



T.C.

AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**FARKLI POST MATERYALLERİ İLE RESTORE
EDİLMİŞ ENDODONTİK TEDAVİ GÖRMÜŞ
LEZYONLU MAKSİLLER SANTRAL DİŞTE YÜK
ALTINDA ORTAYA ÇIKAN YAPISAL GERİLME
DAĞILIMLARININ SONLU ELEMANLAR ANALİZİ
İLE İNCELENMESİ**

Arş. Gör. Dt. Mehmet Barış AKAR

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Prof. Dr. Ömer KIRMALI

2023-ANTALYA

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

FARKLI POST MATERYALLERİ İLE RESTORE
EDİLMİŞ ENDODONTİK TEDAVİ GÖRMÜŞ
LEZYONLU MAKSİLLER SANTRAL DİŞTE YÜK
ALTINDA ORTAYA ÇIKAN YAPISAL GERİLME
DAĞILIMLARININ SONLU ELEMANLAR ANALİZİ
İLE İNCELENMESİ

Arş. Gör. Dt. Mehmet Barış AKAR
DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Ömer KIRMALI

Bu tez Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projesi tarafından TDH-2023-6188 koduyla desteklenmiştir.

2023-ANTALYA

ONAY SAYFASI

Mehmet Barış AKAR tarafından sunulan bu çalışma jürimiz tarafından oy birliği ile
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

21/03/2023

İmza

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Ömer KIRMALI

Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Üye : Doç. Dr. Damla KIRICI

Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Üye : Dr. Öğr. Üyesi Özlem ÜSTÜN

Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Bu tez, .../...../..... Tarih ve/..... Sayılı Akademik Kurulu 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 safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı beyan ederim.

Mehmet Barış AKAR

İmza

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince, mesleki ve akademik becerilerimi kazanmamda desteğini ve yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen 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, Dr. Öğr. Üyesi Özlem ÜSTÜN'e,

Klinikteki bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, çalışmalarına yardım eden değerli hocalarım, abilerim Doç. Dr. Nurullah TÜRKER'e, Doç. Dr. Kubilay BARUTÇUGİL'e,

Asistanlığımın başlangıcından bitirdikleri süreye kadar klinikte yardımlarını eksik etmeyen değerli arkadaşlarım, Uzm. Dt. Gülşah İÇEN'e, Uzm. Dt. Recep KARALI'ya, Uzm. Dt. Berna DERİNPINAR'a, çalışmaktan mutluluk duyduğum değerli asistan arkadaşlarım başta Arş. Gör. Dt. Ayşe TÜRKYÖN, Arş. Gör. Dt. Şeyma EVRİN, Arş. Gör. Dt. Atilla Recai ÖZME ve Arş. Gör. Dt. Dide TEKİNARSLAN olmak üzere tüm hekim, teknisyen ve bölümümüz fakülte personellerine,

Tanıştığımız günden itibaren anlayışını, sabrını ve desteğini her zaman hissettiğim, elimi hiç bırakmadan tutan Arş. Gör. Dt. Tuğba ERASLAN'a,

Bugünlere gelmemde maddi ve manevi desteklerini hiç esirgemeyen, beni her daim destekleyen ve uzmanlık yoluna girmemin en büyük nedeni olan biricik babama, anneme ve kardeşime

Teşekkürlerimi sunarım...

Mehmet Barış AKAR

ÖZET

Amaç: Bu çalışmada, kök kanal tedavili (KKT) ve periapikal lezyonlu maksiller sağ santral kesici dişlerin fiber, döküm metal ve zirkonya post ile restorasyonu sonrası metal destekli porselenle kuronlanması durumunda statik yük altında ortaya çıkan yapısal gerilme dağılımlarının sonlu elemanlar analizi (SEA) yöntemi ile incelenmesi amaçlanmıştır.

Yöntem: Sağlıklı diş ve farklı post materyalleri ile restore edilmiş dişleri temsil eden beş sonlu eleman modeli (SEM) kullanıldı. (Model 1) sağlıklı diş, (Model 2) KKT'li, periapikal lezyonlu, metal destekli porselen kuronlu diş, (Model 3) periapikal lezyonlu, fiber postlu, metal destekli porselen kuronlu diş, (Model 4) periapikal lezyonlu, döküm metal postlu, metal destekli porselen kuronlu diş, (Model 5) periapikal lezyonlu, zirkonya postlu, metal destekli porselen kuronlu diş. Palatinal yüzeye, dişin uzun eksenine 135° açı ile 100 N bir kuvvet uygulandı. Her bir model için diş, post materyalleri, kemik ve periapikal lezyon üzerindeki maksimum eşdeğer gerilim değerleri Von Mises hipotezine göre hesaplandı.

Bulgular: Yükleme sonrası oluşan gerilmeler tüm modellerde kökün servikal ve orta üçlüsünde, ayrıca sağlıklı diş (Model 1), KKT'li, periapikal lezyonlu diş (Model 2) ve fiber postlu diş (Model 3) modellerinde dişin kole bölgesinde, döküm metal (Model 4) ve zirkonya postlu modelde (Model 5) ise post materyallerinin üzerinde yoğunlaşmıştır. Periapikal lezyonlu tüm modellerde lezyon bölgesinde düşük gerilmeler izlenmiştir.

Sonuç: Periapikal lezyonlu, KKT'li dişlerde, farklı post materyallerinin lezyon bölgesi üzerinde oluşan gerilme dağılımı ve değerlerinde anlamlı fark olmadığı görüldü.

Anahtar Kelimeler: periapikal lezyon, fiber post, döküm metal post, zirkonya post, sonlu elemanlar analizi

ABSTRACT

Objective: In this study, it was aimed to investigate the structural stress distributions under static load by using finite element analysis (FEA) method when root canal treated (RCT) and periapical lesioned maxillary right central incisors were crowned with porcelain fused metal after restoration with fiber, cast metal and zirconia post.

Method: Five finite element models (FEM) representing healthy tooth and teeth restored with different post materials were used. (Model 1) healthy tooth, (Model 2) RCT, periapical lesioned tooth with restored porcelain fused metal, (Model 3) RCT, periapical lesioned, fiber posted tooth with restored porcelain fused metal, (Model 4) RCT, periapical lesioned, cast metal posted tooth with restored porcelain fused metal, (Model 5) RCT, periapical lesioned, zirconia posted tooth with restored porcelain fused metal. A force of 135° degree to 100 N was applied to the long axis of the tooth from palatal surface. The maximum equivalent stress values on the tooth, post materials, bone and periapical lesion for each model were calculated according to the Von Mises hypothesis.

Results: The stresses after loading were concentrated in the cervical and middle third of the root in all models, moreover in the cervical region of the tooth in the healthy tooth, periapical lesioned tooth with RCT and fiber post tooth models and on the post materials in the cast metal and zirconia post model. In all models with periapical lesions, low stresses were observed in the lesion area.

Conclusion: It was observed that there was no significant difference in the stress distribution and values of different post materials on the lesion area in teeth with periapical lesions and RCT.

Keywords: periapical lesion, fiber post, cast metal post, zirconia post, finite element analysis

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT	ii
İÇİNDEKİLER	iii
SİMGELER VE KISALTMALAR	vi
ŞEKİLLER	viii
TABLolar	xi
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1.1. Geri Dönüşümlü Pulpitis.....	4
2.1.2. Geri Dönüşümsüz Pulpitis	4
2.1.3. Pulpa Nekrozu.....	4
2.2. Periapikal hastalıklar	4
2.2.1. Akut Apikal Periodontitis	4
2.2.2. Akut Apikal Apse.....	4
2.2.3. Kronik Apikal Periodontitis	5
2.2.4. Kronik Apikal Apse	5
2.2.5. Kondensing Osteitis	5
2.3. Kök Kanal Tedavisi.....	5
2.3.1. Kök Kanal Tedavisi Görmüş Periapikal Lezyonlu Dişlerin Takibi	6
2.4. Radyolojik ve Periodontal Değerlendirme.....	6
2.5. Periapikal Lezyonlu Dişlerde Tedavi.....	7
2.5.1. Periapikal Lezyonlu Dişlerde Koronal Restorasyonun Tamamlanması	8
2.6. Aşırı Madde Kaybı Olan Dişlerin Restorasyonu	8
2.7. Ferrule Etkisi	9
2.8. Post Sistemleri.....	9
2.8.1. Post-Kor Restorasyonların Endikasyonları	10
2.8.2. Post-Kor Restorasyonların Kontrendikasyonları	10
2.8.3. Post Sistemlerinde Aranılan İdeal Özellikler	11
2.9. Post Sınıflandırması (78, 90)	11
2.9.1. Tutuculuk Şekline Göre:	11
2.9.2. Yapım Şekline Göre.....	12
2.9.3 Post Şekline Göre.....	12
2.9.4. Kullanılan Materyale Göre.....	12

2.10. Post Simantasyonunda Kullanılan Simanlar	15
2.10.1. Cam İyonomer Siman	15
2.10.2. Polikarboksilat Siman	15
2.10.3. Çinko Fosfat Siman.....	16
2.10.4. Rezin Siman	16
2.11. Dental Seramikler.....	17
2.11.1. Dental Seramiğin Yapısı	18
2.11.2. Dental Seramik Sınıflandırması	19
2.12. Metal Altyapılı Porselen Restorasyonlar	19
2.12.1 Metal Altyapılı Porselen Restorasyonların Yapım Aşamaları	20
2.13. Diş Hekimliğinde Biyomekanik Kavramlar.....	22
2.14. Diş Hekimliğinde Kuvvet Analiz Yöntemleri.....	23
2.14.1. Holografik İnterferometri (Lazer Işını) Yöntemi:.....	23
2.14.2. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi:	23
2.14.3. Kırılma Vernik Kaplama Yöntemi:.....	24
2.14.4. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi:	24
2.14.5. Radyotelemetri Yöntemi:	24
2.14.6. Gerilim Ölçer ile Kuvvet Analiz Yöntemi:	24
2.14.7. Sonlu Elemanlar Kuvvet Analiz Yöntemi:	24
3. GEREÇ VE YÖNTEM	27
3.1. Yapısal Bileşenlerin Belirlenip Ana Modelin Oluşturulması	27
3.2. Mesh (Ağ) Modelleme	32
3.3. Yükleme Koşulları	34
3.4. Sınır Koşulları	35
4. BULGULAR	36
4.1. Lezyonsuz Sağlıklı Diş Modelinde Gerilme Dağılımı.....	36
4.2. KKT'li Metal Destekli Porselen Kuronlu Diş Modelde Gerilme Dağılımı	38
4.3. Fiber Postlu Metal Destekli Porselen Kuronlu Modelde Gerilme Dağılımı ...	39
4.4. Döküm Metal Postlu Metal Destekli Porselen Kuronlu Diş Modelinde Gerilme Dağılımı	41
4.5. Zirkonya Postlu Metal Destekli Porselen Kuronlu Diş Modelinde Gerilme Dağılımı	43
4.6. Bütün Modellerde Gerilme Dağılımının Karşılaştırılması.....	45
5. TARTIŞMA	52
6. SONUÇ ve ÖNERİLER.....	64
KAYNAKLAR	65



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



ŞEKİLLER

- Şekil 2.1.** Periapikal İndeks (PAI)
- Şekil 2.2.** Post ve core yapısının şematik gösterimi
- Şekil 2.3.** Post yuvasının hazırlanmasında kullanılan aletler (A: Gates Glidden, B: Peeso Reamer)
- Şekil 2.4.** Zirkonya seramik post
- Şekil 2.5.** Metal altyapılı porselen restorasyon
- Şekil 2.6.** Sonlu elemanlar analizinde eleman örnekleri
- Şekil 3.1.** Santral kesici diş sonlu elemanlar modeli
- Şekil 3.2.** Lezyonsuz sağlıklı santral diş modeli
- Şekil 3.3.** Periapikal lezyonlu KKT'li metal destekli porselen ile restore edilmiş diş modeli (Model 2)
- Şekil 3.4.** Modeli oluşturan katmanlar
- Şekil 3.5.** Şekil 3.5. 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
- Şekil 3.6.** 3B santral kesici diş modelleri Model 1: Lezyonsuz sağlıklı diş, Model 2: KKT'li Model, Model 3: Fiber postlu Model, Model 4: Zirkonya postlu Model, Model 5: Döküm metal postlu Model
- Şekil 3.7.** Tüm modellerin sagittal kesitteki meshli düğüm ve elemanlarının şematik gösterimi
- Şekil 3.8.** Skewness mesh metrik skalası
- Şekil 3.9.** Mesh metrik skalasının ortogonal kalitesi
- Şekil 3.10.** Modele kuvvet uygulaması ve yer değiştirme kısıtlaması A: 100 N yük, B: Standart yer çekimi, C: Sabit destek
- Şekil 4.1.** Analizlerden elde edilen Von Mises stres değerlerini görselleştirmede kullanılan renk skalası

- Şekil 4.2.** Model 1 için gözlenen gerilme dağılımı (MPa)
- Şekil 4.3.** Model 1 için gözlenen maksimum gerilme dağılım değerleri (MPa)
- Şekil 4.4.** Model 1 için toplam deformasyon dağılımı (mm)
- Şekil 4.5.** Model 2 için gözlenen gerilme dağılımı (MPa)
- Şekil 4.6.** Model 2 için gözlenen maksimum gerilme dağılım değerleri (MPa)
- Şekil 4.7.** Model 2 için toplam deformasyon dağılımı (mm)
- Şekil 4.8.** Model 3 için gözlenen gerilme dağılımı (MPa)
- Şekil 4.9.** Model 3 için gözlenen maksimum gerilme dağılım değerleri (MPa) A: Tüm modeldeki gerilme dağılımı, B: Fiber post üzerindeki gerilme dağılımı
- Şekil 4.10.** Model 3 için toplam deformasyon dağılımı (mm)
- Şekil 4.11.** Model 4 için gözlenen gerilme dağılımı (MPa)
- Şekil 4.12.** Model 4 için gözlenen maksimum gerilme dağılım değerleri (MPa) A: Tüm modeldeki gerilme dağılımı, B: Döküm metal post üzerindeki gerilme dağılımı
- Şekil 4.13.** Model 4 için toplam deformasyon dağılımı (mm)
- Şekil 4.14.** Model 5 için gözlenen gerilme dağılımı (MPa)
- Şekil 4.15.** Model 5 için gözlenen maksimum gerilme dağılım değerleri (MPa) A: Tüm modeldeki gerilme dağılımı, B: Zirkonya post üzerindeki gerilme dağılımı
- Şekil 4.16.** Model 5 için toplam deformasyon dağılımı (mm)
- Şekil 4.17.** Tüm modeller için oluşan streslerin sagittal kesitte dağılımları
- Şekil 4.18.** Tüm modellerdeki deformasyon dağılımları
- Şekil 4.19.** Tüm modellerde kortikal kemikteki gerilme dağılımları
- Şekil 4.20.** Postlu modellerin periapikal lezyon ile beraber sagittal kesitten görünümü
- Şekil 4.21.** Model 2, 3, 4 ve 5 için periapikal lezyon bölgesindeki gerilme dağılımları
- Şekil 4.22.** Kuron içeren modellerde (Model 2, 3, 4 ve 5) altyapılardaki gerilme dağılımları
- Şekil 4.23.** Kuron içeren modellerde (Model 2, 3, 4, ve 5) üstyapı porselenindeki gerilme dağılımları

Şekil 4.24. Post içeren modellerde (Model 3, 4 ve 5) sagittal kesitteki gerilme dağılımları



TABLÖLAR

- Tablo 2.1.** Post Sınıflandırması
- Tablo 3.1.** Model oluşturulurken kullanılan parametreler ve referans değerleri (*CEJ: mine-sement birleşimi)
- Tablo 3.2.** Modellerde bulunan düğüm nokta ve eleman sayıları, mesh kaliteleri ve sonlu eleman tipleri
- Tablo 3.3.** Çalışmada kullanılan bileşenlerin materyal özellikleri
- Tablo 4.1.** Tüm modeller için elde edilen toplam deformasyon ve modeli oluşturan yapılardaki Von Mises değerleri



1. GİRİŞ

Günümüzde diş çürükleri, azalan çiğneme etkinliği ve estetik kaybının bir sonucu olarak yaşam kalitesini etkileyen ve çoğu zaman endodontik tedavi gerektiren yaygın görülen sağlık sorunlarından biridir (1). Pulpa dokusundaki hasar geri döndürülebilir bir durumdaysa vital pulpa tedavi yöntemleri uygulanırken, geri dönüşümsüz hasar sonucunda kök kanal tedavisi uygulanır (2). KKT uygulanması gereken durumlarda çürük, dişte madde kaybı oluşturarak pulpayı etkilemiştir ve çoğu zaman periapikal lezyon oluşmasını da tetiklemiştir (3). Periapikal lezyonlu dişlerin restore edilmeden önce kök kanal tedavisi endikasyonu vardır. Bu lezyonlar ilgili bölgeden alınan radyografilerde periapikal kemik yıkımına bağlı olarak radyolusent olarak görülür (4). Periapikal lezyonların birçoğu doğru uygulanmış endodontik tedaviyle iyileşirken bu dişlerin takibi 4 yıl kadar uzun bir süre gerektirebilir (5). Tedavinin başarısı; başarıyla uygulanmış KKT'ye ek olarak kalan dentinin korunması, restoratif materyaller ile dentin arasındaki bağlanma yeterliliği ve yapılan restorasyonun kalitesi gibi birçok faktöre bağlıdır (2). KKT'li dişlerin tedavi sürecinde; kavitenin hazırlığı ve şekillendirme sonucu diş sert doku yapısının kaybedilmesi, ayrıca; idiyopatik etkenler, çürük, kırık gibi nedenlerle hasar görmesi sonucu diş yapıları zayıflar ve böylece diş kırıklara daha duyarlı hale gelir (6, 7).

KKT uygulanmış periapikal lezyonlu dişlerin birçoğu koronal diş yapısında aşırı madde kaybına uğradığı için koronal restorasyona retansiyon sağlamak amacıyla post uygulamalarına ihtiyaç duyulur (8, 9). Prefabrik postlar, metal (paslanmaz çelik ve titanyum) ve metal olmayan (karbon fiber, cam fiber, zirkonya) postlar gibi birçok post sistemi mevcuttur (10). Prefabrik ve metal post sistemlerinin; post boşluğunun daha geniş hazırlanması, rijiditelerinin yüksek olması sonucu kök kırığı riskinin artması, anterior bölgede estetiği etkilemesi gibi dezavantajları olduğu bilinmektedir (11, 12). Zirkonya postların ise anterior bölgede estetik açısından avantajı bulunurken metal postlardan daha düşük kırılma direnci göstermeleri, rijit olmaları ve dişe bağlanma gücünün zayıf olması gibi dezavantajları da bulunmaktadır (13). Fiber postlar ise dentine benzer elastik modül göstermeleri (37000 MPa) (14) ve estetiğinin yüksek olması gibi sebeplerle yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (15). Post uygulamalarının en sık görülen komplikasyonlarından birisi kök kırıklarıdır. Bu durum sıklıkla post materyali ile dentinin elastik modülünün farklı olmasından kaynaklanır (16). Elastik

modülü doğal dişe yakın olan post sistemlerinin kırılmaya karşı direnci arttırdığı gösterilmiştir (17). Endodontik tedavisi sonrasında post uygulanmış dişlerin ağızda uzun süreli olarak fonksiyon görebilmesi, kalan diş dokularına destek olabilmesi ve kök kanal sistemini koruyabilmesi için restore edilmesi gereklidir (18, 19). Bu dişlerin restore edilmesinde günümüzde sıklıkla (yaklaşık %80'i) metal destekli porselen restorasyonlar kullanılmaktadır (20).

Dental porselenler gerilme kuvvetlerine karşı dirençli materyaller olmadığı için genellikle porseleni destekleyecek daha kuvvetli bir materyal ile kullanılırlar. Bu yüzden porselenin fiziksel özelliklerini geliştirmek amacıyla metal destekli porselen restorasyonlar üretilmiştir (21). Bu restorasyonların en önemli avantajları; ucuz, uzun ömürlü ve porselene iyi destek olan bir alt yapı olmasıdır (22). Farklı post malzemeleri ile tedavi edilmiş dişlerin restorasyonu sonrasında okluzal kuvvetler altında farklı özellikler gösterdiği görülmüştür (19). Sonlu elemanlar analizi yöntemi materyaller üzerindeki meydana gelen stresleri gösterebilen, diş hekimliğinde farklı alanlarında, klinik ve biyomekanik durumların belirlenmesinde önemli rol oynayan ve sıklıkla kullanılan stres analizi yöntemidir (23).

SEA, mühendislik alanlarına ilaveten diş hekimliğinde de sıklıkla kullanılır (24). Çünkü bu yöntemde malzemeler ideal koşullarda gösterilebilir, istenilen tek bir faktör değiştirilebilir ve insan faktörü ortadan kaldırılabilir. Ayrıca bilgisayar programları sayesinde materyaller üzerinde oluşan stres ve deformasyonların hesaplanmasına olanak sağlar (25-27).

Daha önce yayınlamış araştırmalar, tedavi takip sürecinde olan veya kanal tedavili dişte sekonder olarak oluşmuş bir periapikal lezyon bulunmasının sık karşılaşılan bir durum olduğunu göstermektedir (28, 29). Literatürde farklı post materyallerinin periapikal lezyona sahip bir dişte uygulandığında, kuvvet karşısında diş ve çevre kemik dokuda oluşturacağı gerilme dağılımına dair sonuçlar görülmemiştir. Öte yandan yapılan bir çalışmaya göre endodontik tedavi sonrasında fiber post ve kuronla restore edilmiş dişlerin sağkalım oranlarının kurunsuz restore edilmiş dişlere göre 6 kat daha yüksek olduğu ve 10 yıllık fonksiyondan sonra %85,1'lik sağkalım oranı gösterdiği bildirilmiştir (30). İlaveten Endodontik tedavi sonrasında zirkonya, döküm metal ve fiber post uygulanan dişlerin, aynı kuron materyali ile restore edildiği diğer

bir arařtırmada en dūřuk saękalımı fiber post uygulanan diřlerin gōsterdięi rapor edilmiřtir (31).

Bu bilgiler ışığında çalışmanın amacı, mūhendislik simūlasyonları kullanılarak farklı post malzemelerinin, özellikle periapikal lezyon ve diř üzerinde oluşturacağı yapısal gerilmeleri haritalandırmak ve diř yapısının deformasyon davranışını belirlemek üzere kurgulanmıştır. Kanal tedavisinin başarısı, periapikal lezyonun iyileşmesi ve dişin saę kalımı ile ilgili bilgilerin elde edilmesi ile doğru orantılı olmaktadır. Bu alışma sayesinde klinikte kullanılacak post malzemesi seçimine yōn vermeye çalışılmıştır.

Bu alıřma için 2 adet sıfır hipotezi ngōrūlmūřtır;

1. KKT`li, periapikal lezyonlu dişlerde kullanılacak farklı post materyallerinin kuvvet karşısında dişin farklı bōlgelerinde oluşturacağı gerilme dağılımları arasında fark gōrūlmeyeceęi;
2. Būtūn modellerde kortikal ve trabekūler kemikte kuvvet karřısında oluřan gerilme daęılımları arasında fark gōrūlmeyeceęi.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Pulpa Hastalıkları

Pulpanın iltihabi cevabına pulpitis adı verilir. Histopatolojik incelemeler klinik ortamında yapılamadığı için pulpa hastalıkları sınıflandırması klinik bulgu ve semptomlara göre yapılmaktadır. Güncel sınıflandırma 2012 yılında geri dönüşümlü pulpitis, geri dönüşümsüz pulpitis ve pulpa nekrozu şeklindedir (32).

2.1.1. Geri Dönüşümlü Pulpitis

Tatlı, ekşi, soğuk gibi uyarılarla veya çürük, travma ya da yeni yapılmış restorasyonlar sonrası görülebilen pulpada anlık ve keskin ağrılarla kendini gösteren durumdur. Etyolojik etkenler uzaklaştırıldığında semptomlarda düzelme görülür (33).

2.1.2. Geri Dönüşümsüz Pulpitis

Pulpa iltihabının devam etmesi sonucu ağrıya sebep olan etkenin ortadan kaldırılması ile çözilemeyen pulpanın nekroza ilerlediğini gösteren durumdur (34, 35).

2.1.3. Pulpa Nekrozu

Pulpa nekrozu, geri dönüşümsüz pulpitis sonrasında oluşan durumdur. Pulpadaki sinirler fonksiyonlarını kaybetmiştir ve kan akımı durmuştur. Pulpa nekrozu tam ya da kısmi olabilir. Pulpal testler sıklıkla negatiftir. Nekroz çok kanallı dişlerde bütün kanalları etkileyebilir ve bu yüzden diş uyarana karşı farklı cevap gösterebilir (36, 37).

2.2. Periapikal hastalıklar

Periapikal lezyonların klinik bulgularına göre Dünya sağlık örgütü (WHO) bu hastalıkları 5 sınıfa ayırmıştır (38):

2.2.1. Akut Apikal Periodontitis

İlgili kök etrafındaki periodontal ligamentin (PDL) lokalize enflamasyonudur. Hatalı restorasyon, taşkın kanal dolgusu, nekroz, pulpal enfeksiyonlar, okluzal travma şeklinde birçok etken sebep olabilir. Radyografilerde periodontal ligament boşluğu normal ya da genişlemiş gözlenebilir. Klinikte akut apikal periodontitisin en büyük belirtisi hastaların perküsyonda ağrı hissetmesidir (39, 40).

2.2.2. Akut Apikal Apse

Periapikal bölgede iritanlara karşı cevap olarak oluşan ve yıkıma neden olan şiddetli enfeksiyöz yanıttır. Radyografide bulgu olmamasından değişik büyüklükteki

periapikal lezyon varlığına kadar görüntü verebilir. Hastalarda ateş, ağrı, şişlik ve artmış lökosit seviyesi gibi semptomlar görülebilir (41, 42).

