 2011;55(1):29-46.
38. Barbakow F, Cleaton-Jones P, Friedman D. Endodontic treatment of teeth with periapical radiolucent areas in a general dental practice. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1981;51(5):552-9.
39. Trowbridge HO. Pathogenesis of pulpitis resulting from dental caries. *J Endod.* 1981;7(2):52-60.
40. Ingle JJ, Bakland LK, Baumgartner JC. Ingle's endodontics 6: Pmiph USA ; 2008.
41. Ricucci D, Loghin S, Siqueira Jr JF. Correlation between clinical and histologic pulp diagnoses. *J Endod.* 2014;40(12):1932-9.
42. Tronstad L. Clinical endodontics: a textbook: Thieme New York, NY, USA; 2003.

43. Stanley H, Weisman M, Michanowicz A, Bellizzi R. Ischemic infarction of the pulp: sequential degenerative changes of the pulp after traumatic injury. *J Endod.* 1978;4(11):325-35.
44. Bergenholtz G, Hörsted-Bindslev P, Reit C. *Textbook of endodontology*: John Wiley & Sons; 2013.
45. Venskutonis T, Plotino G, Tocci L, Gambarini G, Maminskas J, Juodzbals G. Periapical and endodontic status scale based on periapical bone lesions and endodontic treatment quality evaluation using cone-beam computed tomography. *J Endod.* 2015;41(2):190-6.
46. Abbott PV. Classification, diagnosis and clinical manifestations of apical periodontitis. *Endodontic topics.* 2004;8(1):36-54.
47. Louis H. Berman, Hartwell. GR. *Cohen Pathways of the Pulp* 9th edition. Elsevier MM, editor: St. Louis; 2006.
48. Torabinejad M, Walton R. Pulp and periapical pathosis. *Endodontics: principles and practice.* 2008;4:49.
49. Carrotte P. Endodontics: Part 3 Treatment of endodontic emergencies. *Br Dent J.* 2004;197(6):299-305.
50. Torabinejad M, Fouad A WR. *Endodontics*, 5th ed. : Hamilton: BC Decker Inc.; 2002.
51. Glickman GN. AAE Consensus Conference on Diagnostic Terminology: background and perspectives. *J Endod.* 2009;35(12):1619-20.
52. Cohen S, Burns RC, Walton R, Torabinejad M. *Pathway of the pulp* 10th edition American Board of Endodontics; 1998.
53. Menzies RA, Reiter AM, Lewis JR. Assessment of apical periodontitis in dogs and humans: a review. *J Vet Dent.* 2014;31(1):8-21.
54. Kirkevang LL, Vaeth M, Hörsted-Bindslev P, Bahrami G, Wenzel A. Risk factors for developing apical periodontitis in a general population. *Int Endod J.* 2007;40(4):290-9.
55. Berman LH, Hartwell. GR. *Pathways of the Pulp*, 9th edn. St. Louis, MI: Mosby Elsevier: Chapter 1. Diagnosis. In: Cohen S, Hargreaves KM, eds. ; 2006. 2-39. p.
56. Huuonen S, Ørstavik D. Radiological aspects of apical periodontitis. *Endodontic Topics.* 2002;1(1):3-25.
57. Ridao-Sacie C, Segura-Egea J, Fernández-Palacín A, Bullón-Fernández P, Ríos-Santos J. Radiological assessment of periapical status using the periapical index: comparison of periapical radiography and digital panoramic radiography. *Int Endod J.* 2007;40(6):433-40.

58. Ørstavik D. Time-course and risk analyses of the development and healing of chronic apical periodontitis in man. *Int Endod J*. 1996;29(3):150-5.
59. Ørstavik D, Kerekes K, Eriksen HM. The periapical index: a scoring system for radiographic assessment of apical periodontitis. *Endod Dent Traumatol*. 1986;2(1):20-34.
60. Ørstavik D, Hørsted-Bindslev P. A comparison of endodontic treatment results at two dental schools. *Int Endod J*. 1993;26(6):348-54.
61. Jurado Patrón OD, Vargas López A, Vega Lizama EM, Alvarado Cárdenas G, López Villanueva ME, Ramírez Salomón M. Radiographic characteristics in the periapical healing post endodontic treatment in patients of the Autonomous University of Yucatan, School of Dentistry. *Nova scientia*. 2018;10(21):379-90.
62. Ørstavik D, Kerekes K, Eriksen HM. Clinical performance of three endodontic sealers. *Endod Dent Traumatol*. 1987;3(4):178-86.
63. Hudson DA, Remeikis NA, Van Cura JE. Instrumentation of curved root canals: a comparison study. *J Endod*. 1992;18(9):448-50.
64. Saunders W, Saunders E. Coronal leakage as a cause of failure in root-canal therapy: a review. *Endod Dent Traumatol*. 1994;10(3):105-8.
65. Veríssimo DM, do Vale MS. Methodologies for assessment of apical and coronal leakage of endodontic filling materials: a critical review. *J Oral Sci*. 2006;48(3):93-8.
66. Siqueira Jr JF. Aetiology of root canal treatment failure: why well-treated teeth can fail. *Int Endod J*. 2001;34(1):1-10.
67. Sjogren U, Hägglund B, Sundqvist G, Wing K. Factors affecting the long-term results of endodontic treatment. *J Endod*. 1990;16(10):498-504.
68. Gutmann JL, Harrison JW. *Surgical endodontics*: Blackwell scientific publications: Boston; 1991.
69. Weiger R, Rosendahl R, Lost C. Influence of calcium hydroxide intracanal dressings on the prognosis of teeth with endodontically induced periapical lesions. *Int Endod J*. 2000;33(3):219-26.
70. Bhaskar SN. Oral surgery—oral pathology conference no. 17, Walter Reed Army Medical Center: periapical lesions—types, incidence, and clinical features. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1966;21(5):657-71.
71. Çalışkan M. Prognosis of large cyst-like periapical lesions following nonsurgical root canal treatment: a clinical review. *Int Endod J*. 2004;37(6):408-16.
72. Figdor D. Apical periodontitis: a very prevalent problem. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 2002;94(6).