2.2.3. Kronik Apikal Periodontitis

Genellikle asemptomatik olan, kök kanalındaki irritan veya bakterilere bağlı olarak periradiküler bölgede gelişen düşük seviyeli ve uzun süreli cevap ile kendini gösteren klinik durumdur (43). Klinik olarak diş semptomsuz olduğu için rutin muayenelerde periapikal radyolusent görüntülerle ve vitalite testlerine verdiği negatif yanıtla teşhis konulabilir (4, 44). Hastadan alınan anamnezde öncesinde akut apikal apse ya da irreversible pulpitis hikayesi olabilir (45). Asemptomatik olan periapikal lezyonda ağrı ya da şişlik veya her ikisinin de görülebildiği akut alevlenme meydana gelebilir. Bu durum Phoenix apsisi olarak isimlendirilir (46). Radyografide başlangıç döneminde periodontal aralığın genişlemesi ve lamina duranın düzensizliği şeklinde görülürken ilerlemiş durumlarda periapikal doku yıkımına bağlı olarak radyolusent alanlar şeklinde görülür (41). Kökte rezorpsiyon gözlenmemesinin ve apeks etrafında radyolusent alanlar görülmesinin sebebi kemik dokusunun rezorpsiyona karşı direncinin diş dokusundan daha az olmasıdır (47).

2.2.4. Kronik Apikal Apse

Kronik apikal apse, pulpa kaynaklı periapikal lezyonun uzun süreli etkisi sonucu genellikle oral mukozada nadiren de olsa ekstraoral fistül drenajı ile görülen klinik tablodur. Fistül yoluyla drenaj olduğu için hastada semptom gözlenmez. Radyografik olarak periapikal bölgede radyolusensi görülür (41, 48).

2.2.5. Kondensing Osteitis

Radyografide diffüz radyoopak olarak gözlenen düşük seviyeli enflamatuvar uyarıya cevap olarak gelişen lokalize kemik reaksiyonun oluşturduğu tablodur. Çoğunlukla uzun süre devam eden pulpal enfeksiyonlu dişlerin apeks çevresinde görülür (49). Tedavisinde uyarının elimine edilmesi önerilir. Geri dönüşümsüz pulpitis semptomları varsa endodontik tedavi yapılmalıdır (46).

2.3. Kök Kanal Tedavisi

Kök kanal tedavisinin amacı kanalın kimyasal ajanlar ve mekanik yöntemler yardımıyla temizlenerek enfeksiyona neden olan enfekte ve nekrotik dokuların uzaklaştırılmasının ardından biouyumlu bir dolgu maddesiyle kanalın doldurulmasıdır (50, 51). Kök kanal tedavisinden sonra irritasyona neden olan etkenlerin

uzaklaştırılması ile enfeksiyöz yanıt azalırken, fibroblast hücrelerinin sayısında görülen artışla doku oluşumu, organizasyonu ve farklılaşması görülür. Böylece iyileşme mekanizması başlamış olur (50).

Kanal içerisinde bulunan mikrobiyal toksinler primer ya da sekonder olarak periapikal lezyon oluşumuna sebep olabilir (52). Çürük, dişlerdeki aşınma ya da travma bu durumun başlamasına sebep olabilecek nedenlerdendir (53). Periapikal bölgede granülatöz doku oluşumu ve kemik rezorbsiyonunu takiben çok sayıda polimorfonükleer lökosit (PMN) göçü gerçekleşir. Süreç periapikal radyolusensi, kemik yıkımı ve lamina dura kaybı ile seyreder (54). Periapikal lezyon oluşumunda ilk etkilenen doku olan periodontal ligament en son iyileşir (55).

Endodontik kaynaklı periapikal lezyon başarılı bir KKT'nin ardından iyileşebilir ve diş ağızda devital bir şekilde fonksiyonuna devam edebilir (52).

2.3.1. Kök Kanal Tedavisi Görmüş Periapikal Lezyonlu Dişlerin Takibi

KKT'nin başarı kriterleri farklılık gösterir. Dişin asemptomatik olması bir başarı kriteri olarak değerlendirilebilir (56). Tedavi protokollerine göre yapılan KKT'lerde başarı oranı %85-90 değerlerindedir. Bu değerler dişin tedavi öncesindeki periodontal sağlık durumuna göre farklılık gösterebilir. Örneğin periapikal lezyonlu dişlerde bu oran %62 civarındadır (57).

Endodontik tedaviden sonra düzenli olarak yapılan kontrollerde minimum 1 yıllık takip önerilir. İyileşme gözlenmeyen durumlarda bu sürenin uzatılması gereklidir (58).

2.4. Radyolojik ve Periodontal Değerlendirme

KKT'nin endikasyonunda, planlanmasında, çalışma boyunun belirlenmesinde, kanal dolgusu kontrolünde ve tedavinin takibinde radyografik değerlendirme oldukça önemlidir (5). Radyografik olarak yeni periapikal lezyon oluşmaması, radyolusentliğin azalması ya da kaybolması başarı kriterleriyken periapikal radyolusensinin aynı kalması, büyümesi ya da yeni bir periapikal lezyonun görülmesi ise başarısızlık olarak nitelendirilir (59).

Ørstavik ve ark. radyografi üzerinde periapikal lezyonların büyüklüğünü 1'den 5'e kadar numaralandığı bir skala kullanarak periapikal indeks (PAİ) adını verdikleri bir sistem geliştirmişlerdir (60).

Bu periapikal indeks radyografilerde apikal periodontitisi 1`den 5`e kadar numaralandırarak bir skalada gösterir (Şekil 2.1) (61)



Şekil 2.1. Periapikal İndeks (PAI)

PAI 1: Normal periapikal kemik

PAI 2: Kemik yapısında demineralizasyon olmadan görülen küçük değişiklikler

PAI 3: Kemik yapısında mineral kaybı ile görülen değişiklikler

PAI 4: Sınırları net radyolusent alan ile görülen apikal periodontitis

PAI 5: Belirgin demineralizasyon ile apikal periodontitis

2.5. Periapikal Lezyonlu Dişlerde Tedavi

Birçok periapikal lezyon endodontik tedavinin ardından cerrahi müdahaleye gerek kalmadan iyileşme gösterir (5). Bazen de endodontik tedavi sonucunda klinik belirtilerin tekrarladığı ve periapikal radyolusentliğin geçmediği durumlar görülür. Böyle durumlarda cerrahi tedavi mi yoksa kanal tedavisinin yenilenmesi mi gerekliliğine karar verilmesi gerekmektedir. Endodontik tedaviye rağmen periapikal radyolusensliğin kalmasına sebep olan bazı faktörler vardır; örnek olarak ekstraradiküler lezyonlar, yabancı maddeler ve gerçek kistler vb. faktörlerin olduğu durumlarda periapikal cerrahi prosedürleri uygulanmalıdır (62, 63).

Yapılan bir çalışmada periapikal lezyonlu dişlerin endodontik tedavi başarıları %73 ile %90 arasında olduğu görülmüştür. Aynı çalışmada vakalar 2 yıl veya sonrasında kronik apikal periodontitisin (KAP) tekrar görülme riskinin epidemiyolojik çalışmalarla gösterilen riskten fazla olmadığını göstermiştir (5). Başka bir çalışmada ise periapikal lezyonların iyileşerek küçüldüğünü görmek için 6-12 aylık bir takip gerektiği bildirilmiştir. Ayrıca bu çalışmada lezyonlu dişlerde radyografik kontrollerde periapikal lezyonun boyutunun değişmediği veya sadece boyutunun küçüldüğü görünüyorsa sonuç şüpheli kabul edilir. Bu durumda lezyonun iyileşene kadar ya da en az 4 yıl süreyle tekrar değerlendirilmesi önerilmektedir (58). Başka bir araştırmaya göre apikal periodontitisin iyileşme süreci dinamiktir bu nedenle anlamlı değişiklikleri görebilmek için en az 1 yıllık takip gereklidir. Bu yüzden periapikal lezyonlu dişler protetik dayanak olarak kullanılacaksa en az 1 yıl takip edilmesi önerilir (64).

2.5.1. Periapikal Lezyonlu Dişlerde Koronal Restorasyonun Tamamlanması

Periapikal lezyonlu dişler endodontik tedavi sonrası uzun süre takip gerektirdiği için aşırı madde kaybı bulunan dişlerde koronal restorasyonun geciktirilmesi dişte kırık oluşmasına neden olabilir. Yapılan bir çalışmada kaybedilen toplam 21 dişin %29'nun restoratif nedenlerle, %19'nun ise apikal periodontitisin tekrarlaması gibi diğer nedenlerle çekildiği belirtilmektedir (64). Restoratif tedavinin gecikmesi tedavinin başarısız olmasına sebep olurken sızdırmaz ve sağlıklı bir üst yapı periapikal iyileşmeye katkı sağlar (65, 66). Bu konuyla ilgili olarak riskli bir restorasyonun prognozu olumsuz yönde etkilediği gösterilmiştir (64). Başka bir çalışmada ise endodontik tedavi sonrası restore edilmeyen dişlerin mikrobiyal sızıntı sebebiyle apikal periodontitisin kalıcı olmasına sebep olabileceği vurgulanmıştır (67).

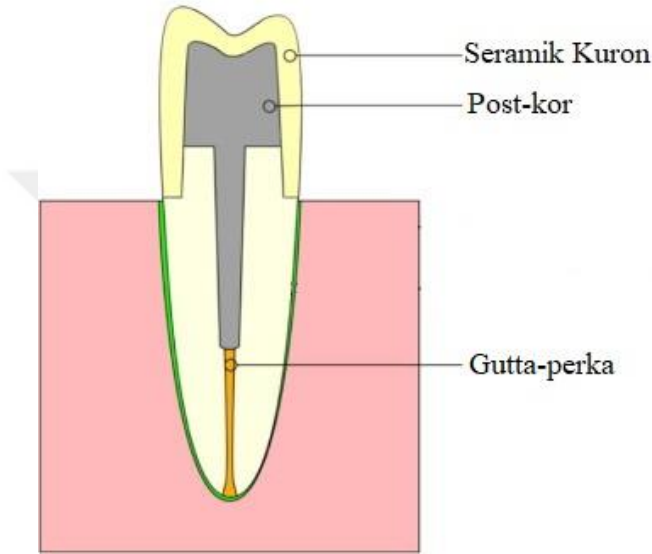
2.6. Aşırı Madde Kaybı Olan Dişlerin Restorasyonu

Klinikte karşılaşılan zor durumlardan biriside aşırı madde kaybına uğramış endodontik tedavili dişlerin restorasyonudur (68). Çürük ya da kavitenin geniş hazırlanması gibi nedenlerle kuron ve kök dentini zayıflayan ve dehidrasyona uğramış olan devital dişlerin restorasyon kenarlarında mikrosızıntı görülmesi ve kırılma riski olasılığı artar (69). Endodontik tedavi sonrası mikrosızıntının engellenmesi, okluzyon bütünlüğünün korunması ve dişlerin tekrar fonksiyon görebilmesi için çeşitli restoratif tedavi seçenekleri vardır. Bütün bu tedavi seçenekleri doğru olarak uygulanmış olsa bile kanal tedavili dişler destek alındığında kırılma insidansları sağlıklı dişlere göre daha yüksektir (69). Uygulanan restorasyonlar tam kuronlar, endokuronlar ve post-kor restorasyonlar olabilir.

Tam kuron restorasyonlar çürük ve endodontik tedavi sonrası koronal harabiyeti olan dişlerde tercih edilebilir. Ancak kuron kalan diş dokusu üzerine direk olarak yapıştırıldığında başarısızlıkla karşılaşılabilir. Bu konuyla ilgili yapılan bir çalışmada endodontik tedavi sonrasında kaybedilen dişlerin %53'nün protetik restorasyonu olmadığı için kırıldığı bildirilmiştir (70). Bu yüzden kanal içerisinden destek alan bir restorasyon uygulanması tercih edilebilir (71).

Endokuron restorasyonlar post-kor ve tam kuron sistemlerine alternatif olarak adeziv diş hekimliğindeki gelişmeler ile daha konservatif bir yaklaşım olarak günümüzde sıklıkla uygulanmaktadır. Endokuronlar posta ihtiyaç duyulmadan pulpa odası ve adeziv simantasyondan sağlanan tutuculukla tamamlanan restorasyonlardır (72).

Endodontik tedavili dişlerin restore edilmesinde geleneksel tedavi yaklaşımı olan post-kor sistemlerinde kanaldan destek alan post üzerine kor yapısı oluşturularak kaybedilen doku kazanılmaya çalışılır (73). Post-kor yapısı döküm metal ya da zirkonyadan hazırlanarak monoblok olabileceği gibi (Şekil 2.2) metal ya da cam prefabrike postlar üzerine amalgam, cam iyonomer ya da kompozit kullanılarak kor yapısı elde edilebilir (74). En son aşamada kullanılan yapıştırma ajanı postun, korun ve kuronun dişe bağlanmasında restorasyonun kalitesi ve ömrünü etkiler (75).



Şekil 2.2. Post ve core yapısının şematik gösterimi (76)

2.7. Ferrule Etkisi

Ferrule protetik terimler sözlüğünde diş kökünü ya da kuronunu çevreleyen sağlam dentin bandı olarak tanımlanır. Ferrule etkisi restorasyonun diş eti üzerindeki diş dokusunu çevrelemesiyle de elde edilebilir (77). Koronal restorasyonun başarısı için 1,5 – 2 mm ferrule olması gereklidir. Ferrule miktarının yetersiz olması durumunda gelen okluzal kuvvetler doğrudan posta iletileceği için postta ya da kökte kırık görülebilir (78, 79).

2.8. Post Sistemleri

Kanal tedavili dişlerde postun yerleştirileceği boşluğu hazırlamak için Gutta-perka'nın (GP) uygun aletlerle çıkartılması gerekir. En çok Peeso reamer ve Gates-Glidden adı verilen frezler (Şekil 2.3) yardımıyla mekanik uzaklaştırma gerçekleştirilir (80). Bazen GP'nin frezlerle sökülmesinin zor olduğu durumlarda kimyasal çözücü ajanlardan (kloroform, ksilen, okaliptüs yağı) destek alınabilir (81).



Şekil 2.3. Post yuvasının hazırlanmasında kullanılan aletler **A:** Gates-Glidden (82), **B:** Peeso Reamer (83)

Genel olarak apikal bölgede tıkanmanın sağlanabilmesi için 3 – 5 mm GP bırakılması gerektiği savunulur (84). Yapılan çalışmalarda post retansiyonunun post uzunluğu ile orantılı olduğu bulunmuştur. Post uzunluğunun 5 mm'den 8 mm'ye çıkarılması retansiyonu %47 arttırmaktadır (85). Postun kök kanalı içerisinde apikalden koronale doğru kanal duvarları ile uyumlu olması kökte stresin eşit bir şekilde dağılmasını sağlar (86).

2.8.1. Post-Kor Restorasyonların Endikasyonları

Post-Kor restorasyonların endikasyonları aşağıda sıralanmıştır:

- Aşırı madde kaybına neden olan giriş kavitesi ve restorasyon varlığında,
- Overdenture protezlerde ataçmanların kökten retansiyon sağlaması gereken durumlarda,
- Gelişimsel koronal bozukluklar nedeniyle madde kaybına uğramış dişlerde,
- Yardımcı kaviteler, adeziv rezinler, pinli korlar kullanılmasıyla çözülemeyen, bruksizm, travma ya da çürük gibi nedenler ile oluşan aşırı koronal madde kaybı olan durumlarda,
- Kuron/kök oranının yeniden ayarlanması gereken periodontal desteği zayıf dişlerde,
- Ortodontik vakaların protetik olarak düzeltilmesi gereken durumlarda post-korlar endikedir (87, 88).

2.8.2. Post-Kor Restorasyonların Kontrendikasyonları

Post-kor restorasyonların kontrendikasyonları aşağıda sıralanmıştır:

- Endodontik tedavisi yapılamayan eğri ve ince köklü dişlerde,
- Kanalların kalsifiye olduğu endodontik tedavinin uygulanamadığı dişlerde,
- Kökte çatlak veya fraktür varsa,
- Endodontik tedavi sırasında perfore olmuş dişlerde,
- Kökü de içeren aşırı çürük varsa,
- Oral hijyeni kötü olan hastalarda post-korlar kontrendikedir (89).

2.8.3. Post Sistemlerinde Aranılan İdeal Özellikler

Post sistemlerinde aranılan ideal özellikler aşağıda sıralanmıştır:

- Diş yapısına minimum stres iletmeli
- Kor materyaline yeterli retansiyon oluşturmali
- Gerekğinde kanaldan kolaylıkla uzaklaştırılabilmeli
- Dişe gelen stresleri köke homojen dağıtabilmeli
- Diş dokularına benzer biyomekanik özellik göstermelidir (12).

2.9. Post Sınıflandırması (78, 90)

Tablo 2.1. Post Sınıflandırması

Postların Sınıflandırılması			
Tutuculuk Şekline Göre	Yapım Şekline Göre	Post Şekline Göre	Kullanılan Materyale Göre
▪ Aktif ▪ Pasif	▪ Döküm ▪ Prefabrik	▪ Paralel ▪ Konik	▪ Metal ▪ Seramik ❖ Cam Seramikler ❖ Alüminyum Oksitle Güçlendirilmiş Seramikler ❖ Freze Tekniği ile Üretilen Seramikler ▪ <u>Zirkonya</u> ▪ Fiber ❖ Cam Fiber ❖ Polietilen Fiber ❖ Karbon Fiber ❖ <u>Kuartz Fiber</u>

2.9.1. Tutuculuk Şekline Göre:

Aktif Postlar

Konik veya paralel şekilli olabilen yüzeyinde vida ve yiv bulunan bu sayede dentine vidalanarak sıkıca bağlanabilen postlardır. Vidalama saat yönünde yapılır ve retansiyon bakımından dentinden daha çok faydalanılması sağlanır (90).

Pasif Postlar

Bu postlar kök kanalına özel veya kanal ile uyumlu olacak şekilde hazırlanır. Retansiyon post ile kök kanalı arasındaki simantasyonla sağlanır. Döküm, fiber ve seramik postlar bu sınıflandırmaya dahildir (91).

2.9.2. Yapım Şekline Göre

Prefabrik Postlar

Endodontik tedavili dişlerin restoratif işlemlerini kolaylaştırmak ve hızlandırmak için üretilmiştir. Ucuz olması, laboratuvar işlemi gerektirmemesi ve tek seansta yapılabilmesi en önemli avantajlarıdır (92).

Döküm Postlar

Kök kanalı geniş ve düzensiz, aşırı madde kaybı olan endodontik tedavi görmüş dişlerde uygulanır. Endodontik tedavisi tamamlanmış ve post hazırlığı yapılmış kanalda silikon, rezin ya da mum kullanılarak alınan ölçüden döküm yoluyla elde edilirler. En önemli avantajları kök kanalının şekline uyumunun tam olmasıdır. En önemli dezavantajı ise elastik modüllerinin diş ile uyumlu olmaması sonucu stresler karşısında rijit yapısından dolayı dikey kök kırıklarına neden olabilmesidir (93).

2.9.3 Post Şekline Göre

Paralel ya da Konik Postlar

Paralel postlar retantif olarak daha üstündür. Kanalda oluşturdukları stres daha az olduğu için kırık görülme riski daha azdır. Konik postlar ise kama etkisine sebep olabildiklerinden bir süre sonra kökte vertikal kırık riski oluştururlar. Bu riskin yanı sıra konik post için daha az dentin kaldırıldığından diş dokusunu daha çok koruduğu söylenebilir (86, 94).

2.9.4. Kullanılan Materyale Göre

Metal Postlar

Prefabrik ve döküm postların oluşturduğu bu sınıfın köke fazla stres iletmeleri, elastik modülünün yüksek olması ve estetik olmamaları gibi dezavantajları sebebiyle metal içermeyen postlar üretilmeye başlanmıştır (78).

Seramik Postlar

Estetik restorasyonlarda kullanılmak için geliştirilmiş postlar olup (95) cam, alüminyum oksit (Al_2O_3) ile güçlendirilen, freze tekniğiyle üretilen ve zirkonya seramikler olarak sınıflanabilir.

Cam Seramikler: Biouyumlu, ışık geçirgenlikleri ve aşınma dirençleri yüksek olan postlardır. Ancak post materyali olarak lateral kuvvetlere yeterli direnç gösterememeleri ve dayanıklılıklarının düşük olmasından dolayı kullanımları sınırlıdır.

Bu post sisteminin en çok kullanılan örneği Dicor (Dentsply, York, PA, ABD)'dur (87, 96).

Al₂O₃ ile Güçlendirilmiş Seramik Postlar: Alüminyum oksit kullanılarak post materyalinin güçlendirilmesi amaçlanmıştır. Post-kor malzemesi olarak yeterli bükülme direnci ve dayanıklılık gösterse de üretilmesinin zaman alması ve fazlaca teknik hassasiyet gerektirmesi gibi nedenlerden dolayı kullanımı sınırlıdır (96, 97).

Freze Tekniğiyle Üretilen Seramik Postlar: Zirkonya seramikten kanalın şekline uyum sağlayacak şekilde kopya freze yöntemiyle üretilen postlardır (98).

Zirkonya Seramik Postlar: Prefabrik ve döküm olarak üretilbilirler (99) (Şekil 2.4). Translüsens ve biouyumlu olmaları restorasyonun estetiğini geliştirir (100). Metal postlara kıyasla daha sert ve kırılğan bir yapı gösterirler (90). Fiber postlar ile kırılma direncinin karşılaştırıldığı sistematik bir derlemede daha yüksek kırılma direnci gösterdiği bildirilmiştir (101). Postların kırılmaya karşı direncini arttırmak için daha kalın hazırlanması durumunda diş dokusundan aşırı madde kaldırılacağı için kökü zayıflatabilir (102).



Şekil 2.4. Zirkonya Seramik Post (103)

Fiber Postlar

Epoksi rezin (polimer matriks) içine polietilen, cam, kuartz ve karbon fiberler eklenmesi ile oluşturulur (104, 105). Fiber lifleri ile matriksi birbirine silan adı verilen ajanlar bağlar. Fiberler gelen stresleri yayarak materyalin sertlik, yorulma ve kırılma direnci gibi özelliklerini güçlendirir. Materyaldeki fiber oranları %35 - 65 arasında değişirken bu oranın artması postun daha dayanıklı ve sert olmasını sağlar (90).

Fiber postlar dentine benzer elastik modüle sahip olduklarından gelen stresler post tarafından absorbe edilebilir. Bundan dolayı dişe gelen kuvvetlerde post, diş ile

beraber hareket edebildiği için kök kırıklarının görülme riskinde azalma görülür (106, 107).

Literatürde bir çalışmaya göre bu postların başarı oranı %95, başka bir çalışmaya göre başarısızlık oranıysa %3,2 olarak gösterilmiştir (11, 108).

Bu post sisteminin özel set frezleri dıştan daha az doku uzaklaştırılmasını sağlayarak kök direncini korur. Ayrıca bu postlar siman aracılığıyla kök kanal duvarına pasif bağlandıkları için stresler karşısındaki gerilmelerde azalma görülür. Fiberle güçlendirilmiş postlar 4 gruba ayrılır: (90)

Cam Fiber Postlar: Rezin matrikse cam fiberlerin eklenmesiyle geliştirilen postlar olup zirkonya seramik ve karbon fiber postlardan sonra üretilmişlerdir (15, 109). Işığı geçirgen yapıda oldukları için estetik bölgedeki dişlerin tam seramik restorasyonlarında rahatlıkla kullanılabilirler (109). Değişik derecelerde radyoopasite gösterdikleri için radyografik görüntülemelerde yetersizlerdir (110). Kanal boyu ile uyumlu olacak şekilde uzunluğu ayarlanabilir. Rezin yapısından dolayı rezin simanlar ile bağlanması yüksektir. En önemli dezavantajlarından birisi neme karşı hassas olmalarıdır (90, 111).

Polietilen Fiber Postlar: Translüsens özelliğinden dolayı estetik olan bu postlar örgü şerit olarak da isimlendirilirken farklı boyutlarda piyasada bulunabilirler. Uygulaması kolay ve biouyumludurlar (112). Yorgunluk ve aşınma dirençleri yüksektir (90). Yumuşak kıvamdayken uygulanması düzensiz kanal şekline ve andırıklara uyum sağlamasına olanak sağlarken kök dentininde aşırı madde kaybını engeller (113). Bu postların ıslanabilirliği zayıf olduğundan adeziv rezinlerle bağlanma kuvvetini arttırmak için üretimi sırasında gaz plazma uygulaması kullanır (114).

Karbon Fiber Postlar: Diş hekimliğinde kullanılan ilk metal içermeyen postlardır (108). Epoksi matriks içine paralel ve sıralı bir şekilde yerleştirilen karbon fiberlerden oluşur. Dentine yakın elastik modülünden dolayı post ile dentin arasında stres oluşumunu engeller. Kanaldan kolayca uzaklaştırılabildiği için tedavinin yenilenmesi gereken durumlarda avantaj sağlar (115). Esneme dirençleri zirkonya, titanyum ve paslanmaz çelik postlardan daha yüksektir (116). Su ile temas ettiği takdirde sertlik ve direnci %60 - 70 oranlarında azalma gösterir (90).

Kuartz Fiber Postlar: Kristalize haldeki saf silikadan oluşan kuartz düşük termal genleşme katsayısı bulunan biouyumlu bir materyaldir. Radyografilerde baryum içeriğinden dolayı görülebilirler (90). Işığı geçirebilen estetik postlar olduğu için rezin simanlar ile rahatlıkla kullanılabilirler (111). Zirkonya ve cam fiber postlara göre kırılma dirençleri daha yüksektir (90).

2.10. Post Simantasyonunda Kullanılan Simanlar

Post-kor restorasyonlarda en çok karşılaşılan başarısızlık desimantasyon olduğu için hekimlerin kullanacakları post çeşidine göre uygun simanı seçmeleri gereklidir (117). Bu yüzden post uygulamalarındaki en önemli aşamalardan birisi simantasyondur. Ayrıca simantasyon restorasyonun retansiyonu, rezistansı ve mikrosızıntıların önlenmesi içinde oldukça önemlidir (87).

Klinikte sıklıkla post simantasyonunda cam iyonomer, çinko polikarboksilat, çinko fosfat ve rezin simanlar kullanılmaktadır.

2.10.1. Cam İyonomer Siman

Brian Kent ve Alan Wilson tarafından 1972'de bulunan cam iyonomer simanlar toz ve likit formunda bulunup bunların karıştırılması ile elde edilirler (118). Likiti aközpoliakrilik asitten, tozu ise bazik florö-alümina silikat taneciklerden oluşur. Tozunda değişik oranlarda florür, kalsiyum, fosfat ve sodyum da bulunmaktadır (119). Likite eklenen tartarik asit ise akıcılığı ve çalışma zamanını arttırmayı sağlar (120). Cam iyonomer simanlar florür içeriğinden dolayı antikaryojenik özelliği, diş ve metallere bağlanabilmesi, termal genleşme katsayısının diş ile uyumlu olması, biouyumlu olması ve mikrosızıntının az görülmesi gibi birçok avantajı sebebiyle diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılsa da dayanıklılıklarının maksimuma ulaşması bazen birkaç hafta sürebildiğinden post simantasyonunda risk oluşturabilir (121-123).

Baskı dayanımı çinko fosfat ve polikarboksilat simandan daha yüksektir (124). Ancak mekanik özelliklerinin simantasyon sırasında tükürük veya su ile temas etmesi sonucunda ciddi miktarda azaldığı bildirilmiştir. Bu nedenle uyumsuz restorasyonlarda sızıntı sonucunda desimantasyon görülme riskinde artış görülür (125).

2.10.2. Polikarboksilat Siman

Magnezyum oksit ve çinko oksit tozlarının poliakrilik asit ile hızlı bir asit baz reaksiyonundan oluşur (126). Metal destekli porselen uygulamalarında, hassasiyeti

olan dişlerde, stresin düşük olduğu bölgelerde ve kısa sabit protezler gibi pek çok alanda kullanılabilir. Klinikteki en önemli özelliği içinde bulunan poliakrilik asitin molekülleri küçük ve asiditesi zayıf olduğundan pulpada zarar oluşturmamasıdır (127, 128).

Çinko fosfat simanla kıyasladığında gerilme dayanımı daha yüksekken baskı dayanımı daha düşüktür. Ayrıca çinko fosfat simana göre sertleşme sonrası plastik deformasyonu daha yüksek olduğu için çiğneme kuvvetinin fazla olduğu bölgelerde ve uzun sabit protezlerde kullanılması önerilmez (129).

2.10.3. Çinko Fosfat Siman

Diş hekimliğinde kullanılan en eski siman olup günümüzde kullanımına devam edilmektedir (130). Tozu %10 magnezyum ilave edilmiş çinko oksit, likiti ise %45 - 64 fosforik asit ve su ilavesinden oluşur. Çinko, likit ile toz arasındaki reaksiyonu sağlayarak çalışma zamanının uygun olmasını sağlar (126).

Çinko fosfat simanların çekme dayanımı düşük baskı dayanımı yüksektir. Karıştırılırken neme duyarlılığı ve ağız ortamında çözünmesinin kolay olması dezavantajlarındandır. Avantajları arasında ise çalışma zamanının yeterliliği, uygulama kolaylığı, elastik modülünün dişe yakın olması sayılabilir (123).

Klinikteki en büyük dezavantajı fosforik asit moleküllerinin küçük ve simanın ilk uygulandığı sırada pH'nın düşük olması sebebiyle canlı dişlerde pulpal hassasiyet oluşturabilmesidir. Bu nedenle canlı dişlerde kullanımı önerilmez (123, 131).

2.10.4. Rezin Siman

Rezin simanlar geleneksel simanlardan daha düşük çözünürlüğe sahip, porselen ve dişe bağlanma değeri yüksek, gerilme ve sıkışma dayanımının da yüksek özellikte olduğu siman grubudur. Günümüz için en ideal simanlar olarak kabul görmekte olup kullanımı gün geçtikçe artmaktadır (132).

Mineye mikromekanik, dentine ise kimyasal (inorganik yapıya) ve mikromekanik (organik yapıya) olarak bağlanırlar. İçlerindeki doldurucu miktarının az olması kompozit rezinlerden farklı olmasını sağlar (133).

Uygulandıkları seramiği güçlendirmeleri, renk seçeneği olması, düşük çözünürlük, dayanımının yüksek olması gibi pek çok avantajı vardır. Dezavantajları ise pahalı

olmaları, uygulanmasının hassasiyet istemesi, pulpa duyarlılığı oluşturabilmesidir. Metal destekli restorasyonlar, tam seramik restorasyonlar, porselen laminate veneerler, adeziv köprüler gibi birçok alanda kullanılabilirler (134).

Rezin simanlar adeziv mekanizmasına göre üçe ayrılır: (135)

Asitlenen ve Yıkanan (Etch&Rinse) Rezin Simanlar: Bu sistem iki ve üç basamaklı olmak üzere ikiye ayrılır. İki basamaklı sistemde önce asit sonrasında tek şişede birleştirilen primer ve bond uygulanır. Üç basamaklı sistemdeyse uygulama aşamaları sırasıyla asit, primer ve bond şeklindedir (136). Bu sistemde kullanılan asit %30 - 40 oranında fosforik asit olup dentine 15 saniye, mineye 30 saniye uygulanır (137). Bu sistemin en büyük klinik dezavantajı dentinin neme karşı olan hassasiyetidir (138).

Kendinden Asitli (Self-Etch) Rezin Simanlar: Tek ve iki aşamalı olarak ikiye ayrılan bu sistemde tek aşamalı yöntemdeki üç aşamanın tek bir şişeye dönüştürülmüş hali uygulanırken iki aşamalı yöntemde kendinden asitli primerden sonra bond uygulanır (139). Literatüre bakıldığı zaman self-etch ve etch & rinse sistemlerinin karşılaştırıldığı çalışmalarda etch & rinse sistemler adezyon yönünden daha başarılı bulunmuştur (140, 141).

Kendinden Adezivli (Self-Adeziv) Rezin Simanlar: Diş dokularında uygulama öncesinde herhangi bir hazırlık gerektirmeyen bu sistemlerde rezin simanların üstün estetik, adezyon ve mekanik özellikleri ile geleneksel simanların uygulama kolaylığı birleştirilmeye çalışılmıştır. Diş yüzeyinde hazırlık yapılmaması smear tabakasının korunmasını sağlayarak işlem sonrasında hassasiyet oluşmasını engeller (142, 143).

2.11. Dental Seramikler

Yunanca'da "*keramikos*" olarak geçen seramik kelimesi Türkçe'de "*kil kökenli pişmiş malzeme*" olarak tanımlanır (144). Ayrıca seramik ilk inorganik cam fazlı kristalin yapısında bir materyal olup yapısı insanlar tarafından değiştirilerek oluşturulmuştur (145).

Seramik, inorganik ametallere verilen genel isim olup bunlara silikatlar, çimentolar, metal oksitler, nitritler ve camlar dahildir. Seramik materyalinin birbiri içerisinde çözünmeyen elementlerinin düşük ısıda eriyip şekillenmesiyle porselen elde edilir. Bu nedenle diş hekimliğinde kullanılan porselenlere dental seramik denir (145).

İlk kez 1723 yılında Pierre Fauchard tarafından porselenin diş hekimliğinde kullanılabileceği bildirilmiş olsa da porselen diş patentini ilk kez 1789 yılında Fransız diş hekimi Nicholas Dubois de Chemant ve Fransız kimyager Alexis Duchâteau almıştır (146, 147). 1960`larda metal destekli seramiklerin kullanımındaki ilerleme ile porselen popülaritesi artmıştır (148). 1965 yılında metal desteksiz seramikler piyasaya çıkarken 1980`li yıllarda ise tam seramik restorasyonların kullanımı artmıştır (149).

2.11.1. Dental Seramiğin Yapısı

Dental seramiğin yapısında bulunan maddeler:

Kaolin: Kaolin tamamen temizlenmiş kile verilen addır (150). %1 - 3 oranında ilave edilir. Porselenin yapısındaki maddeleri birbirine bağlar, opak görünüm kazandırır ve porselen hamuruna plastiklik kazandırdığı için modelaj yapılırken kolaylık sağlar (151).

Feldspar: Albit ($\text{Na}_2\text{OAl}_2\text{O}_36\text{SiO}_2$) ve potasyum-alüminyum-silikat ($\text{K}_2\text{O}_4\text{Al}_2\text{O}_36\text{SiO}_2$) karışımından oluşan feldspar doğada soda (Na_2O) ve potas`ın (K_2O) farklı oranlardaki karışımı halinde bulunur. Bu karışım porselenin fırınlanma kalitesini yükseltir (152, 153). Porselene %70 - 85 oranında katılan feldspar pembe gri renkte olup porselene translusenslik ve akıcılık sağlar (151, 154).

Kuartz: Porselen yapısına %10 - 22 oranında ilave edilir (151). Erimesi 1700 derecede olup erime ısısını arttırarak porselene stabilite ve sertlik kazandırır. Ayrıca doldurucu görevi gördüğü için fırınlama işlemi sonrasında porselenin büzülmesini engeller (151, 155).

Ara oksitler: Porselen yapısına eklenerek viskoziteyi azaltırlar (156).

Renk verici ajanlar: Porselene eklenen nikel oksit ya da demir kahverengi, titanyum oksit sarı, krom oksit ya da bakır yeşil, mangan oksit eflatun renk verir (154).

Akışkanlar: Akışkanlar cam yumuşama ısısını oksijen ile cam yapıcı elementler arasındaki bağlantıyı azaltarak düşürürler (156).

2.11.2. Dental Seramik Sınıflandırması

Dental seramikler aşağıdaki şekilde sınıflandırılabilir:

İçeriklerine göre porselenler (151, 157):

- . Feldspatik porselen
- . Alüminöz porselen
- . Metale bağlanan porselen

Şekillendirme tekniklerine göre porselenler (151)

- . Dökülebilir porselenler
- . Preslenen seramikler
- . Fırınlanan porselenler
- . Freze tekniğiyle üretilen seramikler
- . İnfiltr seramikler

Erime ısılarına göre porselenler (154, 158):

- . Yüksek ısı seramikleri (1290°C-1370°C)
- . Orta ısı seramikleri (1090°C-1260°C)
- . Düşük ısı seramikleri (870-1065°C)
- . Ultra düşük ısı seramikleri (<850°C)

Yapım tekniklerine göre porselenler (159, 160)

- . Tam seramik restorasyonlar
- . Metal destekli porselen restorasyonlar

Pişirme tekniklerine göre porselenler (156)

- . Atmosfer basıncında pişirilen porselenler
- . Vakumla pişirilen porselenler

2.12. Metal Altyapılı Porselen Restorasyonlar

İlk kez 1956 yılında Brecker tarafından porselen ile altın alaşımlarının birleştirilmesiyle metal destekli porselenler bildirilmiştir. Uzun yıllardır kullanılan bu protezler sabit protetik tedavilerin yaklaşık %80'ini oluşturur (20). Uzun dönemde kendini hem estetik hem de başarılarıyla ispatlayan bu restorasyonlara 1962'de gerçekleşen iki büyük olay sayesinde geçilmiştir. Bu olaylardan ilki S. Katz, M. Weinstein ve A.B. Weinstein tarafından metal alaşımların ısısal genleşme katsayıları ile uyumlu porselenlerin piyasaya çıkması, ikincisi ise A.B. Weinstein ile M. Weinstein'nin feldspatik porselenlere bağlanabilen ve dental alaşımların üretilmesinde kullanılan bileşenlerin patentini almalarıdır. Bu gelişmeler sayesinde protetik

tedavinin temel uygulamaları haline gelen metal destekli porselen restorasyonlar birçok yeni materyal ile piyasaya sunulmuştur (161).

Metal destekli restorasyonlar günümüze kadar birçok şekilde adlandırılmıştır. Porselen veneer kuron, altın destekli porselen ve 1980'li yıllarda literatürde en sık kullanılan metal destekli porselen adını almıştır (162).

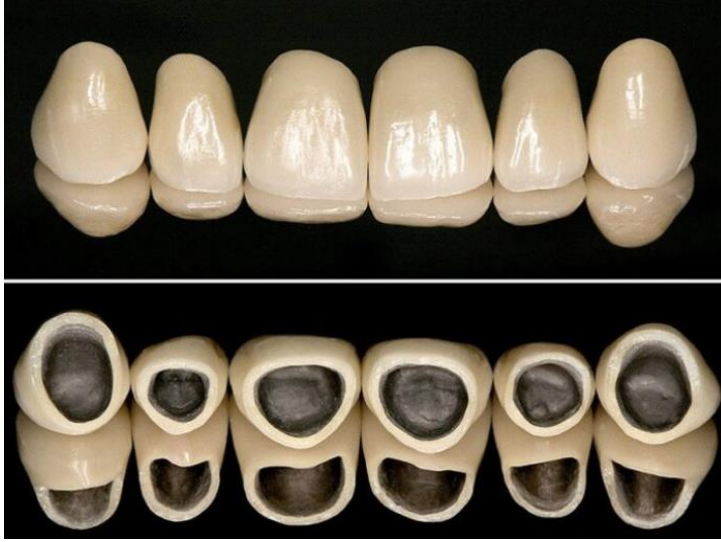
Metal destekli porselenler prepare edilmiş dişe yerleştirilen metal alt yapı ve bunun üzerine fırınlanan porselenden oluşan restorasyonlardır. Bu restorasyonlar porseleni metal altyapı sayesinde kırılmaya sebep olan kuvvetlere karşı dirençli hale getirirken preparasyonun yeterli yapıldığı durumlarda ön dişlerde dahi estetiği sağlayabilirler. Öncelikle metal altyapının ısı uygulanarak oksitlenmesi sağlanır. Sonrasında metalin renk yansımaları engellemek için opaker uygulanır (153).

Metal destekli restorasyonların avantajları arasında kabul edilebilir estetikleri, kuvvetler karşısında dirençli olmaları, uzun diş eksikliklerinde kullanılabilmesi gösterilebilir. Dezavantajları ise metal ve porselene yer sağlamak amacıyla preparasyonun fazla miktarda yapılması, radyopak görüntüsünden dolayı röntgende teşhisi zorlaştırması, ışık geçirgenliği az olduğu için doğal görünümün elde edilme zorluğu, metalin alerjik reaksiyona sebep olması sayılabilir (163).

2.12.1 Metal Altyapılı Porselen Restorasyonların Yapım Aşamaları

Metal Altyapı

Düşük ısı porselenleri altyapısız kullanıldıklarında mekanik özellikleri yeterli olmadığı için metal altyapı ile desteklenmelidir (Şekil 2.5). Soy metal alaşımlarından altın, gümüş, platin, paladyum, soy olmayan metallerden ise nikel-krom, krom-kobalt, nikel-krom-kobalt alaşımları kullanılmaktadır. Bunların içinden en çok krom-kobalt alaşımlar kullanılır. Metal altyapının kalınlığı kullanılacak alaşıma göre farklılık gösterse de ideal kalınlık 0,5 mm olarak belirlenmiştir (162, 164, 165).



Şekil 2.5. Metal Altyapılı Porselen Restorasyon (166)

Oksit Tabakası

Porselen uygulaması öncesi hazırlanan metal altyapılara oksidasyon işlemi uygulanmasının amacı porselenin metale bağlanma kuvvetinin artırılmasıdır. Alaşım tipine göre uygulanan oksidasyon işlemi farklılık gösterir (167).

Opaker Uygulaması

Opak porseleni uygulaması ile metal altyapının siyah renginin örtülenmesi amaçlanır. Opak tabakasının kabul görmüş ideal kalınlığı 0,2 – 0,3 mm`dir (168).

Dentin Porseleni

Opak tabakası ile porselenin rengi oluşturulmaya başlanırken rengi asıl belirleyen dentin tabakasıdır. Porselen renginin doğru verilebilmesi için minimum 0,5 – 1 mm maksimum 1,5 – 2 mm dentin ve mine porselen kalınlığı gereklidir (162, 168).

Mine Porseleni

Mine porseleni daha translusens yapıdadır. Genellikle kesici kenar, okluzal yüzeyler ve arayüzlerde uygulansa da dentin porseleni uygulanan her yüzeyde kullanılabilir. Dentin porseleni ile birlikte tek seferde pişirilmesi dentin ve mine porselenleri arasındaki renk geçişlerinin daha doğal olmasını sağlar (169).

Glaze Tabakası

Şekillendirme işlemi bitmiş metal destekli restorasyonun belirli bir sıcaklığa kadar ısıtılıp yüzeyde kısmen erimiş ve parlak görünen porselen tabakası oluşturma işlemine doğal glazür adı verilir. Genellikle uygulanan diğer bir yöntem ise yüzeye sadece glazür porseleni uygulayıp pişirilerek parlaklığın elde edilmesidir. Ayrıca glaze

tabakası porselen yüzeyindeki çatlakları doldurarak mekanik özelliklerin artmasını sağlar (170, 171).

2.13. Diş Hekimliğinde Biyomekanik Kavramlar

Kuvvet altında canlılardaki biyolojik yapılarda görülen davranışların araştırıldığı bilim alanına biyomekanik denir. Diş hekimliğinde ise biyomekanik; diş çevresindeki dokular, diş ve restorasyonlara gelen çeşitli kuvvetlerin davranışlarını inceler (172).

Kuvvet: Cisimlerin şeklini değiştirebilen, hareket halindeki cismi durduran ya da durmakta olan bir cismi hareket ettiren Newton (N) cinsinden ifade edilen etkiye kuvvet denir (173).

Okluzal Kuvvet: Dişler üzerine temporomandibular eklem (TME) ve çiğneme kaslarının etkisiyle iletilen kuvvet olup kesici dişlerden azı dişlere doğru artarak 150-800 N arasında değişmektedir. Ölçülen okluzal kuvvet miktarı cinsiyet, dişin konumu, TME problemleri ve yaş gibi faktörlere göre farklılık gösterir (174).

Elastik Modülü (Young-Elastisite Modülü): Kuvvet altında materyalin deformasyon ve esnemeye karşı gösterdiği dirence denir. Birimi N/mm^2 olup Gerilme/Gerinme formülüyle hesaplanmaktadır. Sert materyallerin elastik modülü yüksektir yani kuvvet altında deformasyonu az olan materyaller elastik modülü yüksek materyallerdir. Homojenlik elastik modülünü etkileyen bir durum olup elastik modülü homojen materyallerde sabitken heterojen materyallerde ise değişken kabul edilir (175, 176).

Poisson Oranı: Elastik sınırlar dahilinde cisme uygulanan kuvvetin birim boyutta oluşturduğu değişimin en/boy şeklinde hesaplanması olup “ ν ” şeklinde gösterilir (175).

Von Mises Eşdeğer Gerilmesi: Bu hipotez iç enerjisi belli bir miktarın üstüne çıkan cismin şekil değiştirmesini tanımlar. Sonlu elemanlar stres analizlerinde elde edilen verilerin yorumlanmasında sıklıkla kullanılan bir kriterdir. σ_M sembolüyle gösterilir (177).

Dayanıklılık (Dayanım): Gerilmenin tipine göre kayma, basma ya da çekme dayanımı gibi isimlerle adlandırılan bir cismi bozabilmek veya kırabilmek için uygulanabilecek maksimum gerilme olarak tanımlanır (173).

Gerilme (Stres-Gerilim): Dışardan kuvvet uygulanan bir cisim bu kuvvete eşit miktarda ve zıt yönde cevap verir. Cismin bu kuvvete karşı birim alanda oluşturduğu cevaba stres veya gerilme adı verilir. S veya σ harfleriyle ifade edilen gerilmenin birimi Paskal (N/m^2)'dır (178). Kayma, çekme ve basma gerilmesi olarak 3 tipi vardır:

Kayma tipi: Cismin deformasyonuna, bükülmesine veya kaymasına neden olan 2 kuvvetin paralel ve farklı doğrultuda zıt yönlerde uygulanması ile ortaya çıkan kuvvet tipidir (173).

Çekme tipi: 2 kuvvetin zıt yön fakat aynı doğrultuda uygulanarak cismi uzatmaya çalışan kuvvet tipidir (173).

Basma tipi: Cismi sıkıştırmaya çalışan ters yönlerde ancak aynı doğrultuda uygulanan kuvvet tipidir (179).

2.14. Diş Hekimliğinde Kuvvet Analiz Yöntemleri

Kuvvet analizleri deneysel ve teorik olarak iki gruba ayrılabilir. Teorik analizler matematiksel sonuç ve formüller gerektirirken deneysel yaklaşımlarda ise analizi yapılacak olan materyalin üzerine doğrudan ya da materyalin modellenmiş halinin kullanılması esas alınır (173).

Diş hekimliğindeki materyal çalışmalarının büyük bir kısmı in vitro olarak yapılmakta olup bu bağlamda birçok stres analiz yöntemi kullanılmaktadır (180).

2.14.1. Holografik İnterferometri (Lazer Işını) Yöntemi:

Bir cismin üç boyutlu görüntüsünün elde edilmesinde kullanılan lazer ışık kaynağının etkisiyle oluşan girişim saçaklarının değerlendirilmesi işlemidir (181).

2.14.2. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi:

İzotropik ve homojen bir materyale kuvvet uygulandığında ısıda periyodik olarak görülen değişikliklerin, materyalin ilgili bölgesindeki streslerin toplamıyla doğru orantılı olduğunu gösteren yöntemdir. Canlı dokulardaki ısı değişimlerinin restorasyon üzerindeki etkisinin belirlenememesi ve dental implantların bu yöntemle yüklenememesi gibi durumlar dezavantaj olarak karşımıza çıkar (126, 182).

2.14.3. Kırılğan Vernik Kaplama Yöntemi:

Bu teknikte kullanılacak modelin üzerine ince vernik tabakası (0,0005 – 0,10 inç) uygulandıktan sonra model fırınlanır. Sertleşme tamamlandıktan sonra ilgili bölgeye kuvvet uygulanarak bu bölgede oluşan çatlaklar değerlendirilir (183).

2.14.4. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi:

Polarize ışık demeti kuvvet altındaki fotoelastik modelden geçirildiğinde modelin içinde değişik hızlarda hareket eden dikey titreşimler oluşturur. Bu titreşimler Polariskop adı verilen bir cihaz yardımıyla görüntülenerek yorumlanır (184, 185). Bu yöntem model içerisindeki stresleri doğrudan gösterdiği için diş hekimliğinde sıklıkla kullanılmaktadır (184).

2.14.5. Radyotelemetri Yöntemi:

Yekpare bir yazılım ve donanımdan elde edilen bilgilerin transferine dayanan bir yöntemdir. Bilgi iletiminde kablo kullanılmaması bu yöntemin en büyük avantajını oluşturur. Transfer sırasında gerilim ölçerdeki direnç farklılıkları voltajın düşmesine sebep olur ve bu durum radyotelemetrinin frekansını etkiler. Etkilenen frekansın yorumlanması ile de sonuçlar elde edilir (182).

2.14.6. Gerilim Ölçer ile Kuvvet Analiz Yöntemi:

Kuvvet altındaki modelin yapısındaki doğrusal şekil değişikliklerinin saptanması amacıyla bir gerilim ölçer cihazının kullanıldığı kuvvet analiz yöntemidir (186).

2.14.7. Sonlu Elemanlar Kuvvet Analiz Yöntemi:

İlk defa 1956'da uçak endüstrisinde kullanılan bu yöntem karmaşık geometrik yapıları basit ve küçük alanlara ayırarak analiz etmeye yarar (187, 188). Bu yöntem başka bir deyişle bütün haldeki yapıyı daha basit ve küçük parçalara ayırarak bu parçaların kendi içinde çözülüp bütün yapının çözülmesini sağlamasına dayanan analiz yöntemidir (188). Bu işlem birçok matematiksel işlem gerektirdiği için bilgisayar kullanılması zorunludur (182).

Mühendislik alanında yaygın olarak kullanılan bu yöntem son yıllarda diş hekimliğinde de endodontik, protetik ve implant uygulamalarında sıkça kullanılmaya başlanmıştır (189). SEA yönteminde çevre kemik dokusu, diş ve kullanılan materyaller gibi karmaşık yapıların modellerinde çözümlemeler yapılırken, bazı tanımlamalar ve varsayımlar yapılmalıdır. Bu tanım ve varsayımlar alt yapı ve üst yapı materyali, post, diş yapısı, kortikal ve trabeküler kemik yapısı, sınır koşulları,

modellerdeki eleman sayıları ve düğüm noktaları, kullanılan materyallerin mekanik özellikleri ve uygulanacak kuvveti içermelidir (190, 191). Bu parametrelerin doğruluğu modellenen yapıların ve analiz sonucunun gerçeğe mümkün olduğunca yakın olmasını sağlarken elde edilen gerçekçi sonuçlarda yorumların doğru olmasını sağlar (25). Ayrıca SEA yönteminde analiz tekrarlanabilir, uygulanan kuvvetin yönü, derecesi ve miktarı değiştirilebilir (190, 192, 193).

SEA yönteminde yapıların simüle edilebilmesi için Manyetik Rezonans (MR) ya da Bilgisayarlı Tomografi (BT) yöntemleri kullanılır. Analiz edilecek yapıların modelleri iki ya da üç boyutlu şekilde bilgisayar ortamına aktarılmalı ve modeller gerçeğe en yakın olacak şekilde ayarlanmalıdır. Bu sayede incelenen modellerin farklı kuvvetlere karşı oluşturduğu yanıtların doğruluğu da artmış olur (25, 194).

SEA Yönteminin Avantajları (195, 196):

1. Gerçeğe çok yakın modeller elde edilebilir.
2. Karmaşık geometrik yapılar modellenenebilir.
3. Kullanılan materyallerin fiziksel özellikleri sisteme aktarılabilir.
4. Stres lokalizasyonları ve dağılımları hassasiyetle elde edilir.
5. Sonuçları görselleştirerek anlamayı kolaylaştırır.
6. Analizlerin sonuçlanması kısa sürer.

SEA Yönteminin Dezavantajları (194):

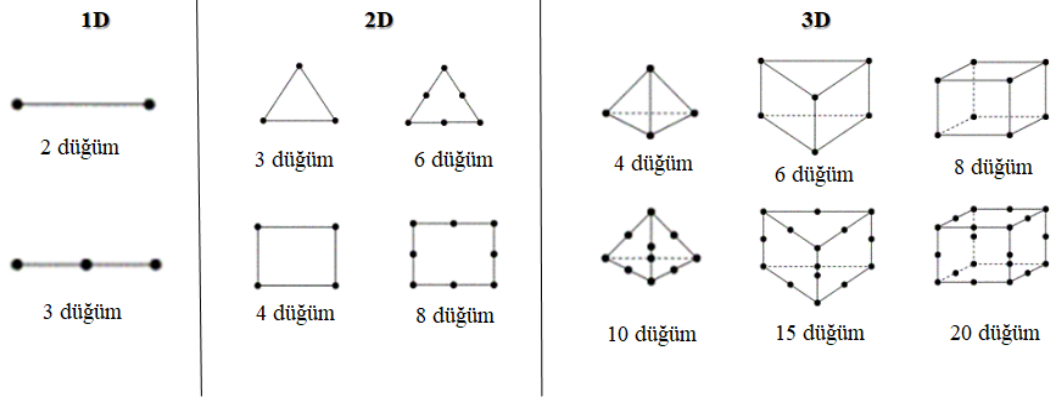
1. Modellerin sisteme aktarılırken ki doğruluğu analiz sonuçlarını etkilediği için teknik hassasiyet gerektirir.
2. Mesleki tecrübe, bilgi ve değerlendirme yeteneği gerektirir.
3. Analiz programlarının maliyeti yüksektir.
4. Hatalı sonuçlar çıkabilir.
5. Sonuçların yorumlanması zor ve zaman alıcıdır.