73. Harty F, Parkins B, Wengraf A. The success rate of apicectomy. A retrospective study of 1, 016 cases. *Br Dent J.* 1970;129(9):407-13.
74. Nair PR, Pajarola G, Schroeder HE. Types and incidence of human periapical lesions obtained with extracted teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1996;81(1):93-102.
75. Bender I, Seltzer S, Soltanoff W. Endodontic success—A reappraisal of criteria: Part I. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1966;22(6):780-9.
76. Bender I, Seltzer S, Soltanoff W. Endodontic success—A reappraisal of criteria: Part II. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 1966;22(6):790-802.
77. Ng YL, Mann V, Rahbaran S, Lewsey J, Gulabivala K. Outcome of primary root canal treatment: systematic review of the literature—part 1. Effects of study characteristics on probability of success. *Int Endod J.* 2007;40(12):921-39.
78. Huuonen S, Lenander-Lumikari M, Sigurdsson A, Orstavik D. Healing of apical periodontitis after endodontic treatment: a comparison between a silicone-based and a zinc oxide-eugenol-based sealer. *Int Endod J.* 2003;36(4):296-301.
79. Lumley P, Lucarotti P, Burke F. Ten-year outcome of root fillings in the General Dental Services in England and Wales. *Int Endod J.* 2008;41(7):577-85.
80. Stoll R, Betke K, Stachniss V. The influence of different factors on the survival of root canal fillings: a 10-year retrospective study. *J Endod.* 2005;31(11):783-90.
81. Tickle M, Milsom K, Qualtrough A, Blinkhorn F, Aggarwal V. The failure rate of NHS funded molar endodontic treatment delivered in general dental practice. *Br Dent J.* 2008;204(5):E8-E.
82. Lazarski MP, Walker III WA, Flores CM, Schindler WG, Hargreaves KM. Epidemiological evaluation of the outcomes of nonsurgical root canal treatment in a large cohort of insured dental patients. *J Endod.* 2001;27(12):791-6.
83. Ng YL, Mann V, Gulabivala K. Tooth survival following non-surgical root canal treatment: a systematic review of the literature. *Int Endod J.* 2010;43(3):171-89.
84. Salehrabi R, Rotstein I. Epidemiologic evaluation of the outcomes of orthograde endodontic retreatment. *J Endod.* 2010. 2010;36(5):790-2.
85. Bilgin M. Farklı post-core sistemlerinin iki farklı metod kullanılarak (Fraktür Analizi ve Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi) değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi, 2008.
86. Nagasiri R, Chitmongkolsuk S. Long-term survival of endodontically treated molars without crown coverage: a retrospective cohort study. *J Prosthet Dent.* 2005;93(2):164-70.

87. Hudis SI, Goldstein GR. Restoration of endodontically treated teeth: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 1986;55(1):33-8.
88. Smidt A, Venezia E. Techniques for immediate core buildup of endodontically treated teeth. *Quintessence Int*. 2003;34(4).
89. Friedman S. Prognosis of initial endodontic therapy. *Endodontic topics*. 2002;2(1):59-88.
90. Ricucci D, Siqueira Jr JF. Recurrent apical periodontitis and late endodontic treatment failure related to coronal leakage: a case report. *J Endod*. 2011;37(8):1171-5.
91. Ng YL, Mann V, Gulabivala K. A prospective study of the factors affecting outcomes of nonsurgical root canal treatment: part 1: periapical health. *Int Endod J*. 2011;44(7):583-609.
92. Yee K, Bhagavatula P, Stover S, Eichmiller F, Hashimoto L, MacDonald S, et al. Survival rates of teeth with primary endodontic treatment after core/post and crown placement. *J Endod*. 2018;44(2):220-5.
93. Hunter A, Flood A. The restoration of endodontically treated teeth. Part 1. Treatment planning and restorative principles. *Aust Dent J*. 1988;33(6):481-90.
94. <<https://dentistatjamnagar.com/post-and-core/>>, (15 Mart 2023).
95. Aydemir M, Bağlar S. Post-Kor Sistemlerinin Güncel Sınıflandırılması. *Türkiye Kli. Diş Hek. Bil. Der.* 2019;25(3), 319 - 333.
96. Stankiewicz N, Wilson P. The ferrule effect: a literature review. *Int Endod J*. 2002;35(7):575-81.
97. Juloski J, Fadda G, Monticelli F, Fajó-Pascual M, Goracci C, Ferrari M. Four-year survival of endodontically treated premolars restored with fiber posts. *J Dent Res*. 2014;93 52S-8S.
98. Zaimoğlu A, Can G., (2004), Sabit protezler, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara.
99. Cormier CJ, Burns DR, Moon P. In vitro comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic, and conventional post systems at various stages of restoration. *J Prosthodont*. 2001;10(1):26-36.
100. Gutmann JL. Preparation of endodontically treated teeth to receive a post-core restoration. *J Prosthet Dent*. 1977;38(4):413-9.
101. <<https://www.ids dental.com/peesreamgatg.html/>>, (14 Mart 2023).
102. Alaçam T, Aydın M, Tınaz C, Ömürlü H, Can HE, Uzel İ., (2012) Endodonti. 2nd ed. Ankara.