SEA yöntemi yapının modellenmesi, analiz verilerinin SEA programına aktarılması ve analizin çözümlenmesi olarak 3 aşamada yapılır.

Yapının Modellenmesi

BT ya da MR ile elde edilen veriler bilgisayar ortamına aktarılarak çalışma modelleri oluşturulur (25). Model “*eleman*” denilen parçalara bölünür. Elemanlar modeldeki temel yapıyı oluşturan parçalar olup, sayısının arttırılması analiz sonuçlarının daha duyarlı bir şekilde elde edilmesini sağlar (197). Elemanların birbirileri ile birleşen

noktalarına ise “*düğüm noktası*” adı verilir (Şekil 2.6). Böylece “*ağ*” adı verilen mesh yapısı oluşturulmuş olur. Düğüm noktaları sisteme bilinmeyen olarak tanımlanır ve böylece elemanların birleşmesiyle matematiksel bir denklem elde edilir (25, 198).



Şekil 2.6. Sonlu elemanlar analizinde eleman örnekleri (199)

Analiz Verilerinin SEA Programına Aktarılması

Modelleme ve ağ yapısı oluşturulduktan sonra programa materyal özellikleri, sınır koşulları ve yükleme şartları yüklenir. Bilgisayara tanımlama yapılabilmesi için gereken minimum materyal özellikleri poisson oranı ve elastisite modülü'dür. Sınır koşulları ve yükleme şartları modelin belirlenen düğüm noktalarından sabitlenmesiyle elde edilir. Bu şartların belirlenmesiyle de uygulanacak olan kuvvetin yönü, değeri ve açısı belirlenir (25).

Analizin Çözümlemesi

Analizlerin sonuçlanmasıyla elde edilen stres değerleri detaylı olarak yorumlanır. Programda elde edilen verilerin sayısal olması yorumlamayı zorlaştırır. Sonuçların daha kolay bir şekilde anlaşıp yorumlanabilmesi için renk skalası hazırlanarak değerlendirme kolaylaştırılır. Elemanlar düğümlerle birbirine bağlı olduğu için bir elemandaki fiziksel değişiklik diğer elemana düğüm yardımıyla iletilir ve böylece sonuçların analiziyle modelin tamamı hakkında yorumlama yapılabilir (194, 200).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma; Akdeniz Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ile Ziraat Fakültesi Tarım Makinaları ve Teknolojileri Mühendisliği Bölümünün birlikte çalışması ile gerçekleştirilmiştir. Ayrıca bu çalışma Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projesi TDH-2023-6188 koduyla desteklenmiştir.

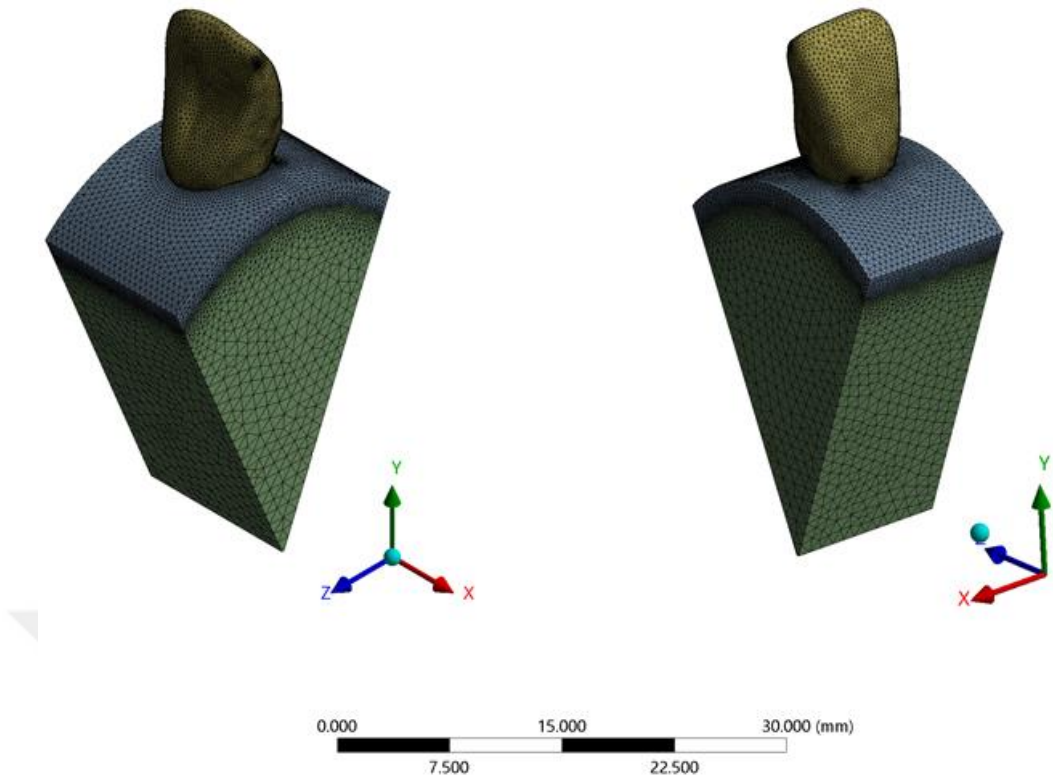
Bu çalışmada KKT'li, periapikal lezyonlu maksiller santral dişlere; fiber, döküm metal ve zirkonya postlar uygulanıp kuvvet altında oluşacak gerilme dağılımlarının 3B SEA yöntemiyle incelenmesi planlanmıştır.

3.1. Yapısal Bileşenlerin Belirlenip Ana Modelin Oluşturulması

Bu çalışmada SEA analizi için maksiller sağ santral kesici diş seçildi. Sonlu elemanlar modeli olarak tanımlanan diş geometrisi literatür verileri ışığında 3 boyutlu (3B) tarayıcı yardımıyla oluşturuldu. (Tablo 3.1, Şekil 3.1) (23, 201, 202)

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

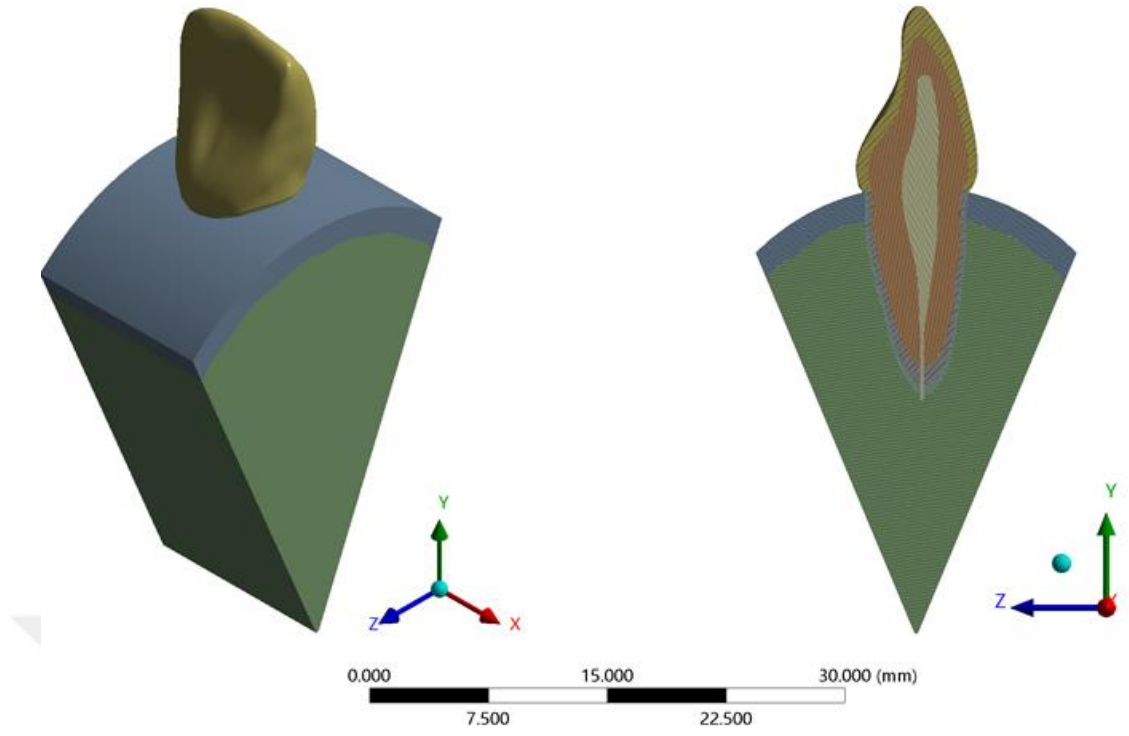
Parametreler	Referans Değerler (mm)
Kuron Uzunluğu (A)	11,0
Kök Uzunluğu (B)	15,0
Kök içindeki post uzunluğu (CEJ'den İtibaren) (C)	10,0
Kor uzunluğu (D)	5,0
Ferrule yüksekliği (E)	1,5
CEJ'de ferrule dış çapı (F)	3,0
Vestibulopalatinal uzunluk (kök ortası hizasındaki) (G)	5,5
Vestibulopalatinal uzunluk (CEJ) (H)	7,1
Koronal bölgede post çapı (I)	1,5
Koronal bölgede post uzunluğu (J)	4,0
Apikal bölgede kanal gutta-perka miktarı (K)	4,0
Kuron simanı kalınlığı (L)	25-30 µm
Post simanı kalınlığı (M)	50 µm
Periodontal ligament kalınlığı (N)	0,2



Şekil 3.1. Santral kesici diş sonlu elemanlar modeli

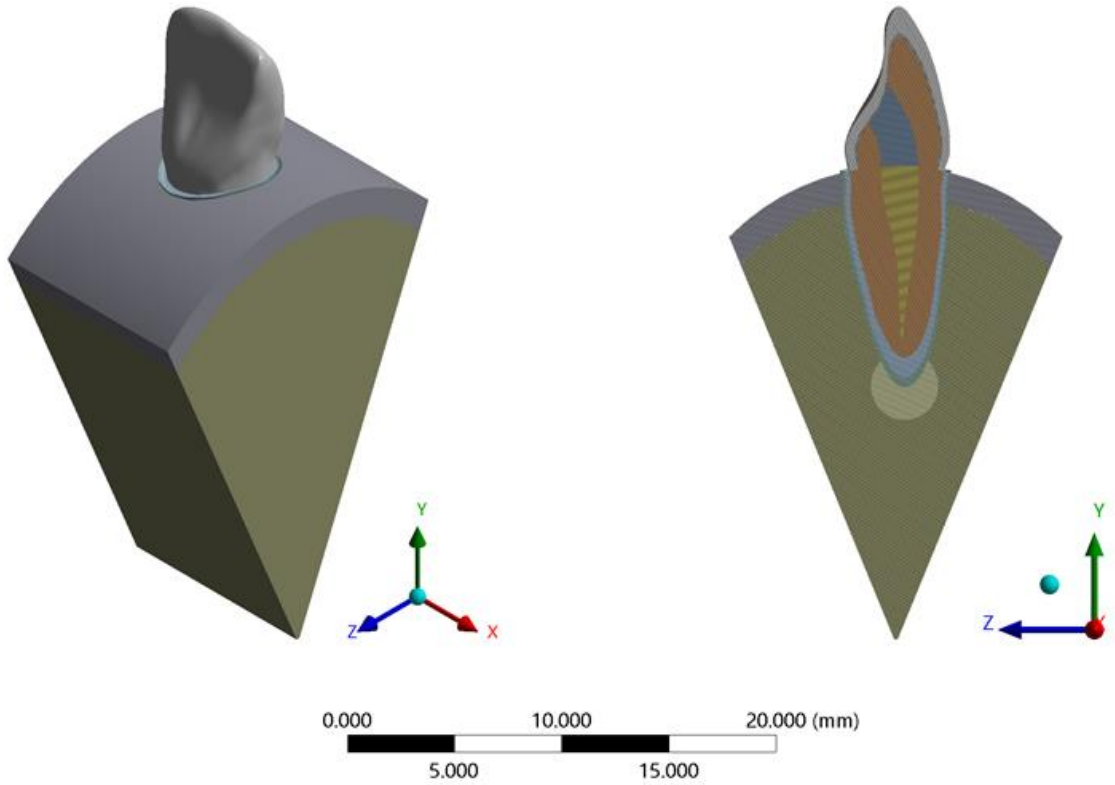
Endodontik tedavi sonrası farklı post materyalleri ve metal destekli porselen restorasyonlar Solidworks (SolidWorks Corp., Massachusetts, ABD) programı kullanılarak 3B bilgisayar destekli tasarım (CAD) modeli simülasyonu şeklinde tasarlandı. Yapısal analizler için ANSYS Workbench (ANSYS, Canonsburg, ABD) programı kullanılarak analizlerde; (a) bütün bileşenlerin birbirine boşluksuz olarak bağlandığı varsayılması, (b) alveol kemiğin dış yüzeyi yer değiştirmeye izin vermeyecek şekilde ayarlanması, (c) kök yüzeyinde bulunan sement çok ince olduğu için kök dentini ile beraber dentin olarak sayılması, (d) kanal tedavisi ile ilişkili ön gerilmelerin göz ardı edilmesi, (e) post-kor ve metal destekli kuronlarla restore edilmiş maksiller santral dişin geometrisi bütün bileşenler vertikal orta ekseninde simetrik olacak şekilde basite indirgenmesi, (f) tüm materyallerin homojen, izotropik ve lineer kabul edilmesi gibi genel prensipler dikkate alındı.

Santral dişe yapılan endodontik tedavinin, uygulanan farklı post materyallerinin ve sonrasında yapılan protetik restorasyonun mekanik performans üzerindeki etkisini görebilmek için öncelikle lezyonsuz sağlıklı bir santral diş modeli oluşturuldu (Şekil 3.2).



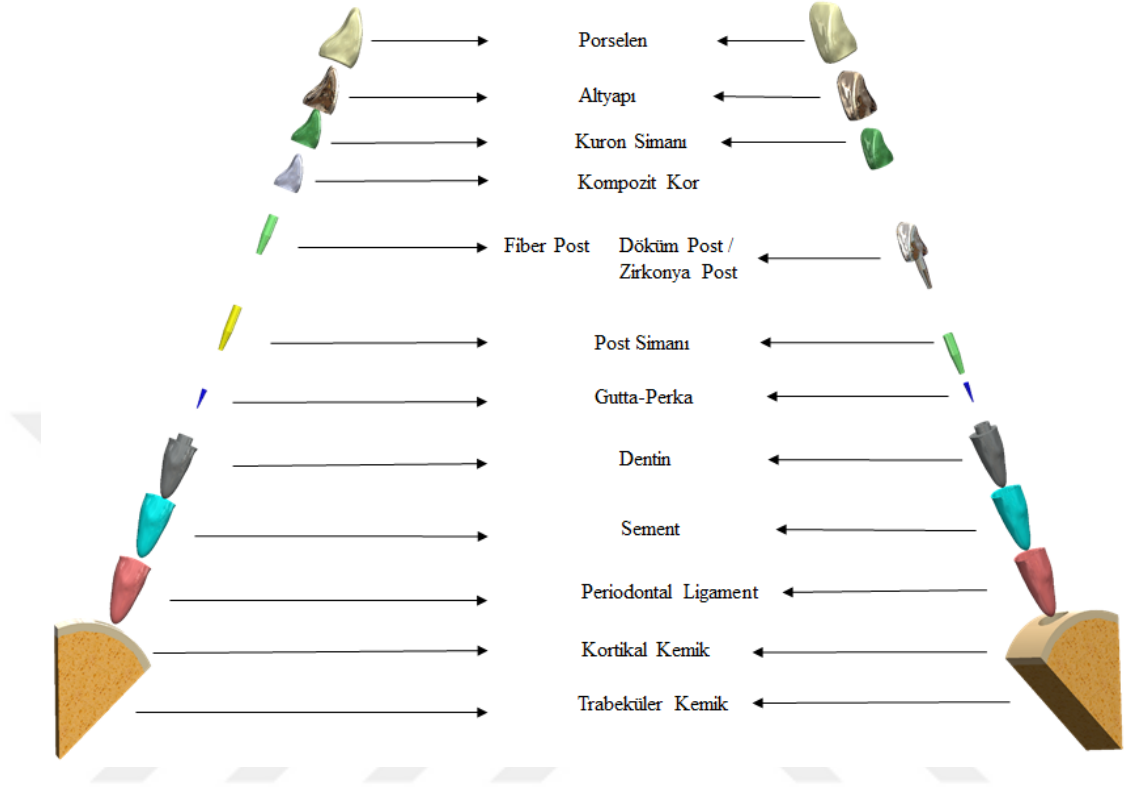
Şekil 3.2. Lezyonsuz sağlıklı santral diş modeli (Model 1)

Daha sonra ise periapikal lezyonlu dişlerde KKT sonrası farklı post uygulamalarının gösterebileceği etkiyi test etmek için kanal tedavisi sonrası metal destekli porselen ile kuronlanmış diş modeli oluşturuldu (Şekil 3.3).



Şekil 3.3. Periapikal lezyonlu KKT'li metal destekli porselen ile restore edilmiş diş modeli (Model 2)

Temel bileşenler; kemik (kortikal ve trabeküler), periodontal ligament, sement, dentin, post simanı, post, kor, kuron simanı, alt yapı ve kuron materyali olacak şekilde modellendi (Şekil 3.4.).



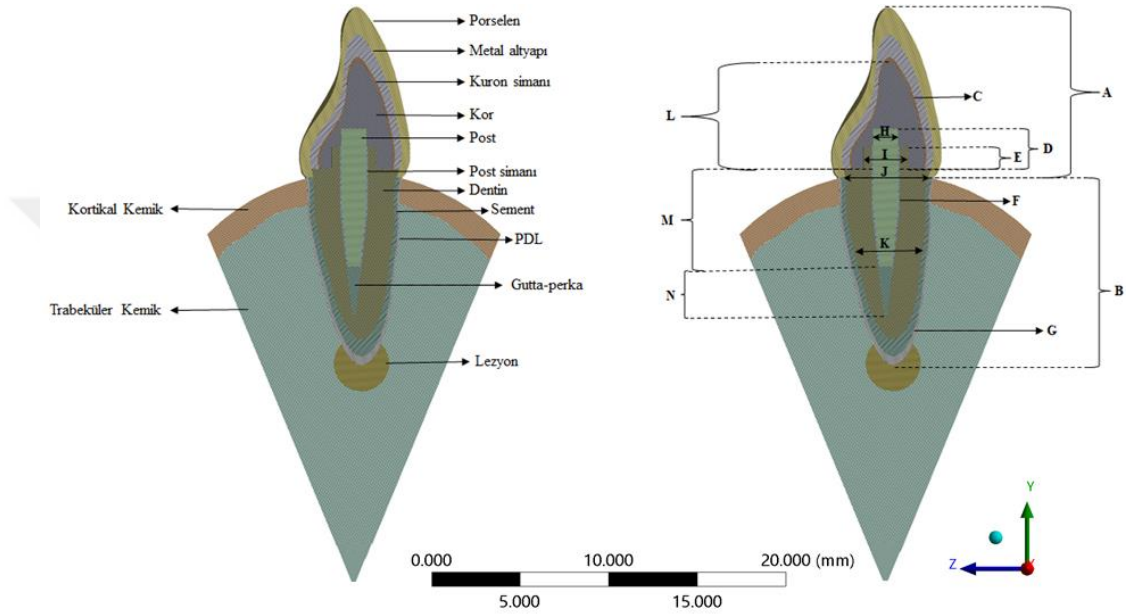
Şekil 3.4. Modeli oluşturan katmanlar

Dentin bileşeni mine, pulpa, sement, kuron, yapıştırıcı siman, post, kor ve gutta-perka ile bağlantılı olarak oluşturuldu. KKT sonrası apikal bölgede 4 mm GP uzunluğu önerildiği için (203, 204) oluşturulan modellerde apikal bölgede kalan GP miktarı 4 mm, GP ile apikal sonlanma arasındaki mesafe 1 mm olarak belirlendi. Kortikal kemik çap ve uzunluğu sırasıyla 12 ve 15 mm, trabeküler kemik çap ve uzunluğu sırasıyla 10 ve 13 mm, PDL kalınlığı ise 0,2 mm olarak oluşturuldu. Ferrule miktarı 1,5 mm belirlenip kök formasyonunda sement kalınlığı göz ardı edilerek kökün tamamı dentin kabul edildi (205-207).

Model 3 için 14 mm uzunluğunda 1,5 mm çapında olan cam fiber post (Para Post Fiber White, Coltène/Whaledent, Mahwah, ABD) tasarlanırken Model 4 için Nikel Krom alaşımdan elde edilmiş (NiCr) döküm metal post, Model 5 için zirkonya post tasarlandı.

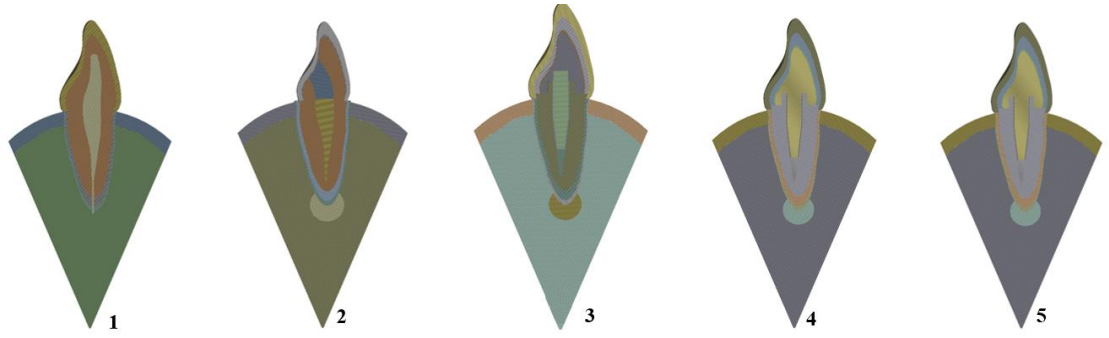
Simantasyonda kullanılan dual cure rezin siman (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) kalınlığı dentin ile post arasında 50 μ , kuron ile kor arasında 30 μ olacak

şekilde belirlendi (177, 208). Model 3'te kor restorasyonunu kompozit rezin (Para Post Fiber White, Coltène/Whaledent) oluştururken Model 4 ve Model 5'te kor, post materyali ile monoblok olarak tasarlandı. Kor tasarımı; kuron tasarımının vestibülünden 1,5 mm, lingual ve interproksimalinden 1,0 mm ve insizalinden 2 mm redüksiyon yapılacak şekilde ve dişeti seviyesinde sonlanan 135° chamfer basamak ile oluşturuldu. Kuron tasarımında alt yapının kalınlığı 0,5 mm olarak her yerde homojen olacak şekilde ayarlandı. Üst yapı dental porselenden oluşturuldu (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. 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

Sağlıklı ve KKT yapılmış modellerin oluşturulmasına ek olarak, okluzal yük karşısında mekanik davranışların karşılaştırılabilmesi amacıyla fiber, zirkonya ve döküm metal postlarında olduğu 5 farklı klinik senaryo modeli oluşturuldu. Bütün Modellerde (Model 1 hariç) üst yapı restorasyonu metal destekli kuron olacak şekilde tasarlandı (Şekil 3.6).



Şekil 3.6. 3B santral kesici diş modelleri **Model 1:** Lezyonsuz sağlıklı diş, **Model 2:** KKT'li Model, **Model 3:** Fiber postlu Model, **Model 4:** Döküm metal postlu Model, **Model 5:** Zirkonya postlu Model

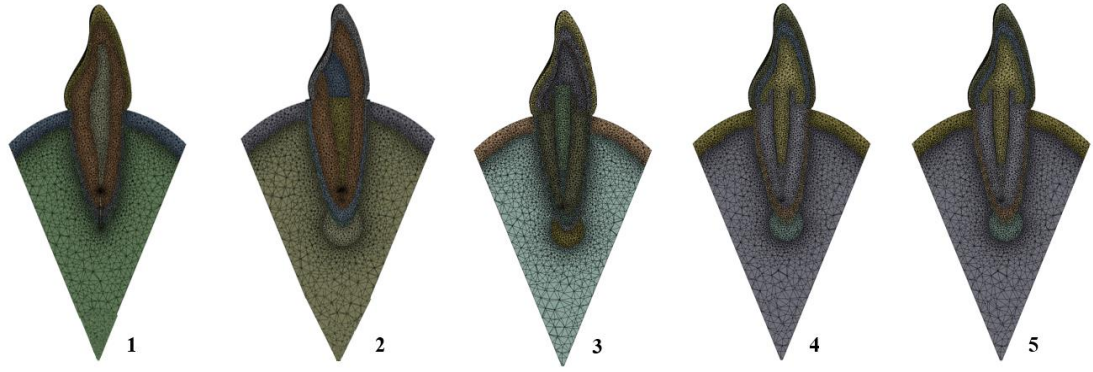
3.2. Mesh (Ağ) Modelleme

Modellerde ANSYS Workbench (ANSYS, Canonsburg, ABD) programı kullanılarak ağ örgü yapısı (SEM-meshing) oluşturuldu. Modellerdeki unsurların geometrik yapılarını en doğru şekilde oluşturabilmek amacıyla temas yüzeylerinde kullanılan eleman boyutları küçük tutulmaya çalışıldı. Bu sayede oluşturulan ağ yapısının kalitesinin en yüksek seviyede olması amaçlandı. Her bir SEA modelinin düğüm sayısı, eleman sayısı, ortalama skewness metrik değeri ve sonlu eleman tipi Tablo 3.2'de gösterilmiştir.

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

Model	Toplam Düğüm Noktası Sayısı	Toplam Eleman Sayısı	Ortalama Skewness Metrik Değeri (Mesh Kalitesi)	Sonlu Eleman Tipi (ANSYS Workbench)
Model 1	1299000	876369	0,231	Tet10
Model 2	1397765	931519	0,235	Tet10
Model 3	1393073	924002	0,235	Tet10
Model 4	1384694	918479	0,235	Tet10
Model 5	1384694	918479	0,235	Tet10

Modeller kurvatür yaklaşımı kullanılarak oluşturuldu. Boyutu 0,5 mm ve büyüme oranı 1,25 mm olan tetrahedral elemanlar kullanıldı (Şekil 3.7).



Şekil 3.7. Tüm modellerin sagittal kesitteki meshli düğüm ve elemanlarının şematik gösterimi

Analizlerin iç doğrulamasında skewness mesh metrik skalası kullanıldı. 0,2 skewness metrik değeri modellerin sonlu eleman kalite ortalaması olarak belirlendi (Şekil 3.8, Şekil 3.9).

Mükemmel	Çok iyi	İyi	Kabul Edilebilir	Kötü	Kabul edilemez
0-0.25	0.25-0.50	0.50-0.80	0.80-0.94	0.95-0.97	0.98-1.00

Şekil 3.8. Skewness mesh metrik skalası

Kabul edilemez	Kötü	Kabul edilebilir	İyi	Çok iyi	Mükemmel
0-0.001	0.001-0.14	0.15-0.20	0.20-0.69	0.70-0.95	0.95-1.00

Şekil 3.9. Mesh metrik skalasının ortogonal kalitesi

Modelleri oluşturan her bir yapının fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal özellikleri programa aktarıldı. Materyal özelliklerinin programa tanımlanmasında her bir yapının elastik modülü ve poisson oranı kullanıldı. Pulpal değerler, daha önceki periapikal lezyonlu çalışmalara dayanarak referans olarak kullanıldı (Tablo 3.3).

Tablo 3.3. Çalışmada kullanılan bileşenlerin materyal özellikleri

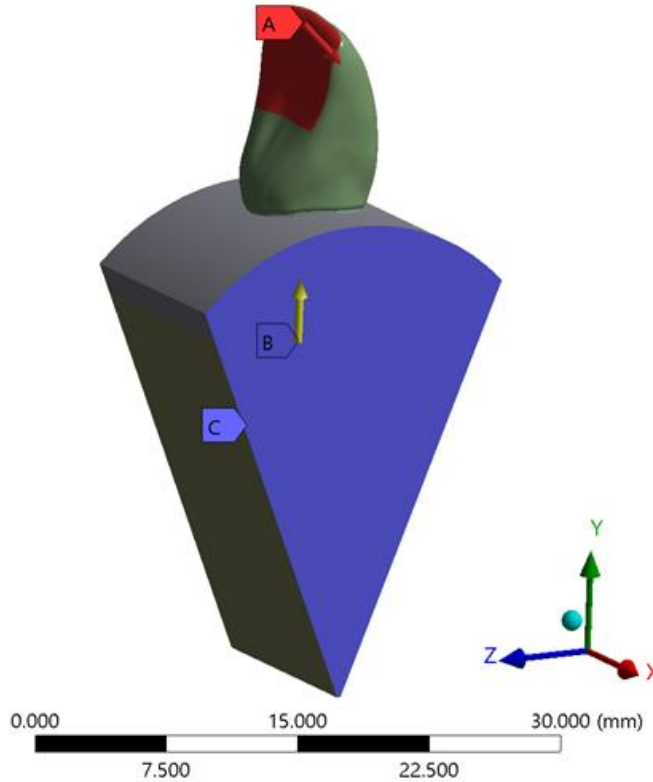
Materyal	Elastik Modülü (E) (MPa)	Poisson Oranı (ν)	Densite (kg/mm ³)	Referans
Mine	84100	0,33	0,0000028	(209)
Dentin	18600	0,31	0,0000022	(209)
Pulpa	2,1	0,45	0,000001	(210)
Gutta Perka	140	0,45	0,00000037	(27)
Periodontal Ligament	68,9	0,45	0,0000011	(27)
Sement	8200	0,31	0,00000203	(27)

Tablo 3.3. Devam. Çalışmada kullanılan bileşenlerin materyal özellikleri

Periapikal Lezyon	0,69	0,45	0,00000037	(211)
Fiber Post	37000	0,27	0,0000025	(14)
Zirkonya Post	200000	0,31	0,0000055	(212)
Ni-Cr (döküm post ve altyapı)	204000	0,3	0,0000076	(213)
Kortikal Kemik	14000	0,323	0,0000014	(214)
Spongioz Kemik	1370	0,38	0,00000085	(214)
Kompozit	12400	0,3	0,0000024	(202)
Rezin Siman	7600	0,3	0,000002	(14)
Porselen	68900	0,28	0,0000023	(214)

3.3. Yükleme Koşulları

Benzer çalışmalara göre (215, 216) modellerin her birinde maksiller santral dişin uzun eksenine 135° açıyla 100 N statik yük uygulanmıştır. Ancak Modellerimizde klinik durumu daha doğru simüle edebilmek amacıyla bu çalışmaların aksine kuvvet noktasal olarak değil yüzey olarak uygulanmıştır (Şekil 3.10).



Şekil 3.10. Modele kuvvet uygulaması ve yer değiştirme kısıtlaması **A:** 100 N yük, **B:** Standart yer çekimi, **C:** Sabit destek

3.4. Sınır Koşulları

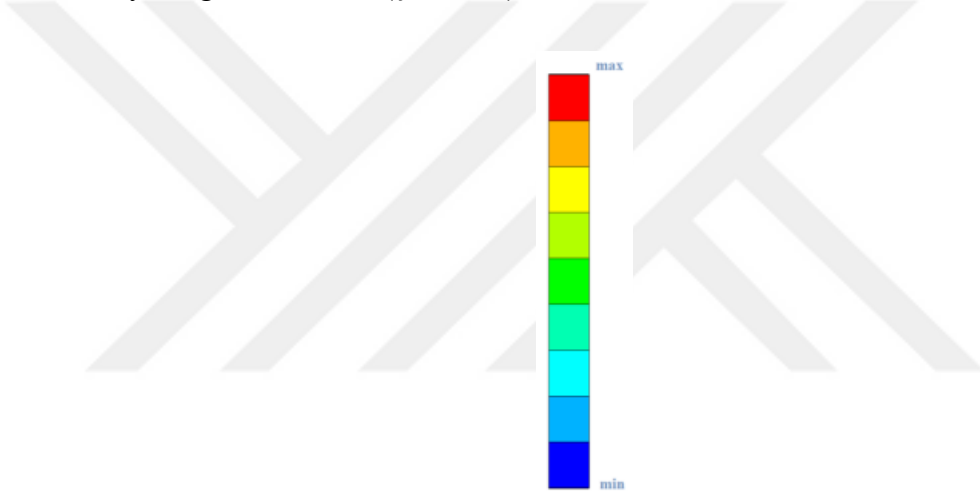
Hazırlanan SEA modellerinde analizlerin yapılabilmesi için modeli oluşturan tüm bileşenlerin birbirine olan yüzey ilişkileri %100 temasta olacak şekilde yazılıma aktarıldı. Rotasyon ve hareket oluşmaması için dış dokuları üst ve yan yüzeylerinden sabitlendi.



4. BULGULAR

SEA çalışmasının sonuçları varyansı olmayan matematiksel hesaplamalardan elde edilen veriler olduğu için bu değerlerin istatistiksel olarak analizi yapılamamaktadır. Bu nedenle sonuçların hassasiyetle incelenerek yorumlanması önem arz eder.

Çalışması yapılacak olan 5 farklı senaryo için hazırlanan 5 modelde uygulanan kuvvete bağlı olarak elde edilen eşdeğer gerilmeler Von Mises hipotezine göre hesaplandı. Stres miktarlarının daha kolay gösterilebilmesi ve anlatılabilmesi amacıyla renkli gerilme haritaları kullanılmıştır. Stresin en yüksek olduğu bölgeler kırmızı, en düşük olduğu bölgeler ise mavi renk ile ifade edilir. Yani mavi renkten kırmızıya doğru stres artar (Şekil 4.1).

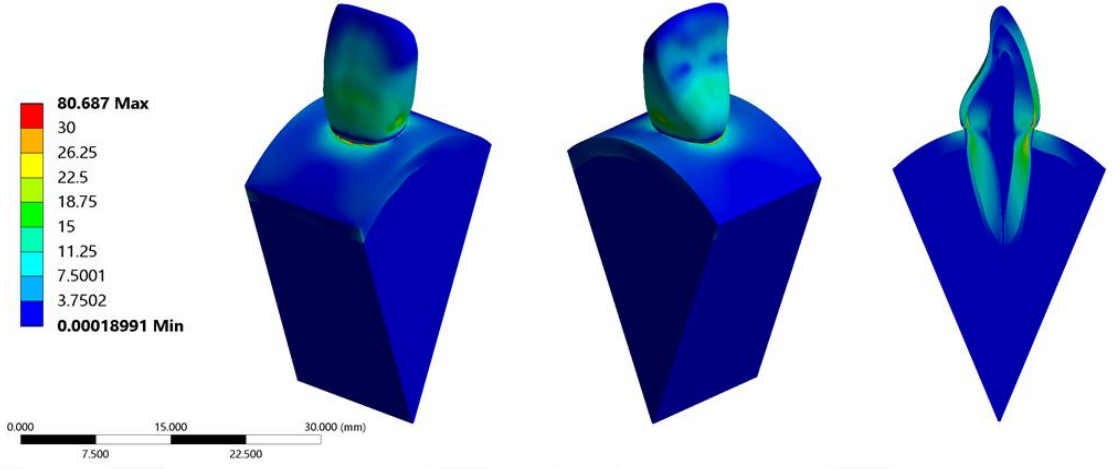


Şekil 4.1. Analizlerden elde edilen Von Mises stres değerlerini görselleştirmede kullanılan renk skalası

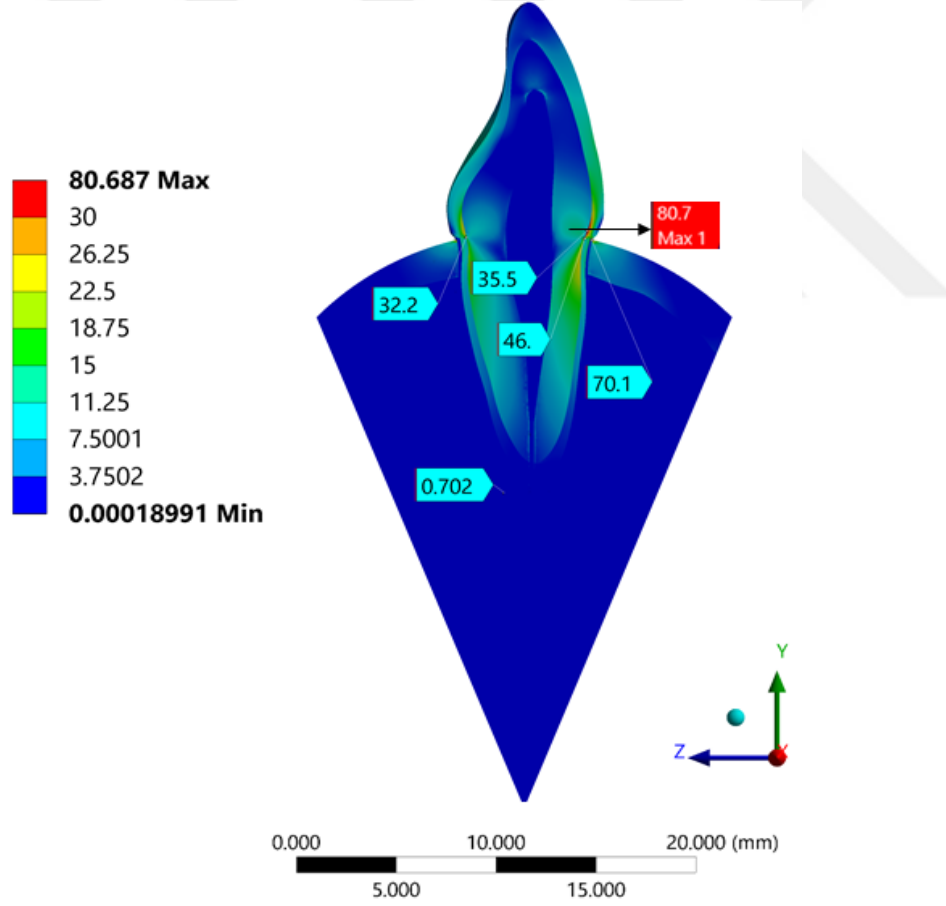
4.1. Lezyonsuz Sağlıklı Diş Modelinde Gerilme Dağılımı

Kuvvet uygulanan lezyonsuz sağlıklı diş yapılarındaki gerilmelerin renk analizine göre dişin servikalinin bukkalinde palatinalinden daha yoğun kırmızı alanlar şeklinde, kökün servikal ve orta üçlüsünde turuncu-yeşil renklerde yoğunlaştığı ve apikal 1/3'e doğru ise stresin azaldığı mavi bölgeler görülmüştür (Şekil 4.2). Maksimum eşdeğer gerilme dişin kolesinin bukkal bölgesinde 80,68 MPa ölçülmüştür (Şekil 4.3). Kemik dokudaki streslerin dişin kole bölgesinin bukkalinde ve palatinalinde yoğunlaştığı görülmüştür. Bu bölgelerdeki maksimum eşdeğer gerilme kortikal kemikte 70,11 MPa, trabeküler kemikte 3,34 MPa olarak dişin kole bölgesinin bukkalinde ölçülmüştür. Toplam deformasyon dağılımının en yüksek değeri 0,051 mm ile kuronun insizal 1/3'ünde ölçülürken deformasyon dağılımı renk haritasına göre

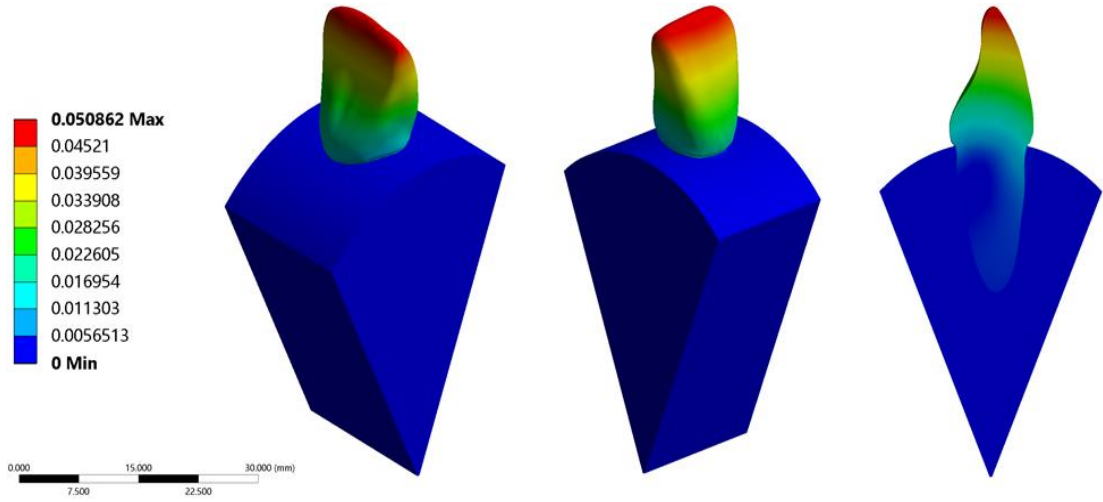
incelendiğinde dişin insizalinden servikaline doğru homojen bir azalma görülmektedir (Şekil 4.4).



Şekil 4.2. Model 1 için gözlenen gerilme dağılımı (MPa)



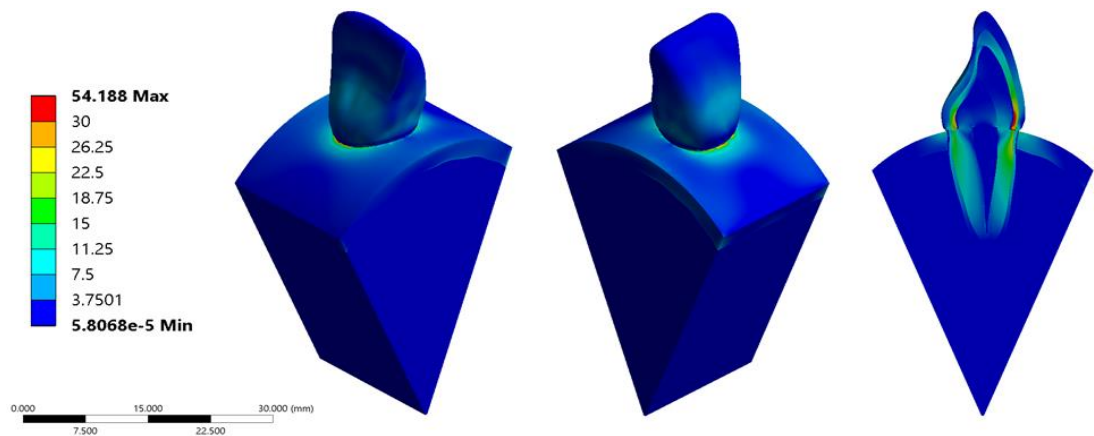
Şekil 4.3. Model 1 için gözlenen maksimum gerilme dağılım değerleri (MPa)



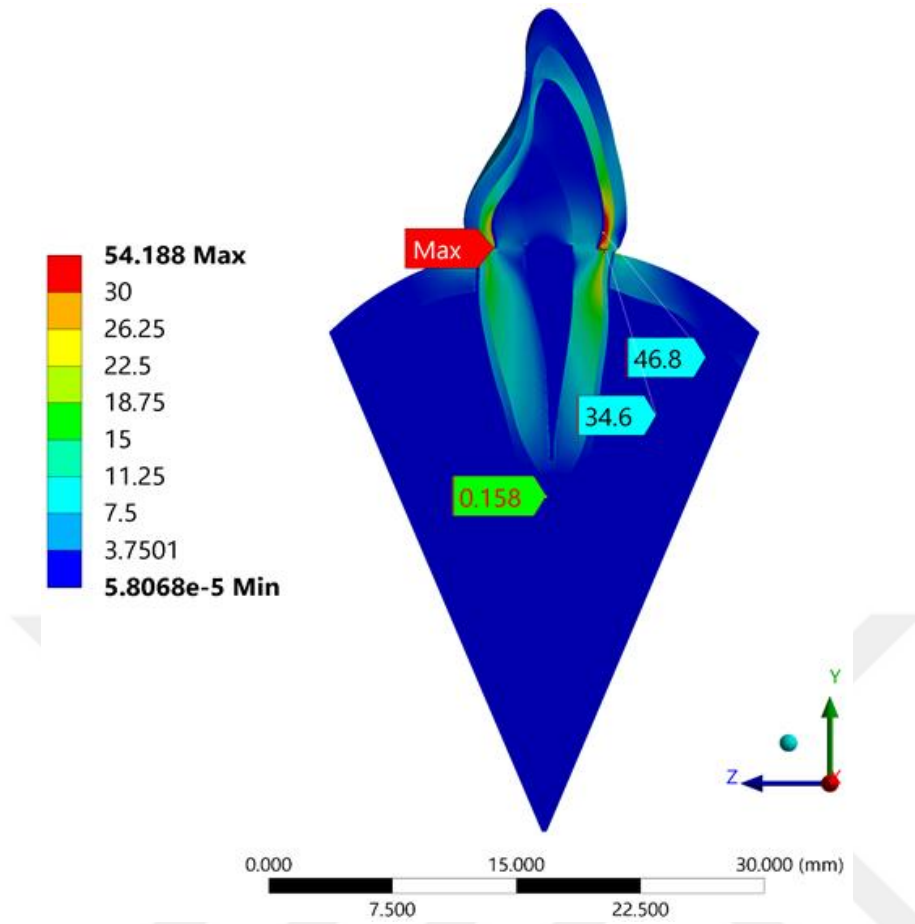
Şekil 4.4. Model 1 için toplam deformasyon dağılımı (mm)

4.2. KKT'li Metal Destekli Porselen Kırnolu Diş Modelde Gerilme Dağılımı

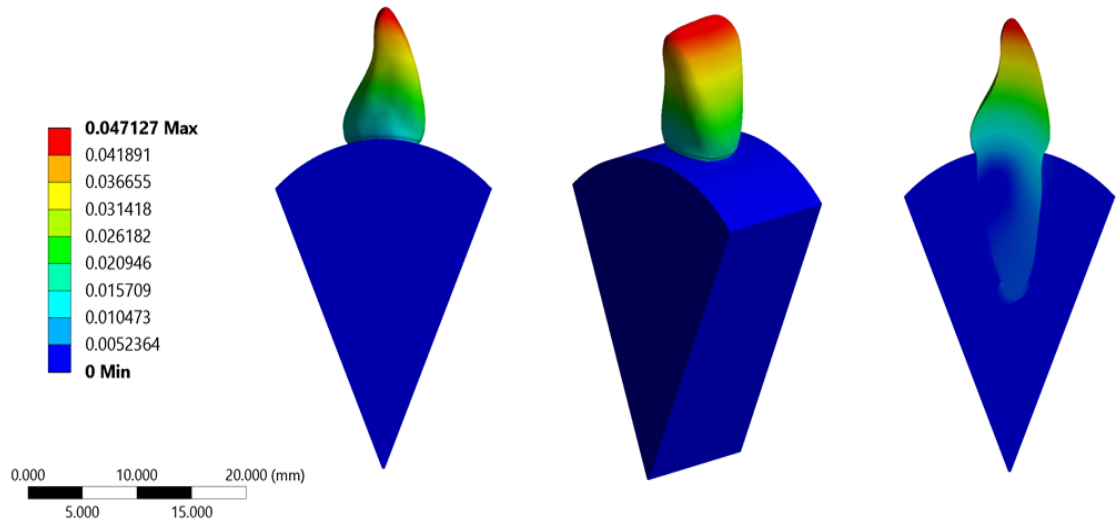
Model 2'deki gerilmelerin renk analizine göre dişin kolesinin bukkalinde palatinaline göre daha yoğun kırmızı alanlar şeklinde, kökün servikal ve orta üçlüsünde turuncu-yeşil renklerde yoğunlaştığı görülürken apikale doğru stresin homojen bir şekilde azalarak rengin maviye döndüğü görülmüştür (Şekil 4.5). Maksimum eşdeğer gerilme 54,18 MPa değeriyle dişin kole bölgesinin palatinalinde ölçülmüştür (Şekil 4.6). Periapikal lezyon bölgesindeki stres alanları mavi renkte olup, bu bölgede ölçülen maksimum eşdeğer gerilme 0,016 MPa'dır. Kortikal kemikte stresler dişin bukkal ve palatinal kole bölgelerinde maksimum 50,2 MPa olarak bulunurken trabeküler kemikte stresler daha çok dişin bukkal kole bölgesi ve apikal bölgenin palatinalinde yoğunlaşmış maksimum eşdeğer gerilme değeri 3,68 MPa olarak ölçülmüştür. Toplam deformasyon dağılımının en yüksek değeri 0,047 mm ile kırnunun insizal 1/3'ünde bulunurken deformasyon dağılımı renk haritasına göre incelendiğinde dişin insizalinden servikaline doğru homojen bir azalma görülmektedir (Şekil 4.7).



Şekil 4.5. Model 2 için gözlenen gerilme dağılımı (MPa)



Şekil 4.6. Model 2 için gözlenen maksimum gerilme dağılım değerleri (MPa)

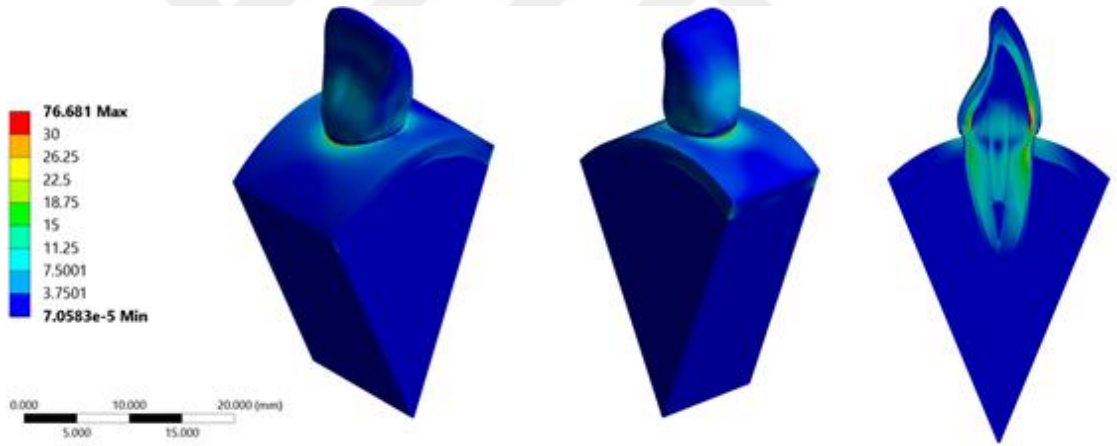


Şekil 4.7. Model 2 için toplam deformasyon dağılımı (mm)

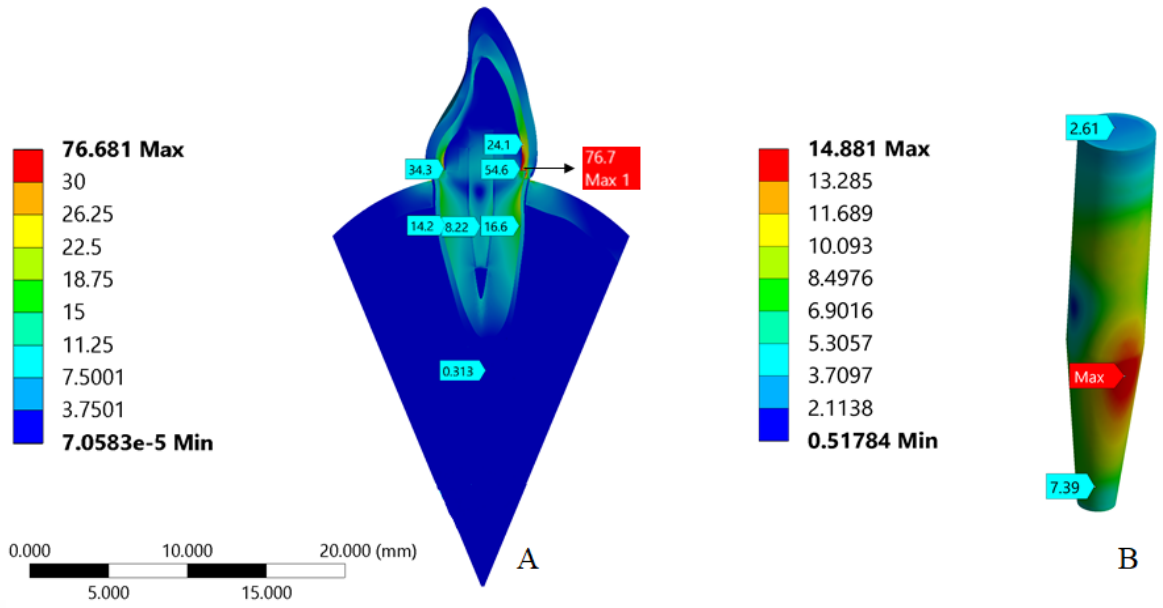
4.3. Fiber Postlu Metal Destekli Porselen Kuponlu Modelde Gerilme Dağılımı

Model 3'teki gerilmeler değerlendirildiğinde streslerin dişin kölesinin bukkalinde palatinalinden daha yoğun kırmızı alanlar halinde görüldüğü, kökün servikal ve orta üçlüsünde streslerin turuncu-yeşil renklerde izlendiği ve apikale doğru stresin homojen bir şekilde azalarak rengin maviye döndüğü görülmüştür (Şekil 4.8). Maksimum

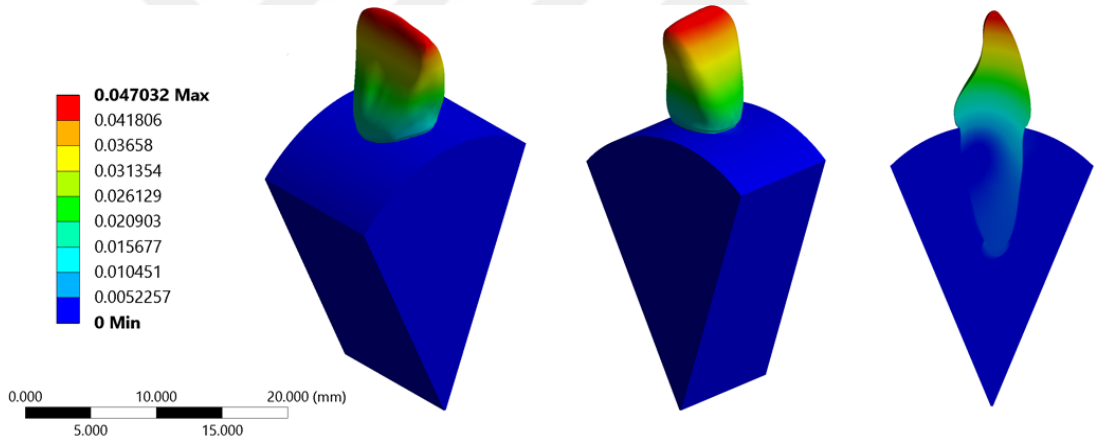
eşdeğer gerilme dişin kole bölgesinin bukkalinde 76,68 MPa bulunmuştur (Şekil 4.9). Post üzerindeki stres dağılımına sagittal kesitten bakıldığında, postun orta üçlüsünde bukkal ve palatinal bölgelerde gerilmenin fazla, post üzerinde homojen ve post-dentin arayüzündeki stres dağılımının mavi renkte olduğu görülmüştür. Periapikal lezyon bölgesindeki maksimum eşdeğer gerilme 0,018 MPa'dır. Kortikal kemikteki streslerin dişin kolesinin bukkal ve palatinal bölgelerinde noktasal şekilde yoğunlaştığı görülmüştür. Buradaki maksimum eşdeğer gerilme dişin bukkali ile temasta olan alanda 50 MPa ölçülmüştür. Trabeküler kemikteki streslerin ise dişin kole bölgesinin bukkalinde ve apikal bölgesinin palatinalinde noktasal şekilde yoğunlaştığı görülürken buradaki maksimum eşdeğer gerilme dişin apikal bölgesinin palatinalinde 3,68 MPa bulunmuştur. Toplam deformasyon dağılımının en yüksek değeri 0,047 mm ile kuronun insizal 1/3'ünde bulunurken deformasyon dağılımı renk haritasına göre incelendiğinde dişin insizalinden servikaline doğru homojen bir azalma görülmektedir (Şekil 4.10).