103. Mattison GD, Delivanis PD, Thacker Jr RW, Hassell KJ. Effect of post preparation on the apical seal. *J Prosthet Dent.* 1984;51(6):785-9.
104. 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.
105. Pilo R, Tamse A. Residual dentin thickness in mandibular premolars prepared with gates glidden and ParaPost drills. *J Prosthet Dent.* 2000;83(6):617-23.
106. Barjau-Escribano A, Sancho-Bru J, Forner-Navarro L, Rodríguez-Cervantes P, Perez-Gonzalez A, Sanchez-Marin F. Influence of prefabricated post material on restored teeth: fracture strength and stress distribution. *Oper Dent.* 2006;31(1):47-54.
107. Morgano SM, Brackett SE. Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. *J Prosthet Dent.* 1999;82(6):643-57.
108. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett S., (1997) *Fundamentals of fixed prosthodontics*: Quintessence Publishing Company Chicago, IL, USA.
109. Rosenstiel SF, Land MF, Walter R., (2022) *Contemporary fixed prosthodontics-e-book*: Elsevier Health Sciences.
110. <<https://www.semanticscholar.org/paper/Comparison-of-fracture-resistance-between-cast%2C-CAD-Bilgin-Erdem/0119be22ec2c7718f9b320b64d4c68907d395869/>> , (13 Mart 2023).
111. <<https://www.ebay.com/itm/403586743541> /> , (13 Mart 2023).
112. Bearden L, Cooke F. Growth inhibition of cultured fibroblasts by cobalt and nickel. *J Biomed Mater Res.* 1980;14(3):289-309.
113. Drummond JL. In vitro evaluation of endodontic posts. *Am J Dent.* 2000;13 (Spec No):5B-8B.
114. Uzun G, Cekic N. Position of fiber reinforced composites in prosthetic applications. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.* 2009.
115. Malferrari S, Monaco C, Scotti R. Clinical Evaluation of Teeth Restored with Quartz Fiber--Reinforced Epoxy Resin Posts. *Int J Prosthodont.* 2003;16(1).
116. Ferrari M, Vichi A, Mannocci F, Mason PN. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Am J Dent.* 2000;13(Spec No):9B-13B.
117. Fredriksson M, Astbäck J, Pamenius M, Arvidson K. A retrospective study of 236 patients with teeth restored by carbon fiber-reinforced epoxy resin posts. *J Prosthet Dent.* 1998;80(2):151-7.
118. Duret B, Reynaud M, Duret F. A new concept of corono-radicular reconstruction, the Composipost (2). *Chir Dent Fr.* 1990;60(542):69-77.

119. <<https://www.dentistryiq.com/dentistry/products/article/16352305/relyx-fiber-post-3d-glass-fiber-post-released-by-3m-oral-care> />, (14 Nisan 2023).
120. Freedman G. The carbon fibre post: metal-free, post-endodontic rehabilitation. *Oral Health*. 1996;86(2):23-30.
121. Torbjörner A, Karlsson S, Syverud M, Hensten-Pettersen A. Carbon fiber reinforced root canal posts Mechanical and cytotoxic properties. *Eur J Oral Sci*. 1996;104(5-6):605-11.
122. Yazdanie N, Mahood M. Carbon fiber acrylic resin composite: an investigation of transverse strength. *J Prosthet Dent*. 1985;54(4):543-7.
123. Vallittu PK. A review of fiber-reinforced denture base resins. *J Prosthodont*. 1996;5(4):270-6.
124. Jayasenthil A, Solomon-Sathish E, Venkatalakshmi-Aparna P, Balagopal S. Fracture resistance of tooth restored with four glass fiber post systems of varying surface geometries-An in vitro study. *J Clin Exp Dent*. 2016;8(1):e44.
125. Rajambigai A, Kumar A, Raja R. Comparison of stress distribution in a maxillary central incisor restored with two prefabricated post systems with and without ferrule using finite element method *J Clin Diagn Res*. 2016;10(9):ZC52.
126. Kremeier K, Fasen L, Klaiber B, Hofmann N. Influence of endodontic post type (glass fiber, quartz fiber or gold) and luting material on push-out bond strength to dentin in vitro. *Dent Mater*. 2008;24(5):660-6.
127. Iglesia-Puig MA, Arellano-Cabornero A. Fiber-reinforced post and core adapted to a previous metal ceramic crown. *J Prosthet Dent*. 2004;91(2):191-4.
128. Braden M, Davy K, Parker S, Ladizesky N, Ward I. Denture base poly (methyl methacrylate) reinforced with ultra-thin modulus polyethylene fibers. *Br Dent J*. 1988;164(4):109-13.
129. Akkayan B, Gulmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *J Prosthet Dent*. 2002;87(4):431-7.
130. Lee K, Kelly D, Kennedy Jr G. Pulmonary response to inhaled Kevlar aramid synthetic fibers in rats. *Toxicol Appl Pharmacol*. 1983;71(2):242-53.
131. Butz F, Lennon ÁM, Heydecke G, Strub JR. Survival rate and fracture strength of endodontically treated maxillary incisors with moderate defects restored with different post-and-core systems: an in vitro study. *Int J Prosthodont*. 2001;14(1).
132. Koutayas SO, Kern M. All-ceramic posts and cores: the state of the art. *Quintessence Int*. 1999;30(6).

133. Sakaguchi RL, Powers JM., (2012) Craig's restorative dental materials-e-book, Elsevier Health Sciences.
134. Ottl P, Hahn L, Lauer HC, 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.
135. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999;20(1):1-25.
136. Cohen BI, Pagnillo MK, Newman I, Musikant BL, Deutsch AS. Retention of a core material supported by three post head designs. *J Prosthet Dent.* 2000;83(6):624-8.
137. Meyenberg KH, Luthy H, Scharer P. Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthet Dent.* 1995;7(2):73-80.
138. Bitter K, Priehn K, Martus P, Kielbassa AM. In vitro evaluation of push-out bond strengths of various luting agents to tooth-colored posts. *J Prosthet Dent.* 2006;95(4):302-10.
139. Shetty T, Bhat SG, Shetty P. Aesthetic postmaterials. *J Indian Prosthodont Soc.* 2005;5(3):122.
140. Oblak C, Jevnikar P, Kosmac T, Funduk N, Marion L. Fracture resistance and reliability of new zirconia posts. *J Prosthet Dent.* 2004;91(4):342-8.
141. Hedlund S-O, Johansson NG, Sjögren G. Retention of prefabricated and individually cast root canal posts in vitro. *Br Dent J.* 2003;195(3):155-8.
142. Morgano SM, Rodrigues AH, Sabrosa CE. Restoration of endodontically treated teeth. *Dental Clinics.* 2004;48(2):397-416.
143. Rosentritt M, Fürer C, Behr M, Lang R, Handel G. Comparison of in vitro fracture strength of metallic and tooth-coloured posts and cores. *J Oral Rehabil.* 2000;27(7):595-601.
144. Fuhrmann G, Steiner M, Freitag-Wolf S, Kern M. Resin bonding to three types of polyaryletherketones (PAEKs)—durability and influence of surface conditioning. *Dent Mater.* 2014;30(3):357-63.
145. Stewardson DA. Fibre-based post systems: a review of the literature. *Br Dent J.* 2003;195(1):37-.
146. Frankis JS. Dental Materials and Their Selection. *N Y State Dent J.* 2003;69(4):47.
147. Wassell R, Barker D, Steele J. Crowns and other extra-coronal restorations: try-in and cementation of crowns. *Br Dent J.* 2002;193(1):17-28.
148. Jokstad A, Mjor I. Ten years' clinical evaluation of three luting cements. *J Dent.* 1996;24(5):309-15.

149. Smith RT, Shivapuja PK. The evaluation of dual cement resins in orthodontic bonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1993;103(5):448-51.
150. Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry: the glass-ionomer cement. *Br Dent J.* 1972;132:3-5.
151. Kurtoglu C. Geleneksel ve adeziv dental simanlar hakkında bir derleme çalışması. *Atatürk Ünv. Diş Hek. Fak. Derg.* 2012;2012(2):205-16.
152. Stockton LW. Factors affecting retention of post systems: a literature review. *J Prosthet Dent.* 1999;81(4):380-5.
153. Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Van Landuyt K, Maida T, Lambrechts P, Peumans M. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dent Mater.* 2007;23(1):71-80.
154. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 1999;81(2):135-41.
155. Ogunyinka A. The bond of two adhesive resins to alumina blasted and heat-treated gold alloy surfaces. *J Oral Rehabil.* 2000;27(5):403-6.
156. Roulet J-F. Adhesion: The silent revolution. *J Adhes Dent.* 1999;3:285-7.
157. Karacolak G, Turkun LS. Geçmişten Günümüze Postlar, Yapıştırıcı Simanlar ve Kor Materyalleri. *Atatürk Ünv. Diş Hek. Fak. Derg.* 2015;25(3).
158. Vrochari AD, Eliades G, Hellwig E, Wrbas K-T. Curing efficiency of four self-etching, self-adhesive resin cements. *Dent Mater.* 2009;25(9):1104-8.
159. Powers JM, Wataha JC. *Dental materials-E-book: properties and manipulation*: Elsevier Health Sciences; 2014.
160. Hofmann N, Hugo B, Schubert K, Klaiber B. Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strength, modulus, and hardness of photoactivated resin composites. *Clin Oral Investig.* 2000;4(3):140-7.
161. Ban S, Okuda Y, Noda M, Tsuruki J, Kawai T, Kono H. Clinical aspects of dental materials: theory, practice, and cases. *Dent Mater J.* 2013;32(6):1011-9.
162. El-Badrawy WA, El-Mowafy OM. Chemical versus dual curing of resin inlay cements. *J Prosthet Dent.* 1995;73(6):515-24.
163. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2003;89(3):268-74.
164. Rueggeberg FA. From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. *J Prosthet Dent.* 2002;87(4):364-79.

165. Ferrari M, Scotti R. Fiber posts: characteristics and clinical applications. Roma: Ed Masson. 2002;12(4):1-5.
166. Robbins JW. Restoration of the endodontically treated tooth. Dent. Clin. 2002;46(2):367-84.
167. Nallaswamy D. Text Book of Prosthodontics. New Delhi: Jaypee Brothers Medical Publishers (P) Ltd; 2007.
168. Toksavul S, Yılmaz G. Bölümlü Protezler. EÜ Diş Hek Fak Yayınları. 2006;2:3-4.
169. Baydaş S. Kuron Köprü Protezleri. Atatürk Üniversitesi Yayınları; 2005.
170. T.C. Milli Eğitim Bakanlığı. Sabit Protezlerde Model. Ankara: MEB; 2012.
171. Smith ED, Howe LC. Planning and making crowns and bridges: CRC Press; 2013.
172. Kutlu F. Ön Bölge Köprü Protezleri Çeşitleri. Bitirme Tezi, İstanbul Üniversitesi, 2020.
173. Yang H-S, Chung H-J, Park Y-J. Stress analysis of a cantilevered fixed partial denture with normal and reduced bone support. J Prosthet Dent. 1996;76(4):424-30.
174. Bultan Ö. Metal-Pres Seramik Uyumunun Araştırılması. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi, 2006.
175. Kaleli N. Farklı tekniklerle hazırlanan metal-seramik altyapılarının fiziksel ve mekanik özelliklerinin karşılaştırılması. Doktora Tezi, Ondokuz Mayıs Üniversitesi, 2015.
176. McClean J. The Science and Art of Dental Ceramics. Vol. I: The Nature of Dental Ceramics and Their Clinical Use. Quintessence, Chicago. 1979.
177. <<https://www.dent-ar.com/estetik-dis-hekimligi/metal-porselen/>> , (22 Nisan 2023).
178. Parameswaran A. Sturdevant's art and science of operative dentistry. J Conserv Dent. 2013;16(5):480.
179. Caputo AA, Standlee JP. Biomechanics in clinical dentistry: Quintessence Publishing (IL); 1987.
180. Korkmaz T, Suca Ç. Porselen üst yapıya destek oluşturacak metal alt yapı bağlantı bölgelerinin holografik interferometre yöntemi ile incelenmesi. Gazi Ünv. Diş Hek. Fak. Derg. 1998;15(1-2-3):61-7.
181. Powers JM. Craig's restorative dental materials. Mechanical properties. 2006:51-96.
182. O'brien WJ. Dental materials and their selection. Quintessence. 2002.
183. 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.
184. Goodno BJ, Gere JM. Mechanics of materials: Cengage Learning; 2020.