Model 4.8. Model 3 için gözlenen gerilme dağılımı (MPa)



Şekil 4.9. Model 3 için gözlenen maksimum gerilme dağılım değerleri (MPa) **A:** Tüm modeldeki gerilme dağılımı, **B:** Fiber post üzerindeki gerilme dağılımı

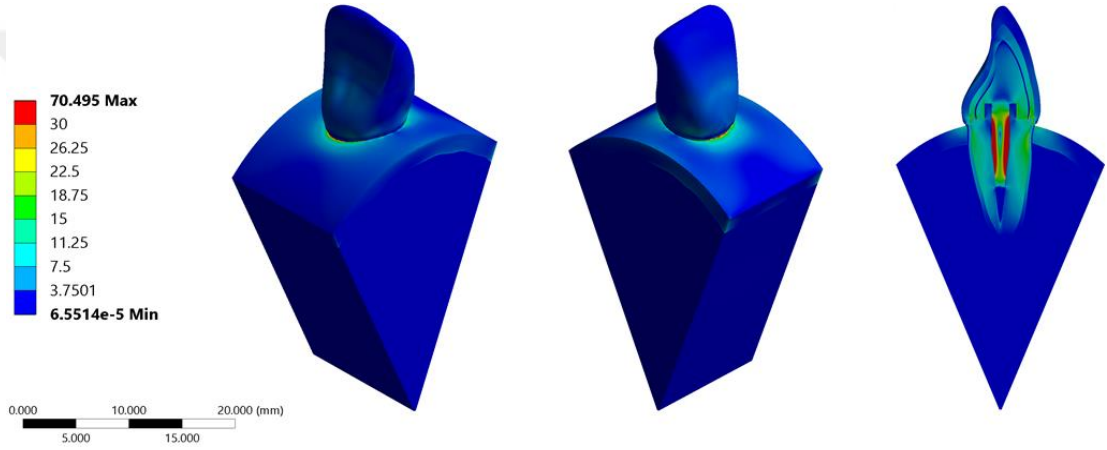


Şekil 4.10. Model 3 için toplam deformasyon dağılımı (mm)

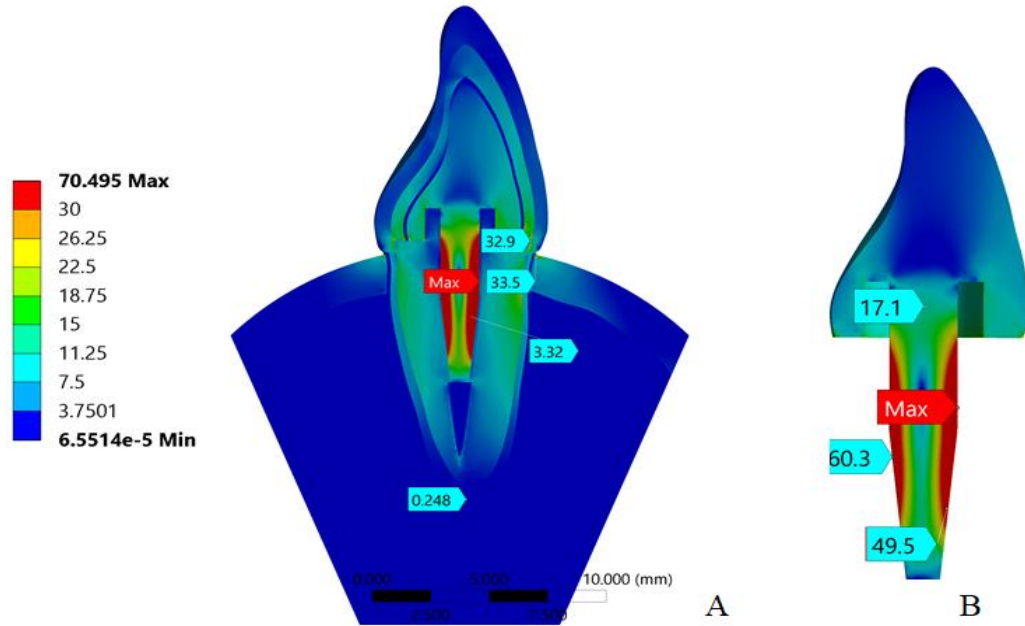
4.4. Döküm Metal Postlu Metal Destekli Porselen Kırnolu Diş Modelinde Gerilme Dağılımı

Model 4'teki gerilmeler değerlendirildiğinde streslerin dişin kole bölgesinin bukkalinde kırmızı nokta şeklinde, kökün servikal ve orta üçlüsünde turuncu-yeşil renklerde izlendiği ve apikale doğru stresin homojen bir şekilde azalarak rengin maviye döndüğü görülmüştür. Maksimum eşdeğer gerilme postun bukkalinin orta 1/3'lük kısmında 70,49 MPa ölçülmüştür. Post üzerindeki stres dağılımına sagittal kesitten bakıldığında postun bukkal ve palatinal bölgelerinde apikal 1/3'e kadar uzanan kırmızı renkli stres alanları görülürken post-dentin arayüzünde mavi renkte düşük gerilme alanları görülmüştür (Şekil 4.11, Şekil 4.12). Periapikal lezyon bölgesindeki stres alanlarının mavi renkte olup bu bölgede ölçülen maksimum eşdeğer

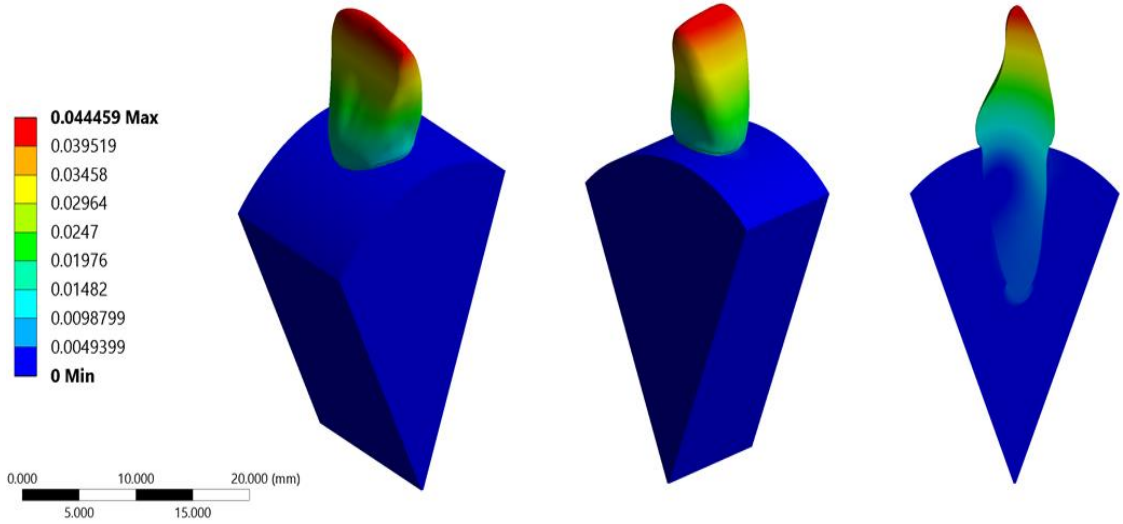
gerilme 0,019 MPa'dır. Kortikal kemikteki streslerin dişin kolesinin bukkal ve palatinal bölgelerinde noktasal şekilde yoğunlaştığı görülmüştür. Buradaki maksimum eşdeğer gerilme dişin bukkali ile temasta olan alanda 49,26 MPa ölçülmüştür. Trabeküler kemikteki streslerin ise dişin kole bölgesinin bukkalinde ve apikal bölgesinin palatinalinde de noktasal şekilde yoğunlaştığı görülürken buradaki maksimum eşdeğer gerilme dişin apikal bölgesinin palatinalinde 4,83 MPa ölçülmüştür. Toplam deformasyon dağılımının en yüksek değeri 0,044 mm ile kuronun insizal 1/3'ünde bulunurken deformasyon dağılımı renk haritasına göre incelendiğinde dişin insizalinden servikaline doğru homojen bir azalma görülmektedir (Şekil 4.13).



Şekil 4.11. Model 4 için gözlenen gerilme dağılımı (MPa)



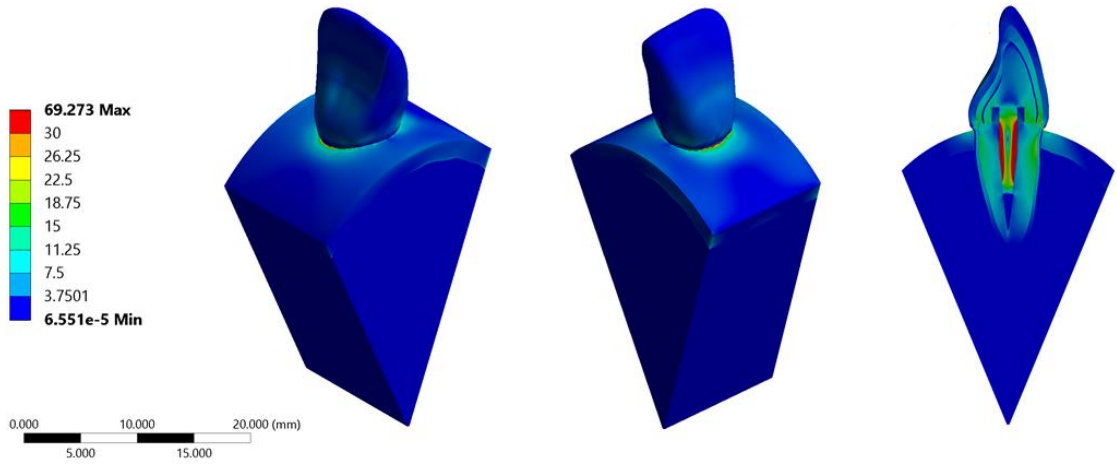
Şekil 4.12. Model 4 için gözlenen maksimum gerilme dağılım değerleri (MPa) **A:** Tüm modeldeki gerilme dağılımı, **B:** Döküm metal post üzerindeki gerilme dağılımı



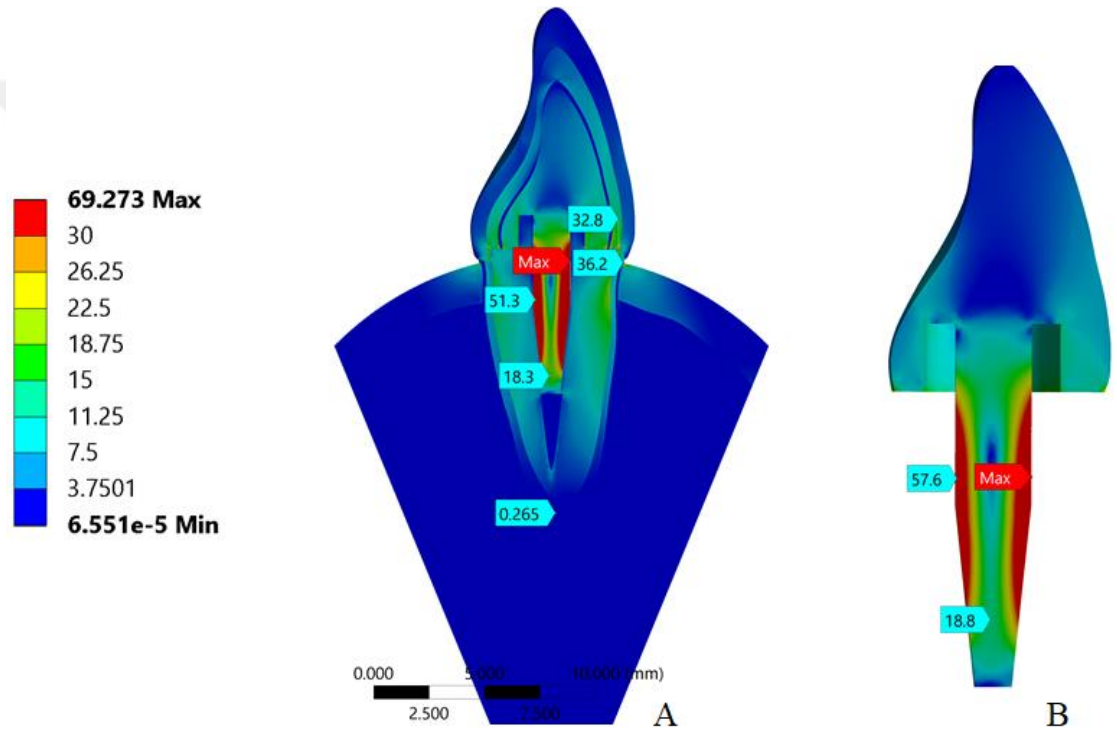
Şekil 4.13. Model 4 için toplam deformasyon dağılımı (mm)

4.5. Zirkonya Postlu Metal Destekli Porselen Kuponlu Diş Modelinde Gerilme Dağılımı

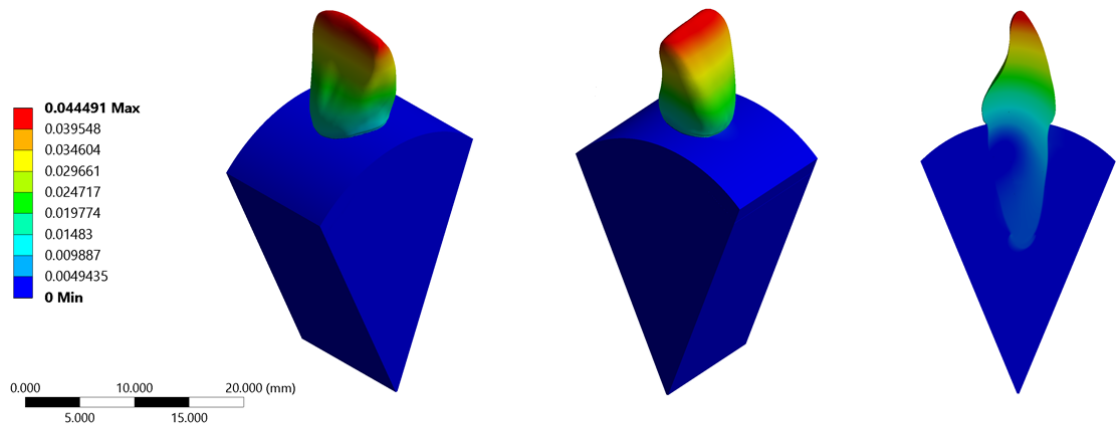
Model 5'teki gerilmeler değerlendirildiğinde streslerin dişin kolesinin bukkalinde kırmızı nokta şeklinde, kökün servikal ve orta üçlüsünde turuncu-yeşil renklerde izlendiği ve apikale doğru stresin homojen bir şekilde azalarak rengin maviye döndüğü görülmüştür (Şekil 4.14). Maksimum eşdeğer gerilme postun bukkalının orta 1/3'lük kısmında 69,27 MPa ölçülmüştür. Post üzerindeki stres dağılımına sagittal kesitten bakıldığında postun bukkal ve palatinal bölgelerinde apikal 1/3'e kadar uzanan kırmızı renkli yüksek stres alanları görülürken, post-dentin arayüzündeki stres birikiminin mavi renkte olduğu görülmüştür (Şekil 4.15). Periapikal lezyon bölgesindeki stres alanları mavi renkte olup bu bölgede ölçülen maksimum eşdeğer gerilme 0,019 MPa'dır. Kortikal kemikteki streslerin dişin kolesinin bukkal ve palatinal bölgelerinde noktasal şekilde yoğunlaştığı görülmüştür. Buradaki maksimum eşdeğer gerilme dişin kole bölgesinin bukkalinde 49,28 MPa ölçülmüştür. Trabeküler kemikteki streslerin ise dişin kole bölgesinin bukkalinde ve apikal bölgesinin palatinalinde de noktasal şekilde yoğunlaştığı görülürken buradaki maksimum eşdeğer gerilme ile dişin apikal bölgesinin palatinalinde 4,83 MPa ölçülmüştür. Toplam deformasyon dağılımının en yüksek değeri 0,044 mm ile kuponun insizal 1/3'ünde bulunurken deformasyon dağılımı renk haritasına göre incelendiğinde dişin insizalinden servikaline doğru homojen bir azalma görülmektedir (Şekil 4.16).



Şekil 4.14. Model 5 için gözlenen gerilme dağılımı (MPa)



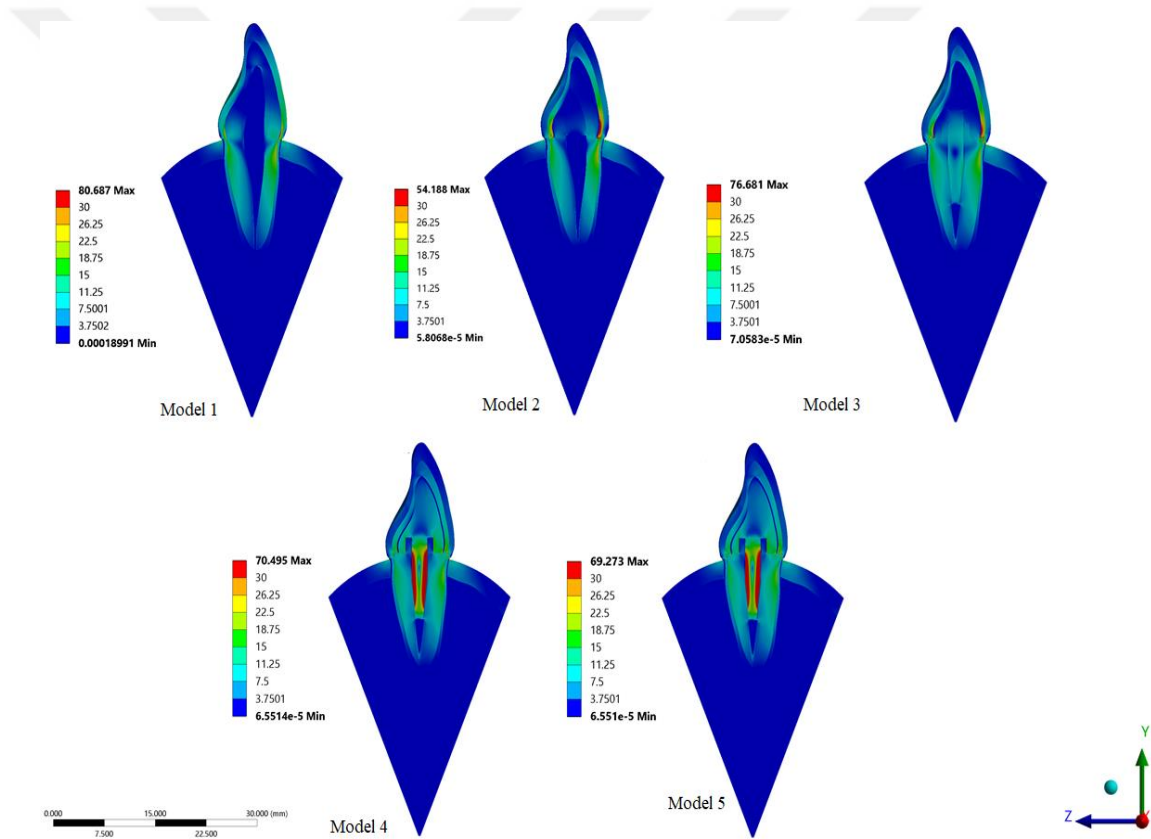
Şekil 4.15. Model 5 için gözlenen maksimum gerilme dağılım değerleri (MPa) **A:** Tüm modeldeki gerilme dağılımı, **B:** Zirkonya post üzerindeki gerilme dağılımı



Şekil 4.16. Model 5 için toplam deformasyon dağılımı (mm)

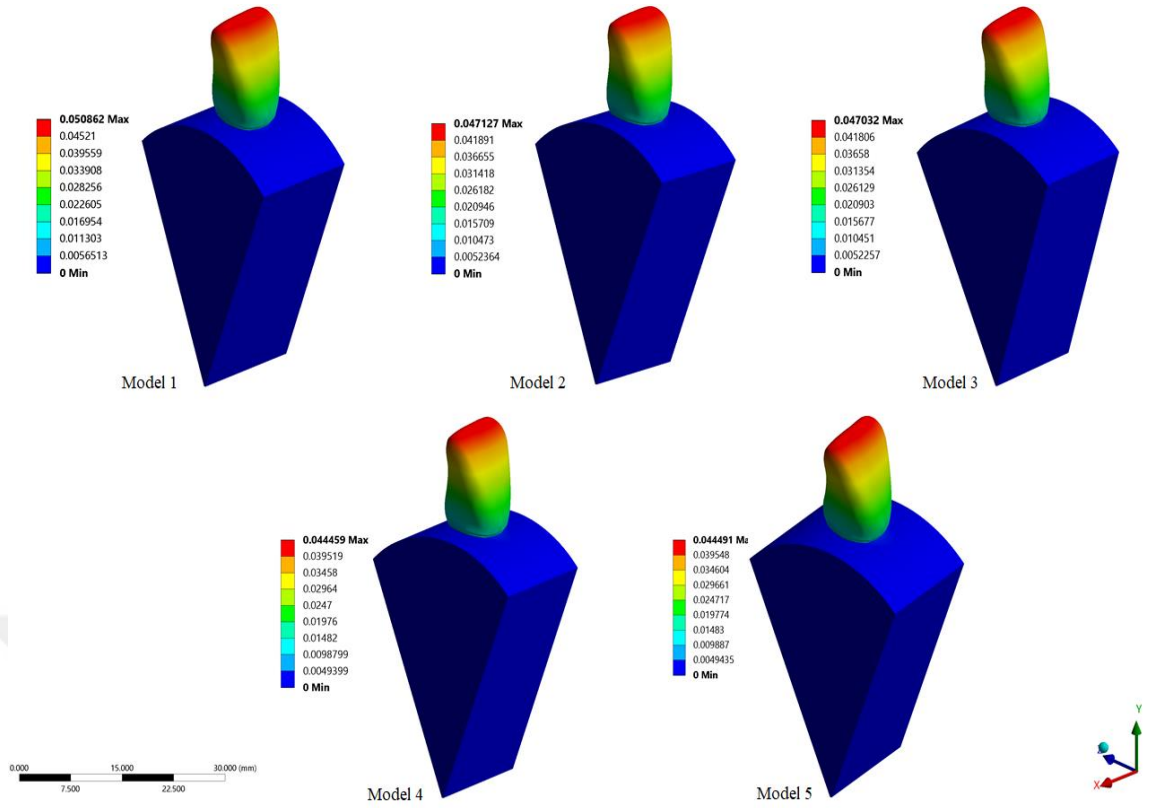
4.6. Bütün Modellerde Gerilme Dağılımının Karşılaştırılması

5 farklı klinik senaryosu oluşturulan bütün modeller değerlendirildiğinde; okluzal yük uygulaması (135°, 100 N) sonucunda oluşan gerilmelerin tüm modellerde kökün servikal ve orta üçlüsünde, Model 1, Model 2 ve Model 3 için dişin kole bölgesinde, Model 4 ve Model 5 için post materyalinin üzerinde yoğunlaştığı görülmüştür. Maksimum eşdeğer gerilmenin olduğu bölge; Model 1, Model 2 ve Model 3 için dişin bukkal kole bölgesi iken Model 4 ve Model 5'te post materyalinin bukkalinde oluşmuştur. Tüm modellerde dişin kolesinden apikale doğru gidildikçe hem dişteki hem alveol kemikteki gerilmelerde homojen bir azalma izlenmiştir. Maksimum Von Mises değerleri karşılaştırıldığında en yüksek değerin Model 1'de en düşük değerin ise Model 2'de olduğu görülmüştür (Şekil 4.17).