185. 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.
186. Ulusoy M, Aydın AK. Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. (Cilt II), Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara, 2023.
187. Ramoğlu S, Oğuz O. Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2014;9:175–80.
188. Taşkinsel E, Gümüş H. Sonlu Elemanlar Stres Analizi ve Restoratif Diş Hekimliğinde Kullanımı. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* 2014;24 131-5.
189. Ledley RS, Huang HK. Linear model of tooth displacement by applied forces. *J Dent Res.* 1968;47(3):427-32.
190. Ramoglu S , Oğuz O. Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* 2014;24(3).
191. Logan DL. A first course in the finite element method: Cengage Learning; 2016.
192. <<https://onscale.com/blog/meshing-in-fea-introduction-to-meshing/>> , (24 Nisan 2023).
193. <<https://slideplayer.com/slide/4666549/>> , (24 Nisan 2023).
194. Ebrahimi F. Finite Element Analysis: New Trends and Developments: BoD–Books on Demand; 2012.
195. Frough Reyhani M, Yavari H, Ghasemi N, Rahimi S, Soroush Barhaghi MH, Mokhtari H, Sarikhani P. Comparing the coronal seal of different thicknesses of MTA with gutta-percha after post space preparation. *ScientificWorldJournal.* 2015;2015.
196. Mozini ACA, Vansan LP, Sousa Neto MD, Pietro R. Influence of the length of remaining root canal filling and post space preparation on the coronal leakage of *Enterococcus faecalis*. *Braz J Microbiol.* 2009;40:174-9.
197. Fu G, Deng F, Wang L, Ren A. The three-dimension finite element analysis of stress in posterior tooth residual root restored with postcore crown. *Dent Traumatol.* 2010;26(1):64-9.
198. George MG, Romanyk DL, George A, Li Y, Heo G, Major PW, et al. Comparison of third-order torque simulation with and without a periodontal ligament simulant. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2015;148(3):431-9.
199. Juloski J, Radovic I, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Ferrule effect: a literature review. *Int Endod J.* 2012;38(1):11-9.
200. Falakaloğlu S. Biyolojik dentin post kullanarak kök kanalının rekonstrüksiyonu: Üç boyutlu sonlu elemanlar analizi. Uzmanlık Tezi, Dicle Üniversitesi, 2016.

201. Perillo L, Sorrentino R, Apicella D, Quaranta A, Gherlone E, Zarone F, et al. Nonlinear visco-elastic finite element analysis of porcelain veneers: a submodelling approach to strain and stress distributions in adhesive and resin cement. *J Adhes Dent.* 2010;12(5):403.
202. De Miranda Coelho CS, Biffi JCG, da Silva GR, Abrahão A, Campos RE, Soares CJ. Finite element analysis of weakened roots restored with composite resin and posts. *Dent Mater J.* 2009;28(6):671-8.
203. Živko-Babić J, Pandurić J, Jerolimov V, Mioč M, Pižeta I, Jakovac M. Bite force in subjects with complete dentition. *Coll Antropol.* 2002;26(1):293-302.
204. Naumann M, Rosentritt M, Preuß A, Dietrich T. The effect of alveolar bone loss on the load capability of restored endodontically treated teeth: a comparative in vitro study. *J Dent.* 2006;34(10):790-5.
205. Lin J, Lin Z, Zheng Z. Effect of different restorative crown design and materials on stress distribution in endodontically treated molars: a finite element analysis study. *BMC Oral Health.* 2020;20(1):1-8.
206. Abuelenain DA, Ajaj R, El-Bab EIF, Hammouda MM. Comparison of Stresses Generated within the Supporting Structures of Mandibular Second Molars Restored with Different Crown Materials: 3-D Finite Element Analysis (FEA). *J Prosthodont.* 2015;24(6):484-93.
207. Cervino G, Romeo U, Lauritano F, Bramanti E, Fiorillo L, D'Amico C, Milone D, Laino L, Campolongo F, Rapisarda S, Cicciu E. Fem and von mises analysis of OSSTEM® dental implant structural components: Evaluation of different direction dynamic loads. *Open Dent J.* 2018;12:219.
208. Belli S, Eraslan O, Eskitascioglu G. Effect of root filling on stress distribution in premolars with endodontic-periodontal lesion: a finite elemental analysis study. *J Endod.* 2016;42(1):150-5.
209. Stashenko P. Interrelationship of dental pulp and apical periodontitis. *Bender and Seltzer's dental pulp* Chicago: Quintessence publishing. 2002:389-409.
210. Bozkurt M, Canan D, Mustafa D, OZALP N. Geniş Periapikal Lezyonlu Dişlerin Cerrahi Olmayan Yöntemle Tedavisi. *ADO Klin. Bil. Derg.* 2012;5(4):1034-41.
211. Günday M, Türkaydın DE, Sönmez S. Geniş Periapikal Lezyonlu Dişlerde Endodontik Tedavi Yaklaşımı: 3 Olgu Sunumu. 2012.
212. Riccitiello F, Stabile P, Amato M, Rengo S, D'Ambrosio C. The treatment of the large periradicular endodontic injury. *Minerva Stomatologica.* 2011;60(9):417-26.

213. Venugopal V, Kumar SA, Jyothi K. Successful healing of periapical lesions with non-surgical Endodontic Approach. *J Dent Res*. 2011;2(1):1-6.
214. Karamifar K, Tondari A, Saghiri MA. Endodontic periapical lesion: An overview on the etiology, diagnosis and current treatment modalities. *Eur Endod J* 2020;5(2):54.
215. Fransson H, Dawson VS, Frisk F, Bjørndal L, Jonasson P, Kvist T, et al. Survival of root-filled teeth in the Swedish adult population. *J Endod*. 2016;42(2):216-20.
216. Mindiola MJ, Mickel AK, Sami C, Jones JJ, Lalumandier JA, Nelson SS. Endodontic treatment in an American Indian population: a 10-year retrospective study. *J Endod*. 2006;32(9):828-32.
217. Pratt I, Aminoshariae A, Montagnese TA, Williams KA, Khalighinejad N, Mickel A. Eight-year retrospective study of the critical time lapse between root canal completion and crown placement: its influence on the survival of endodontically treated teeth. *J Endod*. 2016;42(11):1598-603.
218. Siqueira Jr JF, Rôças IN, Alves FR, Campos LC. Periradicular status related to the quality of coronal restorations and root canal fillings in a Brazilian population. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2005;100(3):369-74.
219. Balto H. An assessment of microbial coronal leakage of temporary filling materials in endodontically treated teeth. *J Endod*. 2002;28(11):762-4.
220. Chugal NM, Clive JM, Spångberg LS. Endodontic treatment outcome: effect of the permanent restoration. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2007;104(4):576-82.
221. Ploumaki A, Bilkhair A, Tuna T, Stampf S, Strub J. Success rates of prosthetic restorations on endodontically treated teeth; a systematic review after 6 years. *J Oral Rehabil*. 2013;40(8):618-30.
222. Cohen S, Hargreaves K. *Pathways of the pulp* 9th ed., Mosby, St. Louis; 2006.
223. Çekiç Nagaş I. Prosthetic restorations of severely damaged endodontically-treated teeth. *7tepe Klinik*. 2019;15(2).
224. Upadhyaya V, Bhargava A, Parkash H, Chittaranjan B, Kumar V. A finite element study of teeth restored with post and core: Effect of design, material, and ferrule. *Dent Res J*. 2016;13(3):233.
225. Nahar R, Mishra SK, Chowdhary R. Evaluation of stress distribution in an endodontically treated tooth restored with four different post systems and two different crowns- A finite element analysis. *J Oral Biol Craniofac Res*. 2020;10(4):719-26.

226. Fokkinga W, Le Bell AM, Kreulen C, Lassila L, Vallittu P, Creugers N. Ex vivo fracture resistance of direct resin composite complete crowns with and without posts on maxillary premolars. *Int Endod J*. 2005;38(4):230-7.
227. Salameh Z, Sorrentino R, Ounsi HF, Goracci C, Tashkandi E, Tay FR, et al. Effect of different all-ceramic crown system on fracture resistance and failure pattern of endodontically treated maxillary premolars restored with and without glass fiber posts. *J Endod*. 2007;33(7):848-51.
228. Ferrari M, Vichi A, Fadda G, Cagidiaco M, Tay F, Breschi L, Polimeni A, Goracci C. A randomized controlled trial of endodontically treated and restored premolars. *J Dent Res*. 2012;91 S72-S8.
229. Pierrisnard L, Bohin F, Renault P, Barquins M. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: a mechanical study using finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2002;88(4):442-8.
230. O'Brien WJ. Dental materials and their selection: Quintessence Chicago; 2002.
231. Attia A, Abdelaziz KM, Freitag S, Kern M. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. *J Prosthet Dent*. 2006;95(2):117-23.
232. Johansson A, Omar R, Carlsson GE. Bruxism and prosthetic treatment: a critical review. *J Prosthodont Res*. 2011;55(3):127-36.
233. Yazgan Y. In Vitro Evaluation of Fracture Strength of Different Heat-Pressed All-Ceramic Crown Systems. 2020.
234. Vignesh N, Lakshmi S, Annapoorani H, Gnanam P. A comparative study of stress distribution between glass fiber post and cast post in an endodontically treated central incisor—A finite element analysis. *J Interdiscip Dentistry*. 2019;9(3):108.
235. Eskitascioglu G, Belli S, Kalkan M. Evaluation of two post core systems using two different methods (fracture strength test and a finite elemental stress analysis). *J Endod*. 2002;28(9):629-33.
236. Nakamura T, Ohyama T, Waki T, Kinuta S, Wakabayashi K, Mutobe Y, Takano N, Yatani H. Stress analysis of endodontically treated anterior teeth restored with different types of post material. *Dent Mater J*. 2006;25(1):145-50.
237. Hayashi M, Sugeta A, Takahashi Y, Imazato S, Ebisu S. Static and fatigue fracture resistances of pulpless teeth restored with post-cores. *Dent Mater*. 2008;24(9):1178-86.
238. Holmes DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent*. 1996;75(2):140-7.
239. Nallaswamy D. Textbook of prosthodontics: JP Medical Ltd; 2017.