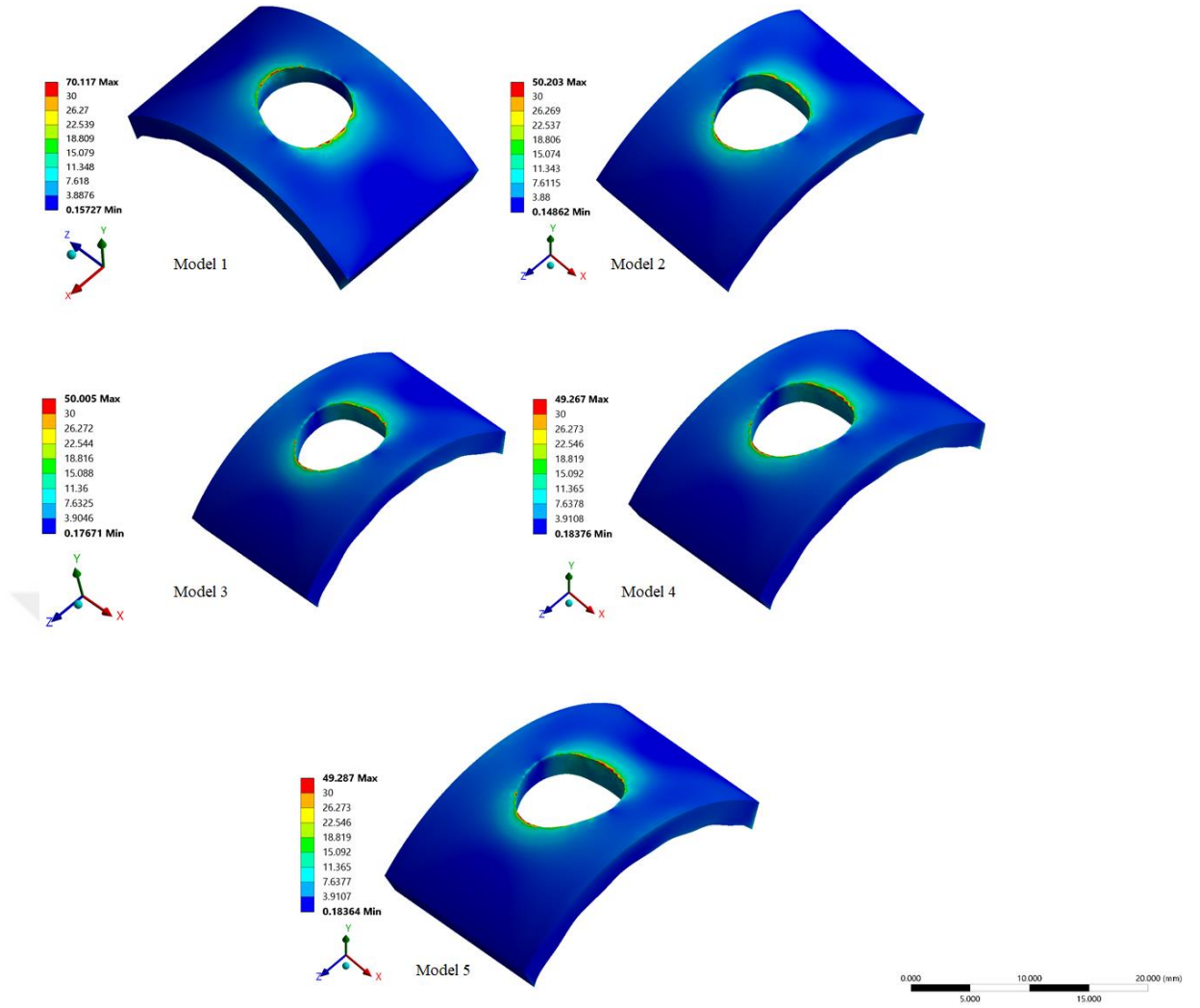
Şekil 4.17. Tüm modeller için oluşan streslerin sagittal kesitte dağılımları

Tüm modellerde deformasyon dağılımı insizal 1/3'ten koleye doğru azalma gösterirken, en yüksek değer Model 1'de bulunmuştur (Şekil 4.18).



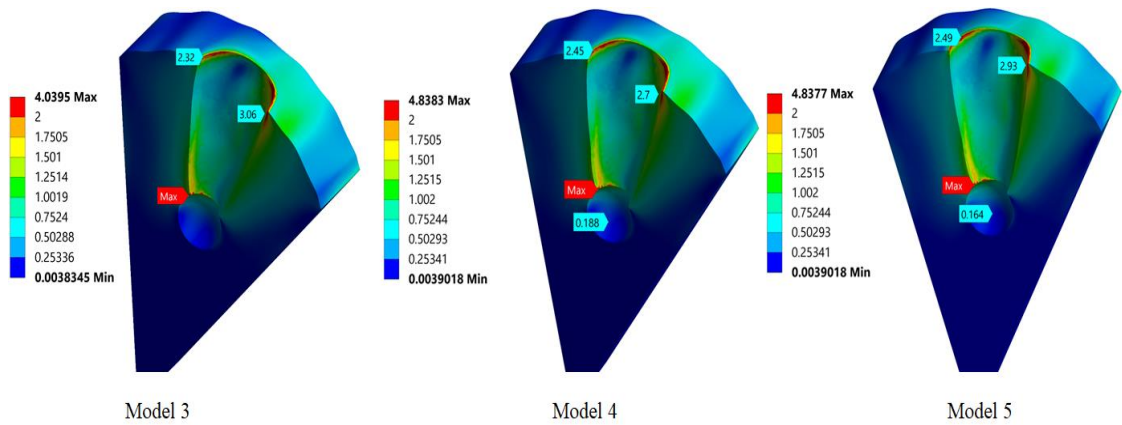
Şekil 4.18. Tüm modellerdeki deformasyon dağılımları

Tüm modellerde kortikal kemikte gözlenen maksimum eşdeğer gerilmenin trabeküler kemikten daha yüksek olduğu görülmüştür. Tüm modellerde kortikal kemikteki maksimum Von Mises değeri kıyaslandığında en yüksek değer Model 1’de olduğu, diğer modellerdeki maksimum gerilme değerlerinin ise benzer olduğu görülmüştür. Ayrıca bu değer ölçüldüğü alan tüm modellerde benzerlik gösterip dişin kortikal kemikle temasta olduğu serviko-bukkal bölgede izlenmiştir (Şekil 4.19). Trabeküler kemikteki maksimum Von Mises değeri Model 1 ve Model 2’de dişin kolesinin bukkal bölgesi hizasında, Model 3, Model 4 ve Model 5’te dişin apikalinin palatinalinde ölçülmüştür.



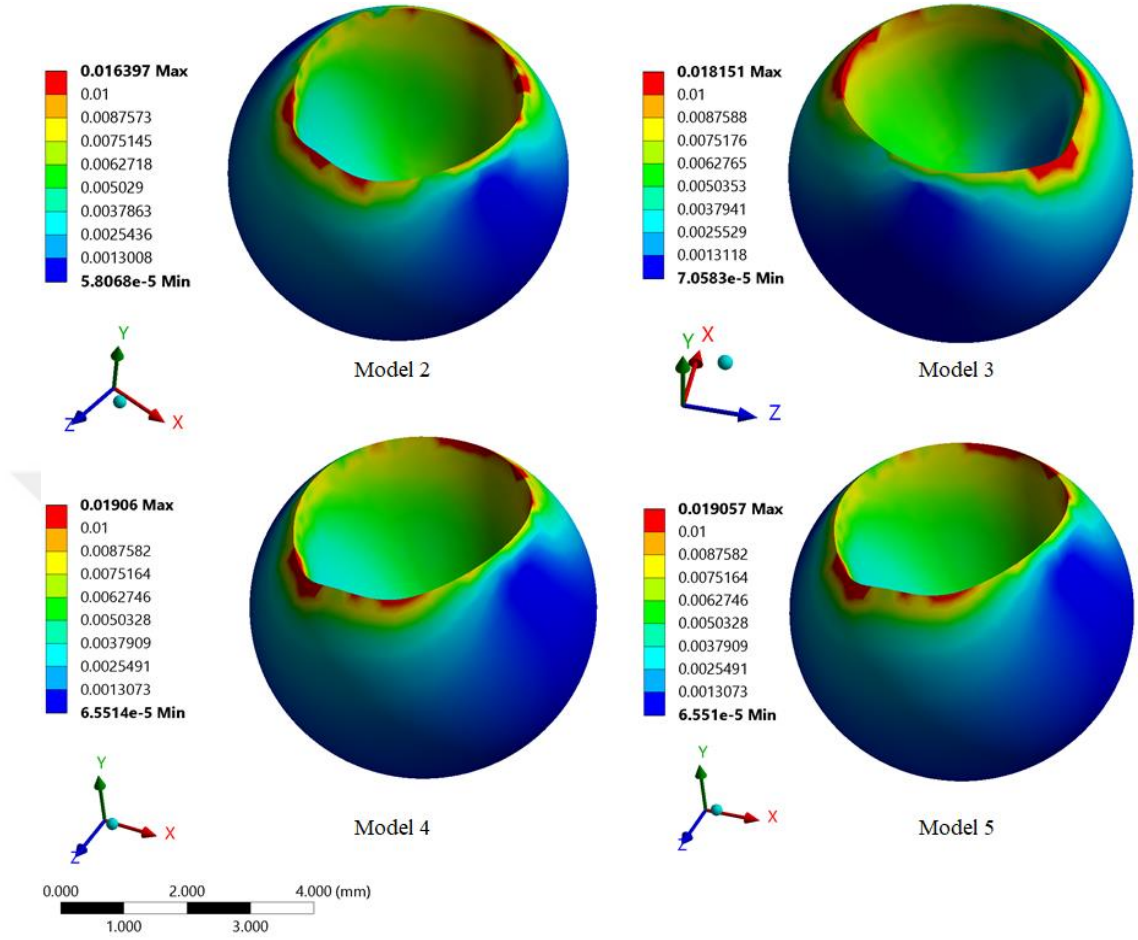
Şekil 4.19. Tüm modellerde kortikal kemikteki gerilme dağılımları

Postlu modellerdeki periapikal lezyon bölgeleri birbiri ile kıyaslandığında trabeküler kemikteki eşdeğer gerilme miktarları birbirine çok yakın olup düşük değerlerde gözlenmiştir. Tüm modellerde periapikal lezyonda görülen en yüksek eşdeğer gerilmeler lezyonun palatinal bölgesinde ölçülmüştür (Şekil 4.20).



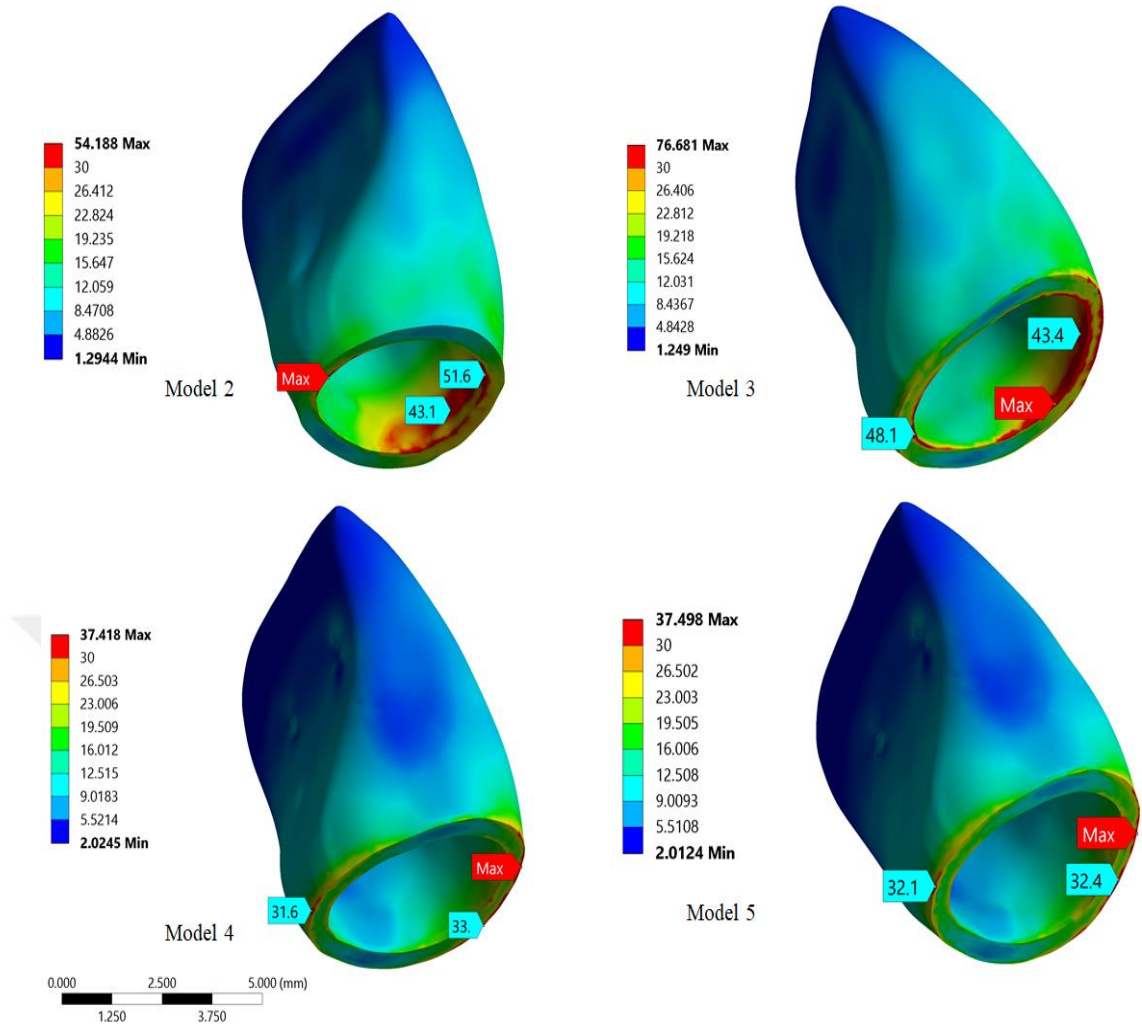
Şekil 4.20. Postlu modellerin periapikal lezyon ile beraber sagittal kesitten görünümü

Periapikal lezyonlu modellerde lezyondaki Maksimum Von Mises değerlerinin birbirine benzer olduğu görülmüştür (Şekil 4.21).

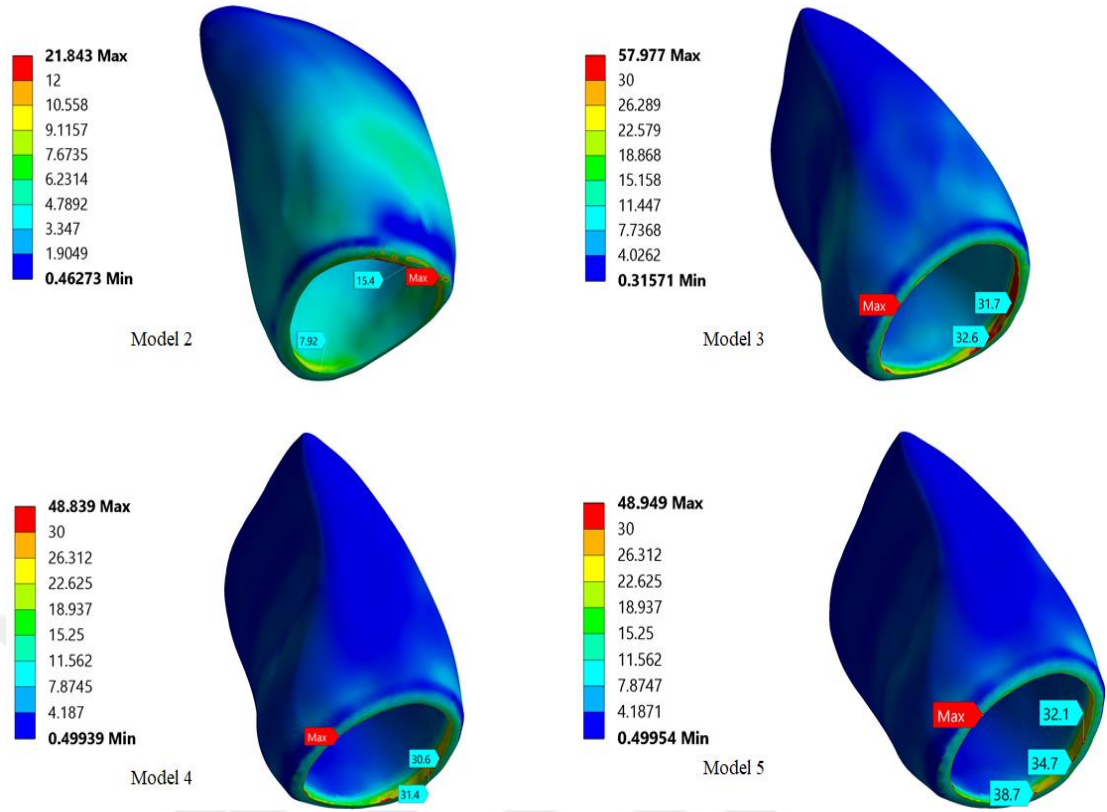


Şekil 4.21. Model 2, 3, 4 ve 5 için periapikal lezyon bölgesindeki gerilme dağılımları

Altyapı ve kuron içeren modellerde oluşan gerilme dağılımları Şekil 4.22 ve Şekil 4.23'de gösterilmiştir.

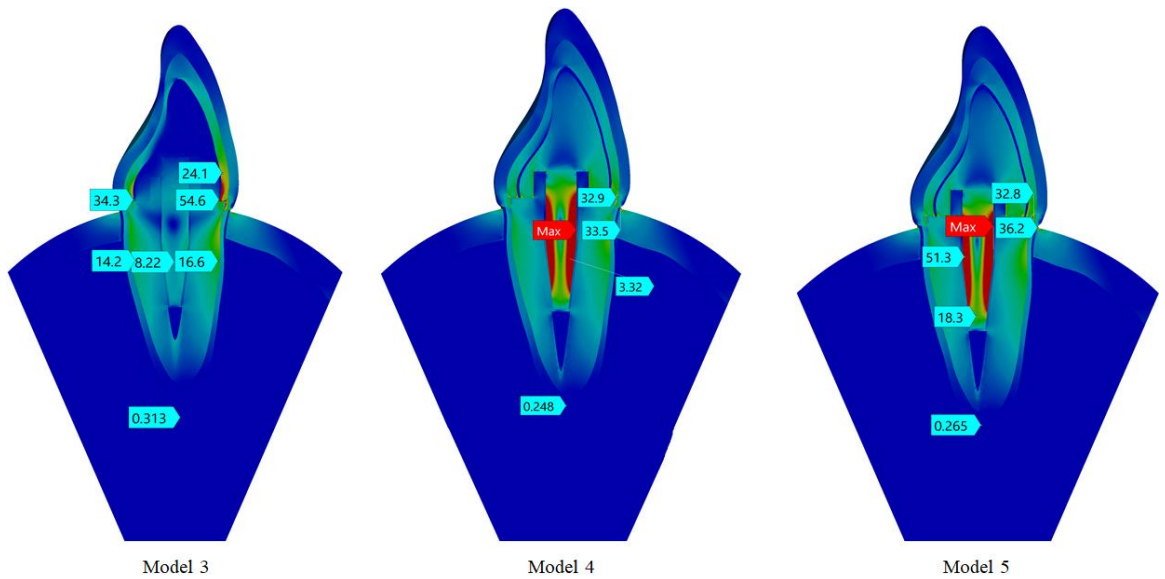


Şekil 4.22. Kuron içeren modellerde (Model 2, Model 3, Model 4 ve Model 5) altyapılardaki gerilme dağılımları



Şekil 4.23. Kuron içeren modellerde (Model 2, Model 3, Model 4, ve Model 5) üstyapı porselenindeki gerilme dağılımları

Post içeren modeller (Model 3, Model 4 ve Model 5) sagittal kesitte incelendiğinde post üzerindeki streslerin Model 3'te daha düşük olduğu, Model 4 ve Model 5'te ise postun bukkal ve palatinal bölgelerinde post boyunca kırmızı stres alanlarının izlendiği yani Model 3'e göre daha yüksek Von Mises stres değerlerinin ölçüldüğü gözlenmektedir (Şekil 4.23).



Şekil 4.24. Post içeren modellerde (Model 3, Model 4 ve Model 5) sagittal kesitteki gerilme dağılımları

Tüm modeller için elde edilen toplam deformasyon ve modeli oluşturan yapılardaki Von Mises değerleri Tablo 4.1`de gösterilmiştir. Ölçümlerde en yüksek çıkan sonuç değerleri kırmızı ile boyanmıştır.

Tablo 4.1. Tüm modeller için elde edilen toplam deformasyon ve modeli oluşturan yapılardaki 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	Periapikal Lezyon
Model 1	0,05	80,68	70,11	3,34	80,68	-	-	-
Model 2	0,04	54,18	50,20	3,68	21,84	54,18	-	0,016
Model 3	0,04	76,68	50,00	4,04	57,97	76,68	14,88	0,018
Model 4	0,04	70,49	49,26	4,83	48,83	37,41	70,49	0,019
Model 5	0,04	69,27	49,28	4,83	48,94	37,49	69,27	0,019

Model 1: Lezyonsuz sağlıklı diş, **Model 2:** KKT`li Model, **Model 3:** Fiber postlu Model, **Model 4:** Döküm metal postlu Model, **Model 5:** Zirkonya postlu Model

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada KKT'li, periapikal lezyonlu dişlerde farklı post materyallerinin kuvvet karşısında dişin farklı bölgelerinde, çevre kemik dokusunda ve periapikal lezyon bölgesinde oluşturacağı gerilme dağılımlarının sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle karşılaştırılması amaçlanmıştır. Çalışmamızda farklı elastik modüle sahip post materyallerinin modeller üzerindeki stres miktarını etkilediği gözlenmiştir. Buna göre en yüksek Von Mises değeri Model 1'de bulunurken, en düşük değer ise Model 2'de görülmüştür. Post içeren modeller kendi arasında karşılaştırıldığında Model 4 ve Model 5'te maksimum Von Mises değerleri arasında benzerlik bulunurken, Model 3'te, Model 4 ve Model 5'e göre daha yüksek Von Mises değeri bulundu. Bu sonuçlar değerlendirildiğinde birinci hipotezimiz reddedilmiştir. Periapikal lezyon içeren modellerde lezyon bölgesinde Von Mises eşdeğer gerilme sonuçları benzerken en yüksek değerler Model 4 ve Model 5'te, en düşük değer ise Model 2'de görülmüştür. Kortikal ve trabeküler kemikteki Von Mises değerleri karşılaştırıldığında kortikal kemikteki en yüksek değeri Model 1, en düşük değeri ise Model 4 ve Model 5 vermiştir. Postlu modellerin kortikal kemikteki Von Mises değerleri kendi arasında değerlendirildiğinde ise benzer sonuçlar görülmüştür, trabeküler kemikteki Von Mises değeri tüm modellerde birbirine yakın olurken, en yüksek değerler Model 4 ve Model 5'te, en düşük değer ise Model 1'de gözlenmiştir. Bu nedenle ikinci hipotez de reddedilmiştir.

Endodontik tedavi uygulanması gereken durumlarda çürük, dişte madde kaybına sebep olarak pulpayı etkileyip çoğunlukla periapikal lezyon oluşumunu da tetiklemiştir (2). Radyografide radyolusent olarak gördüğümüz bu lezyonlar apikal periodontitis ile ilişkilendirilir (4). 2021 yılında yapılan bir meta-analiz çalışmasında KKT'li dişlerde apikal periodontitis görülme sıklığı %39 olarak bildirilmiştir (217). Bir araştırmaya göre apikal periodontitisli dişlerin KKT sonrası bildirilen %80 sağkalım oranı oldukça yüksektir (64). Başarılı bir endodontik tedaviye rağmen iyileşme görülmediğinde gerçek kistler, ekstradiküler lezyon varlığı gibi durumlar düşünülmelidir ve bu durumlarda periapikal cerrahi yapılmadan iyileşme görülme olasılığı çok düşüktür (63, 218). Bir araştırmada tedavi başlangıcında periapikal lezyon boyutunun önemi de vurgulanmıştır. Lezyon boyutunun 2 mm'den küçük olduğu durumlarda KKT sonrası restorasyona hemen başlanabilirken, lezyonun 2 mm'den büyük olduğu durumlarda

dişin takip edilmesi önerilmektedir (219). Periapikal lezyonlu dişlerde çoğunlukla ilk 1 yıl içerisinde iyileşme görüldüğü için bu dişlerin protetik dayanak olarak kullanılmadan önce en az 1 yıl takibi önerilmiştir (220). Ayrıca bu dişlere uygulanan koronal restorasyonun diş prognozuna ve periapikal iyileşmeye katkıda bulunduğu da bildirilmiştir (221, 222). Ancak literatür verilerinde KKT'li, periapikal lezyonlu dişlerde farklı post materyallerinin diş, çevre kemik dokusu ve periapikal lezyon bölgesinde oluşturacağı gerilme dağılımlarına dair herhangi bir araştırmaya ulaşılamamıştır.

KKT'li dişler çürük, travma ya da önceden yapılmış restorasyonlar gibi sebeplerle aşırı madde kaybına uğramış olup bu dişlerin koronal restorasyonuna retansiyon sağlamak amacıyla çoğu zaman post uygulanması gerekmektedir (9, 223). Günümüzde birçok post sistemi kullanılmakta olup hangi post sisteminin ideal olduğu ise halen tartışmalıdır (224). İdeal bir post materyalinde bulunması gereken özellikler; estetik, çevre dokular ile uyumlu, diş dokularına minimum stres iletmesi ve diş dokusuna benzer biyomekanik özellikte olması şeklinde sayılabilir (98). Post boşluğunun hazırlanması sırasında oluşan madde kayıpları, post ve dentin arasında elastik modül farkı gibi sebepler kuvvetlerin post dentin ara yüzeyinde önce mikro çatlaklar oluşmasına, sonrasında dentinde kırık görülmesine sebep olabilir (225). Bu durumun bir sonucu olarak hem diş hem de restorasyonda deformasyon oluşumu gözlenir (192).