240. Abramovitz I, Tagger M, Tamse A, Metzger Z. The effect of immediate vs. delayed post space preparation on the apical seal of a root canal filling: a study in an increased-sensitivity pressure-driven system. *J Endod.* 2000;26(8):435-9.
241. Baruah K, Mirdha N, Gill B, Bishnoi N, Gupta T, Baruah Q. Comparative study of the effect on apical sealability with different levels of remaining gutta-percha in teeth prepared to receive posts: An in vitro study. *Contemp Clin Dent.* 2018;9(Suppl 2):S261.
242. Rita C, Kalyan SS, Kala M, Biji B. Comparison of apical sealability of AH plus and GuttaFlow sealers at three different levels of remaining gutta-percha in teeth prepared to receive posts: An in vitro study. *Endodontology.* 2014;26(2):270-8.
243. Bacchi A, Dos Santos MBF, Pimentel MJ, Caetano CR, Sinhoreti MAC, Consani RLX. Influence of post-thickness and material on the fracture strength of teeth with reduced coronal structure. *J Conserv Dent.* 2013;16(2):139.
244. Shillingburg Jr H, Kessler J, Wilson Jr E. Root dimensions and dowel size. *CDA journal.* 1982;10(10):43-9.
245. Kıvanç BH. Endodontik Tedavili Dişlerde Post Uygulamaları. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* 2006.
246. Baba NZ, Goodacre CJ. Restoration of endodontically treated teeth: contemporary concepts and future perspectives. *Endodontic Topics.* 2014;31(1):68-83.
247. Terry DA, Swift EJ. Post-and-cores: Past to present. *Dent Today.* 2010;29(1):132-4.
248. Porojan L, Topală F, Porojan S. Finite element method applied for the evaluation of teeth restored with custom made post-and-core systems. *Math. and Comp. in Sci. and Eng. Ser.* (27):258-64.
249. Juloski J, Apicella D, Ferrari M. The effect of ferrule height on stress distribution within a tooth restored with fibre posts and ceramic crown: a finite element analysis. *Dent Mater.* 2014;30(12):1304-15.
250. Jotkowitz A, Samet N. Rethinking ferrule—a new approach to an old dilemma. *Br Dent J.* 2010;209(1):25-33.
251. Gatkai VS, Jankar A, Joteppa VV, Zafar A, Nakade P, Wadhwani M. A Comparative Evaluation of Effect of Different Ferrule Heights on Stress Distribution in Endodontically Treated Teeth Restored with Zirconia Post and Core System using 3D-Finite Element Analysis. *J Clin Diagn Res.* 2021;15(12).
252. Ichim I, Kuzmanovic D, Love R. A finite element analysis of ferrule design on restoration resistance and distribution of stress within a root. *Int Endod J.* 2006;39(6):443-52.

253. Çağlayan G. Periodontal dokuların morfolojisi. (1. Basım.) Ankara: Hacettepe Üniv. Yayınları ; 2010.
254. Gomes EA, Diana HH, Oliveira JS, Silva-Sousa YTC, Faria ACL, Ribeiro RF. Reliability of FEA on the results of mechanical properties of materials. *Braz Dent J*. 2015;26:667-70.
255. 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(04):419-22.
256. Rekow ED, Harsono M, Janal M, Thompson VP, Zhang G. Factorial analysis of variables influencing stress in all-ceramic crowns. *Dent Mater*. 2006;22(2):125-32.
257. Zhang Y, Mai Z, Barani A, Bush M, Lawn B. Fracture-resistant monolithic dental crowns. *Dent Mater*. 2016;32(3):442-9.
258. Valandro LF, Valera MC, de Araujo MAM. The effect of adhesive systems on the pullout strength of a fiberglass-reinforced composite post system in bovine teeth. *J Adhes Dent*. 2005;7(4).
259. 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.
260. Ho M-H, Lee S-y, Chen H-H, Lee M-C. Three-dimensional finite element analysis of the effects of posts on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent*. 1994;72(4):367-72.
261. Nelson SJ. Wheeler's dental anatomy, physiology and occlusion-e-book: Elsevier Health Sciences; 2014.
262. Chladek W, Lipski T, Karasiński. Experimental evaluation of occlusal forces. *Acta Bioeng*. 2001;25–37.
263. Sakaguchi RL, JM. P. Fundamentals of materials science. . Craig’s Restorative Dental Materials Mosby. 2012;34.
264. Kucuk O, Eraslan O, Eskitascioglu G, Belli S. Effect of loading direction, crown coverage, and adjacent teeth on stresses in post-restored premolars. *Strength of Materials*. 2020;52:317-24.
265. Zarow M, Vadini M, Chojnacka-Brozek A, Szczeklik K, Milewski G, Biferi V, D’Arcangelo C, De Angelis F. Effect of fiber posts on stress distribution of endodontically treated upper premolars: Finite element analysis. *Nanomaterials*. 2020;10(9):1708.

266. Sorrentino R, Salameh Z, Zarone F, Tay FR, Ferrari M. Effect of post-retained composite restoration of MOD preparations on the fracture resistance of endodontically treated teeth. *J Adhes Dent*. 2007;49–56.
267. Gokturk H, Karaarslan ES, Tekin E, Hologlu B, Sarıkaya I. The effect of the different restorations on fracture resistance of root-filled premolars. *BMC Oral Health*. 2018;18:1-8.
268. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod*. 2004;30(5):289-301.
269. Zhou L, Wang Q. Comparison of fracture resistance between cast posts and fiber posts: a meta-analysis of literature. *J Endod*. 2013;39(1):11-5.
270. De Castro Albuquerque R, De Abreu Polleto L, Fontana R, Cimini Jr C. Stress analysis of an upper central incisor restored with different posts. *J Oral Rehabil*. 2003;30(9):936-43.
271. Badami V, Ketineni H, Sabiha P, Akarapu S, Mittapalli SP, Khan A. Comparative evaluation of different post materials on stress distribution in endodontically treated teeth using the finite element analysis method: a systematic review. *Cureus*. 2022;14(9).
272. Elsharkawy DA, Attia MS. Finite element analysis of stress distribution in weakened teeth restored with different post core materials. *Egypt Dent J*. 2018;64
273. Kayabasi O. Effects of post material and cement on stress distribution by using finite element analysis and in vitro fracture test. *J. Eng. Res. and App. Sci*. 2018;7(1):799-810.
274. Silva NR, Castro CG, Santos-Filho PC, Silva GR, Campos RE, Soares PV, Soares CJ. Influence of different post design and composition on stress distribution in maxillary central incisor: Finite element analysis. *Indian J Dent Res*. 2009;20(2):153.
275. Desai Shrikar R, Shinde Harshada H. Finite Element Analysis: Basics And Its Applications In Dentistry. *J Dent Sci*. 2012;4(1).
276. Seo M, Shon W, Lee W, Yoo H-M, Cho B-H, Baek S-H. Finite element analysis of maxillary central incisors restored with various post-and-core applications. *J. Kor. Ac. of Cons. Dent..* 2009;34(4):324-32.
277. 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)*. 2018;15(2):69.
278. Negreiros WAd, Regis RR, Pontes KMdF, Silva AMd, SILVA FId. Effect of restoration technique on stress distribution in extensively destroyed premolars: a finite element analysis study. *RGO-Revista Ga. de Odont*. 2017;65:20-4.