Post uygulanmış KKT'li dişlerin biyomekanik etkilerini korumak ve arttırmak amacıyla kuronlanmaları önerilmektedir ve uygulanacak restoratif materyalin doğru seçilmesinin bu duruma katkı sağlayacağı gösterilmiştir (23). Endodontik tedavili dişlerin prognozunu araştıran bir çalışmada en düşük sağkalım oranının KKT sonrası kalıcı restorasyonu olmayan dişlerde olduğu görülmüştür (226). Aquilino ve ark. (30) yaptıkları bir çalışmada KKT sonrası kuron restorasyonu uygulanmamış dişlerin 6 kat daha fazla kaybedildiğini bildirmiştir. Takip süresi 2-10 yıl arasında değişen bir meta-analiz çalışmasında (227) KKT sonrası kuronlanan dişlerin sağkalımının kuronlanmayan dişlere göre 3,92 kat daha yüksek olduğu bulunmuştur. 882 adet KKT'li dişin 411 tanesinin kuronlanlandığı bir çalışmada (228) 8 yıllık takip sonucunda restorasyon uygulanan dişlerin sağkalımı %84'ken kuronlanmamış dişlerin sağkalımı %58 olarak bulunmuştur. Ayrıca kalıcı restorasyonun yapılma zamanının araştırıldığı bir çalışmada (226) KKT yapıldıktan 4 ay ya da daha sonrasında

kuronlanan dişlerin 4 ay içerisinde kuronlanan dişlere oranla kaybının yaklaşık 3 kat fazla olduğu bildirilmiştir. Günümüzde artan estetik ihtiyaçların doğrultusunda birçok restorasyon seçeneği mevcut olmasına rağmen sabit protetik tedavide halen sıklıkla kullanılan ve güvenilirliği yüksek olan materyal metal destekli porselen restorasyonlardır (229, 230). Moris ve ark. (23) maksiller kanin dişlere fiber post sonrası metal destekli porselen, zirkonyum kuron ve alüminaseramik kuronlar uygulandıktan sonra 45° açıyla 180 N kuvvet uygulamışlar ve bu çalışma sonucunda KKT'li dişler için uygun materyalin metal destekli restorasyonlar olduğunu düşünmüşlerdir. Farklı kuron tiplerinin karşılaştırıldığı diğer bir çalışmada (66) metal destekli porselenlerin başarı oranının daha yüksek olduğu bulunmuştur. Bu bilgiler ışığında çalışmamızda kuron materyali olarak metal destekli restorasyon kullanılmıştır. İlaveten literatürde KKT'li, periapikal lezyona sahip dişlerin kuron restorasyonu sonrası kuvvet karşısında uzun dönem sonuçlarını içeren, diş ve çevre kemik dokulardaki stresin dağılımına dair verilerin olmaması bu çalışmanın sonuçlarının literatür için faydalı olacağını düşündürmektedir.

Post uygulamalarında başarı; endodontik tedavinin başarısına, post çapına, uzunluğuna, şekline, kullanılan siman gibi birçok faktöre bağlıdır (231). Bu faktörlerden post çapının tutuculuğa olan etkisinin az olduğu genel olarak kabul görmüştür (232). Ayrıca post çapının artması dentin miktarının azalmasına sebep olduğu için kök kırığı riskini arttırmaktadır (233). Post çapının kökün hiçbir bölgesinde kök çapının 1/3' ünden fazla olması önerilmemektedir (234). Post çapının artması ile postta oluşan stres miktarının arttığı görülmüş olup bu nedenle dar post kullanarak diş yapısının korunması gerektiği önerilmiştir (235). Santral dişler kullanılarak yapılan bir çalışmada (236), kullanılan farklı materyallerden elde edilmiş postlar (iki farklı zirkonya post, seramik post ve döküm metal post) sırasıyla her biri 1,4 mm ve 1,7 mm olarak hazırlanarak 130 derece açı ile kırılana kadar kuvvete maruz bırakılmıştır. Çalışma sonucunda metal postun çapı arttığında kırılma direncinin azaldığı diğer gruplarda ise arttığı bildirilmiştir. Başka bir çalışmada (237) post çapının artmasıyla kökte kırılma direncinin azaldığı görülmüştür. Bazı çalışmalarda post çapının 1,4 mm (236, 238), bazı çalışmalarda 1,7 mm (236, 239) veya minimum 1 mm çapında post kullanıldığı görülmüştür (240). Tüm bu çalışmalar dikkate alınarak modellerimizde post çapı 1,5 mm olacak şekilde ayarlanmıştır.

Post retansiyonunda esas önemli olan faktör ise post uzunluğu olup bu değerin 5 mm'den 8 mm'ye çıkarıldığında retansiyonun %47 arttığı bildirilmiştir (241). Post uzunluğu arttırıldığında servikal bölgedeki stres dağılımının daha iyi olacağı ifade edilmiştir (242). Aksine post uzunluğunun kökün 2/3'ünden uzun olması durumunda servikal bölgede retansiyona katkı sağlamazken apikal bölgede stres biriktirdiği gösterilmiştir (243). Cecchin ve ark. (244) 4 mm uzunluğundaki postlar ile restore edilmiş dişleri 8 mm ve 12 mm uzunluğundaki postlu dişlerle kıyasladıklarında kırılma dirençleri arasında belirgin artış görmüştür. Birçok çalışmada post materyali dikkate alınmadan post uzunluğunun kökün 2/3'ü ya da en az klinik kuron boyu kadar olması önerilmektedir (232, 245). Bu çalışmalar göz önünde bulundurularak çalışmamızda kullanılan post uzunluğu 10 mm kök içi, 4 mm kuron içi olacak şekilde toplamda 14 mm olarak belirlenmiştir.

Post boşluğu hazırlanırken apikalde bırakılması gereken GP miktarı hala tartışmalıdır (246). Apikal bölgede 4, 5 ve 6 mm GP bırakılarak uygulanan postlarda mikrosızıntı miktarı incelendiğinde en iyi apikal tıkamanın 6 mm olan grupta olduğu gözlenmiş olup, apikal tıkamanın kalan GP miktarının maksimum uzunluğu ile orantılı olduğu savunulmuştur (246). Başka bir çalışmada ise (247) apikalde 5 mm GP bırakılan modelde mikrosızıntı değerleri değerlendirildiğinde anlamlı olarak daha iyi sonuç alındı. Bunlara ilaveten bazı çalışmalarda da (203, 204) apikal bölgede sıklıkla 4 mm GP bırakılması tavsiye edilmektedir. Bu nedenle çalışmamızda post boşluğu hazırlanırken apikal bölgede 4 mm GP bırakılması uygun görülmüştür.

Post tasarımında retansiyon ve stres üzerinde etkili bir diğer faktör olduğu bilinmektedir. Konik postlar şekline bağlı olarak kama etkisi oluşturabilirken paralel postlar stresleri daha pasif iletmelerinin yanında retansiyona daha fazla katkıda bulunurlar (248). Yapılan çalışmalarda (249, 250) ideal post tasarımının paralel şekilde başlayıp apikal 2 - 3 mm'lik kısımda konik devam eden postlar olduğu savunulmuştur. Bu bilgiler ışığında çalışmamızda kullanılan post materyalleri paralel başlayıp konik sonlanacak şekilde simüle edilmiştir.

Post uygulanmış dişlerde diş yapısının korunması ve biyomekanik etkilerin arttırılması için ferrule oluşturulması çok önemlidir (251). Juloski ve ark. (205) 1,5 mm – 2 mm ferrule varlığının KKT'li dişlerde kırılma direnci arttırdığını, yeterli miktarda sağlanan ferrulenin post-kor sisteminin, simanın ve daimi restoasyonun diş üzerindeki etkisini

azalttığını rapor etmişlerdir. Ferrulesiz ve ferruleli (1 mm ve 2 mm) postlu dişlerin kuvvet altında stres değerlerinin incelendiği bir çalışmada (252), ferrulesiz olan modellerde diş restorasyon kompleksinde stresin daha yüksek olduğu bildirilmiştir. Ferrulenin dişler üzerinde kırılma direnci değerlerini araştıran bir sistematik derlemede (253) ferrulesiz dişlerde kırılma direncinin 320 -780 N arasında değişirken, 2 mm ferrulenin bu değeri 350 - 1500 N`a çıkardığı rapor edilmiştir. Maksiller santral kesici dişler üzerinde yapılan bir çalışmada (254) ferrule varlığının kuvvet altında kuron üzerinde yer değiştirme ve rotasyonu azalttığı ve ferrulenin 1,5 mm değerinde maksimum azalmayı sağladığı bildirilmiştir. Bu nedenle ferrule miktarı bu çalışmada 1,5 mm olarak modellenmiştir.

Maksimum okluzal kuvvetler 200 - 3500 N arasında değişirken bu kuvvetler molar bölgeden anterior bölgeye doğru azalır. Bu kuvvetin ortalama değerleri molar bölgede 400 - 800 N, premolar bölgede 300 N, kanin bölgesinde 200 N ve kesici bölgesinde 150 N olarak değişmektedir (255). Çalışmamızda uygulanan kuvvet, önceki çalışmalar dikkate alınarak (215, 256-258) fonksiyon sırasındaki kuvvetleri taklit edebilmek amacıyla dişin palatinal bölgesine, dişin uzun eksenile 135° açı yapacak şekilde 100 N olarak uygulandı.

Sement dokusunun çok ince olması ve dentin ile elastik modülünün aynı olmasından dolayı dentin devamlılığı olarak kabul edildiğinden çalışmamızda sement dokusu benzer çalışmalardaki gibi dentin kabul edilerek kalınlığı göz önüne alınmamıştır (259-261).

Post simantasyonunda retansiyon fiber post gruplarında metal postlara göre daha sık sayılan başarısızlık sebeplerindedir (262). Dentin ile post arasındaki bağlantının daha etkili olması için siman kalınlığı ince olmalıdır (263). Farklı miktarda alveol kemik kaybı bulunan santral dişlerde aynı post materyali kullanılarak farklı siman kalınlıklarının stres değerine etkisinin araştırıldığı çalışmada (264), siman kalınlığı arttıkça stres değerlerinin arttığı rapor edilmiştir. Benzer çalışmalar göz önünde bulundurularak çalışmamızda siman kalınlığının 50 µ olmasına karar verilmiştir (265, 266). Ayrıca modellerimizde kuron materyali ile kor arasındaki siman kalınlığı 30 µ olacak şekilde ayarlanmıştır (208).

PDL kalınlığı yaş, dişin bulunduğu bölge ve etkilendiği okluzal kuvvetlere göre 0,12-0,27 mm arasında değişiklik göstermektedir (267). Yapılan çalışmalar doğrultusunda (268, 269) PDL kalınlığı modellerimizde 0,2 mm olarak belirlenmiştir.

Maksiller santral dişler ebat, konum, şekil ve gülüş estetiğinde baskın konumda olan dişlerdir (270). Bu dişler makaslama, gerilme gibi birçok kuvvete maruz kalırlar ve fonksiyon sırasında ark üzerindeki konumlarından dolayı maksiller ön bölge yüksek risk bölgesi olarak kabul edilir (271). Ayrıca maksiller santral dişlerin kökleri diğer kesicilerden daha geniştir ve apikal bölgede daha az varyasyona sahiptir (272). Gerek stres bölgesi olması gerekse bulunduğu pozisyon ve öneminden dolayı çalışmamızda kullanılmak üzere tercihimiz maksiller daimi santral kesici diş olmuştur.

Diş hekimliğinde kırılma dayanım testleri dişlerin fonksiyon sırasında dayanabilecekleri maksimum kuvveti bulmamızı sağlarken bu yöntemin en büyük dezavantajı çekilmiş dişler üzerinde test edilebilmesidir (273). Çekilmiş dişlerde yapı ve hacim değişiklikleri, mineralizasyon değerleri ve dehidrate olmaları gibi sebepler bu testlerde ağız ortamıyla aynı sonuçların alınmasını zorlaştırmasının yanı sıra diş üzerinde oluşan gerilme miktarları ve dağılımları hakkında bilgi vermez (274). SEA yöntemi iç yapısal durumun ve gerçek bir klinik senaryonun taklit edilebilmesi için etkin bir yöntem olarak sıklıkla kullanılmaktadır (268, 274). Ayrıca uzun vadedeki başarısızlıkların belirlenmesinde de kullanılabilir (275). SEA yöntemini diş hekimliğinde kullanılan diğer kuvvet analizi yöntemleri ile kıyasladığımızda; radyoteleometri ve holografik interferometri yöntemlerinde sonuçların güvenilirliği tartışmalı ve teknik hassasiyet fazla iken (192), kırılma vernik ve fotoelastik stres analizi yöntemleri ise sonuçları detaylı vermemektedir (191). Tüm bunlar dikkate alındığında çalışmamızda SEA yöntemi kullanılmıştır.

60 adet çekilmiş maksiller santral diş KKT sonrası 5 mm ve 10 mm'lik paslanmaz çelik post, karbon fiber ve cam fiber post uygulandıktan sonra metal destekli seramik kuronlarla restore edilmiş, sonrasında 24 saat termal döngü uygulanmış ve 100 N kuvvet altında dişlerin kırılma direnci değerlendirilmiş, fiber post uygulanan gruplarda kırılma direncinin daha yüksek olduğu bildirilmiştir (276). İlaveten 10 mm'lik gruplar arasında metal post grupları daha düşük kırılma direnci göstermiş ve fiber post gruplarında stresin kuronun kole bölgesinde yoğunlaştığı görülmüştür. Fiber post uygulanmış maksiller santral dişlerdeki siman kalınlığı ve farklı miktarda alveol kemik

kaybının incelendiği başka bir çalışmada (264), SEA modellerinin hepsinde stresin kökün palatinal üçlüsünde yoğunlaştığı bildirilmiştir. Çalışmamızda fiber postlu modelde streslerin dişin kole bölgesinin bukkal ve palatinalinde, kökün servikal ve orta üçlüsünde yoğunlaştığı, post üzerindeki stres değerlerinin düşük olduğu ve modelde streslerin apikale doğru homojen bir şekilde azaldığı bulundu. Çalışmamız Chuang ve ark. (276) sonuçları ile tutarlıyken, Dal Piva ve ark. (264) sonuçları ile çelişmektedir. Bu modellemelerdeki alveol kemik miktarının farklılığı, materyallerin elastik modüllerinin ve poisson oranlarının farklı olmasından kaynaklanıyor olabilir. Ayrıca Gomes ve ark. (268) yaptıkları metal destekli porselen ile kuronlanmış fiber postlu iki adet kanin dişe 45°'lik açı ile 180 N kuvvet uyguladıkları çalışmalarında, modellerdeki stres dağılımının çalışmamızdaki KKT'li, fiber postlu ve periapikal lezyonu içeren Model (Model 3) ile benzer stres dağılımı gösterdiği görülmüştür.

Ferruleli/ferrulesiz 8 adet santral kesici diş SEA modellerinde döküm metal ve fiber postlar (iki grupta post uzunlukları 7 mm ve 12 mm olacak şekilde) kullanılıp, 100 N kuvvet uygulanmış, stres dağılımı incelendiğinde döküm postların ferruleden bağımsız bir şekilde post üzerinde daha yüksek değerleri gösterdiği ifade edilmiştir (274). Fiber postlu dişlerde stres dağılımı doğal dişteki gibi homojenken post uzunluğu sadece döküm postlu modellerde stres dağılımını değiştirmiştir. Bu çalışmada döküm postlu modellerdeki stresin postun kor, bukkal ve palatinal yüzeylerinde daha yoğun olduğu izlenmiştir. Dejak ve ark. (277) yaptıkları benzer çalışmada maksimum Von Mises değerlerini sağlam diş ile kıyasladıklarında, fiber postların gerilmeleri %21, döküm metal postların ise %25 oranında azalttığını rapor etmişlerdir. Postlar etrafındaki stres yoğunlaşmaları incelendiğinde fiber postlu modelde düşük stresli alanlarının homojen bir dağılım gösterdiği görülürken, döküm metal postlu modelde ise postun kor kısmı ile birleştiği bölgede, postun bukkal ve palatinal bölgelerinde stresin yoğunlaştığı görülmüştür. Çalışmamızda Von Mises değerleri sağlam diş ile kıyaslandığında streslerin fiber postlu modelde %5, döküm metal postlu modelde ise %12,63 azaldığı görüldü. İlaveten çalışmamızdaki döküm metal postlu, periapikal lezyonlu Model'de (Model 4) streslerin postun bukkal ve palatinal yüzeyleri boyunca yoğunlaştığı görülmüştür. Santos-Filho ve ark. (274) yaptıkları çalışmada post uzunluklarının çalışmamızdan farklı olmasına rağmen stres dağılımlarının iki post materyali içinde benzerlik gösterdiği, buna ilaveten Dejak ve ark. (277) çalışmalarında da stresin çalışmamız ile örtüşecek şekilde fiber postlu modelde homojen yayıldığı,

döküm metal postlu modelde post boyunca benzer Von Mises değerleri göstererek yoğunlaştığı görülmektedir.

Fiber ve zirkonya post uygulanmış maksiller santral dişlerdeki stres dağılımının incelendiği bir çalışmada (278), fiber postlu modellerde stres dağılımının homojen olduğu, zirkonya postlu modelde stresin post üzerinde yoğunlaştığı bildirilmiştir. Benzer diğer bir çalışmada (279) dentindeki stres dağılımı incelenmiş ve tüm modellerdeki en yüksek streslerin kökün bukkalinin koronal üçlüsünde yoğunlaştığı rapor edilmiştir. Çalışmamızda zirkonya postlu, periapikal lezyonlu Model'de (Model 5) streslerin post üzerinde yoğunlaştığı, fiber ve zirkon postlu modellerde dentindeki stres dağılımı incelendiğinde en yüksek streslerin kökün bukkalinin koronal ve orta üçlüsünde yoğunlaştığı görüldü. Bu çalışmalarda (278, 279) materyaller arasındaki elastik modül ve poisson oranları farklılıklarına rağmen sonuçlar çalışmamız ile örtüşmektedir.

Coelho ve ark. (210) maksiller santral dişlere fiber, döküm metal, zirkonya, karbon ve titanyum post uyguladıktan sonra stres dağılımlarını incelediklerinde streslerin fiber postlu modelde dişe homojen yayıldığını, döküm metal ve zirkonya postlu modellerde ise stresin post üzerinde yoğunlaştığını bildirmişlerdir. Maksiller santral dişlere uygulanan benzer bir çalışmada (280), 60° ile 50 N kuvvet uygulanmış, fiber postlu modelde stresin dişin serviko-bukkalinde yoğunlaştığı, döküm metal ve zirkonya postlu modellerde stresin post üzerinde yoğunlaştığı rapor edilmiştir. Ayrıca modellerdeki toplam deformasyona bakıldığında en yüksek değerlerin fiber postlu modelde olduğu görülmüştür. Tüm bu sonuçlar çalışmamızla benzerdir. Diğer bir çalışmada, tüm postlarda maksimum stres alanlarının postun bukkal orta 1/3'lük kısmında görüldüğü ifade edilmiştir (281). Post üzerindeki stres değerleri döküm metal ve zirkonya postta, fiber posttan daha fazla iken, dentindeki stres değerleri fiber postlu modelde daha yüksek bulunmuştur. Bu çalışmadaki modellemede krun, kök ve post uzunluğu, post çapı ve bazı materyallerin elastik modüllerinin farkına rağmen post materyalleri üzerindeki maksimum eşdeğer gerilmenin sonuçları çalışmamızın sonuçlarına çok yakındır. Dentin üzerindeki stres dağılımlarının incelendiği bir çalışmanın sonuçlarına göre (260), tüm modellerde stresin kole bölgesinde, kökün servikal ve orta üçlüsünde yoğunlaştığı, fiber postlu modelin kök dentininde daha yüksek stres değerleri gösterdiği, döküm metal ve zirkonya postların dentinde daha az

stres oluştururken, stresi post üzerinde biriktirdikleri bulunmuştur. Farklı post materyallerinin 2 mm ferruleli/ferrulesiz modellerinde gerilme dağılımının incelendiği çalışmada (282), döküm metal ve zirkonya postlarda postun bukkal ve palatinal bölgelerinde post boyunca stres yoğunlaşmalarının olduğu, fiber postlu modelde stresin dişin serviko-bukkal bölgesinde yoğunlaştığı bildirilmiştir. Ayrıca yapılan çalışmada Von Mises eşdeğer gerilmesinin maksimum değerleri çalışmamıza göre sayısal açıdan farklılık gösterse de stresin dağılımı yönünden benzer olduğu görölmektedir. Bu değerlerin farklı olmasının sebebi olarak kuron materyalinin, ferrule miktarının ve bazı elastik modöl değerlerinin (mine, pulpa, kortikal kemik, zirkonya post, kompozit kor, Ni-Cr post) farklı olması söylenebilir. Çalışmamızın sonuçları (260, 282) alışmalar ile benzerlik göstermektedir.

Gomes ve ark. (268) modellemesinin, uygulanan kuvvetin açısının ve değerinin aynı olduğu 2 kanin diş modelinde, sadece elastik modülleri değiştirdiklerinde, yüksek elastik modüle sahip materyallerin daha yüksek gerilimi absorbe ettiğini ve bu bölgelerde stresin yoğunlaştığını bildirmişlerdir. Bu konuda çalışmamız Gomes ve ark. (268) alışmaları ile birlikte Jafari ve ark. (282)`da desteklemektedir.

Çalışmamızın sonuçlarına göre; kuvvet uygulanan tüm modellerde görölen gerilmeler dişin servikalinde bukkal ve palatinal bölgelerde görölmüştür. Literatürdeki benzer çalışmalarda (252, 283) ayrıca stres birikiminin ilk olarak yükün uygulandığı alanda da yoğunlaştığı bildirilmiştir. Çünkü bu çalışmalarda kuvvet yüzey olarak değil noktasal şekilde uygulanmıştır. Çalışmamızda ise klinik durumu daha doğru simüle edebilmek amacıyla kuvvet, palatinal bölgede alansal olarak uygulanmıştır. Bu nedenle çalışmamızda kuvvet uygulanan alanda stres yoğunlaşması görölmemiştir. Bu noktada çalışmamız literatürdeki benzer SEA alışmaları ile çelişmektedir (252, 283-286).

Petcu ve ark. (287) sağlıklı maksiller santral diş ve kronik periapikal periodontitisli maksiller santral diş olmak üzere 2 adet SEA modeli oluştururken sağlıklı diş kökünü trabeküler kemik ile temasta, KAP`lı dişi ise kök apikalinde rezorpsiyonu simüle edebilmek amacıyla kemiğe gömmeyip granölasyon dokusu şeklinde modellenmiştir. Bu modellere sırasıyla vertikal yönde 100 N ve 300 N`luk kuvvet uyguladıklarında, 100 N`luk kuvvetin KAP`lı dişlerde oluşturdukları deformasyon klinik riski olmadığını ancak kuvvetin 300 N`a çıkarılmasının deformasyon açısından kritik

seviyelerde olduğunu rapor etmişlerdir. Modellerdeki Von Mises değerlerine bakıldığında gerilmelerin dişin servikal bölgesinde olduğu görülmüştür. Modellerdeki toplam deformasyon değerlendirildiğinde ise maksimum değer krunun insizalinden başlayıp apikale doğru azaldığı görülmüştür. Deformasyon miktarının insizalden servikale doğru azalması, kortikal ve trabeküler kemik ile desteklenen dişte yıkıcı etki oluşmasının engellendiğini göstermektedir. Bu çalışmadaki modelleme şekilleri, post ve restorasyon olmaması, kuvvet yönü, elastik modül ve poisson oranlarının farklılığına rağmen gerek Von Mises stres değerlerinin yoğunlaştığı bölgeler (kuvvetin ilk uygulandığı bölge hariç) gerekse toplam deformasyon dağılımları çalışmamız ile benzerlik göstermektedir.

Maksiller santral dişler üzerinde yapılan bir SEA çalışmada (286) sağlıklı, 6 mm çapında kronik apikal periodontitisli, farklı miktarda kök rezeksiyonlu ve periodontal kemik kayıplı dişlerin olduğu modeller 3 gruba ayrılıp palatinal bölgeden 45° ile 100 N kuvvet uygulanıp Von Mises değerleri karşılaştırılmıştır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre apikal rezeksiyon işlemlerinin periodontal kemik kaybına göre dişlerdeki biyomekanik cevabı daha az etkilediği görülmüştür. Ayrıca bu çalışmadaki KAP'lı modeldeki en yüksek Von Mises değeri 38,5 MPa bulunurken bizim çalışmamız da bu değer 54,18 MPa bulunmuştur. Yine aynı çalışmada toplam deformasyon dağılımı değerinin 0,141 mm olduğu ve bu deformasyon dağılımının krunun insizalinden servikaline doğru azaldığı görülmüştür. Toplam deformasyonun dağılım şekli çalışmamız ile benzerlik gösterirken çalışmamızdaki KAP'lı modelde toplam deformasyon miktarı 0,047 mm olarak bulunmuştur. Sonuçların değer farklılıkları mine, PDL, GP, kompozit materyalin elastik modüllerinin farklı olmasından kaynaklandığı düşünülse de stres ve deformasyon dağılım şekillerinin çalışmamızla benzerlik gösterdiği görülmüştür.

Belli ve ark. (288) lezyon çapları 1 mm ve 2 mm olarak değişen premolar diş modellerine 135° ile 300 N kuvvet uyguladıklarında kök ucundaki gerilmelerin periapikal lezyonun boyutu ile arttığını bildirmişlerdir. Bu çalışmada kök kanalı içerisinde kullanılan materyalin elastik modülünün dentine benzer olduğu durumlarda kalan diş yapısının korunduğu ileri sürülmüştür. İlaveten kanal içerisindeki materyalin elastik modülü yüksek olduğunda periapikal bölgedeki kemik defekti nedeniyle gerilimi kemiğe iletmeyip stresi kendi yapısında biriktirerek kök içerisinde yüksek

gerilim alanları oluşturduğu rapor edilmiştir. Çalışmamızdaki postlu ve periapikal lezyonlu