279. Vanlioglu B, Ozkan K, Ucankale M, Cansiz E, Kayabasi O. Effect of post material, cement and amount of coronal destruction on stress distribution: 3D FEA study. *Balkan Med J.* 2013;17(1):18-25.
280. Chen A, Feng X, Zhang Y, Liu R, Shao L. Finite element analysis of stress distribution in four different endodontic post systems in a model canine. *Biomed Mater Eng.* 2015;26(s1):S629-S35.
281. Spazzin AO, Galafassi D, de Meira-Júnior A, Braz R, Garbin C. 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.
282. Jafari S, Alihemmati M, Ghomi AJ, Shayegh SS, Kargar K. Stress distribution of esthetic posts in the restored maxillary central incisor: Three-dimensional finite-element analysis. *Dent Res J (Isfahan).* 2021;18.
283. Marghalani TY, Hamed MT, Awad MA, Naguib GH, Elragi AF. Three-dimensional finite element analysis of custom-made ceramic dowel made using CAD/CAM technology. *J Prosthodont.* 2012;21(6):440-50.
284. Bittner N, Hill T, Randi A. Evaluation of a one-piece milled zirconia post and core with different post-and-core systems: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2010;103(6):369-79.
285. Petcu C, Nitoi D, Mercut V, Tuculina MJ, Iliescu A, Croitoru CI, et al. Masticatory tensile developed in upper anterior teeth with chronic apical periodontitis. A finite-element analysis study. *Rom J Morphol Embryol.* 2013;54(3):587-92.
286. Zeynalli A. Apikal Lezyonlu Dişlerin Dayanak Olduğu Protetik Restorasyonlarda Çiğneme Kuvveti Altında Ortaya Çıkan Yapısal Gerilme Dağılımlarının Sonlu Elemanlar Analizi İle İncelenmesi. *Uzmanlık Tezi, Akdeniz Üniversitesi, 2022.*
287. De Souza RS, Gandini Jr LG, de Souza V, Holland R, Dezan Jr E. Influence of orthodontic dental movement on the healing process of teeth with periapical lesions. *J Endod.* 2006;32(2):115-9.
288. Heintze S, Monreal D, Reinhardt M, Eser A, Peschke A, Reinshagen J, et al. Fatigue resistance of all-ceramic fixed partial dentures—Fatigue tests and finite element analysis. *Dent Mater.* 2018;34(3):494-507.
289. Mokhtarikhoe S, Jannesari A, Behrooz H, Mokhtarikhoe S. Effect of connector width on stress distribution in all ceramic fixed partial dentures (a 3D finite element study). *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc.* 2008;1829-32

290. Rezaei SMM, Heidarifar H, Arezodar FF, Azary A, Mokhtarykhoe S. Influence of connector width on the stress distribution of posterior bridges under loading. *J Dent (Tehran)*. 2011;8(2):67.
291. Verma V, Hazari P, Mahajan H, Yadav NS, Verma P, Narwani S. Comparison of Stress Distribution in Fixed Partial Prosthesis Restored with Different Combination of Support: A Finite Element Study. *J Contemp Dent Pract*. 2023;23(12):1218-23.
292. Inagaki T, Komada W, Nemoto R, Yoshida K, Miura H. Influence of post and core materials on distortion around 4-unit zirconia bridge margins. *Dent Mater J*. 2014;33(3):373-82.
293. Sertel K. Farkli Altyapi Materyalleriyle Üretilmiş Diş-İmplant Destekli Sabit Protezlerdeki Stres Dağılıminin Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemiyle İncelenmesi. Uzmanlık Tezi, Karadeniz Teknik Üniversitesi, 2022.
294. Bacchi A, Consani RL, Mesquita MF, dos Santos MB. Stress distribution in fixed-partial prosthesis and peri-implant bone tissue with different framework materials and vertical misfit levels: a three-dimensional finite element analysis. *J Oral Sci*. 2013;55(3):239-44.
295. Meric G, Erkmen E, Kurt A, Tunç Y, Eser A. Influence of prosthesis type and material on the stress distribution in bone around implants: A 3-dimensional finite element analysis. *J Dent Sci*. 2011;6(1):25-32.
296. Chuang S-F, Yaman P, Herrero A, Dennison JB, Chang C-H. Influence of post material and length on endodontically treated incisors: an in vitro and finite element study. *J Prosthet Dent*. 2010;104(6):379-88.
297. Raedel M, Fiedler C, Jacoby S, Boening KW. Survival of teeth treated with cast post and cores: A retrospective analysis over an observation period of up to 19.5 years. *J Prosthet Dent*. 2015;114(1):40-5.
298. Balkenhol M, Wostmann B, Rein C, Ferger P. Survival time of cast post and cores: a 10-year retrospective study. *J Dent*. 2007;35(1):50-8.
299. Valderhaug J, Jokstad A, Ambjørnsen E, Norheim P. Assessment of the periapical and clinical status of crowned teeth over 25 years. *J Dent*. 1997;25(2):97-105.
300. Fokkinga WA, Kreulen CM, Bronkhorst EM, Creugers NH. Composite resin core-crown reconstructions: an up to 17-year follow-up of a controlled clinical trial. *Int J Prosthodont*. 2008;21(2).

ÖZGEÇMİŞ

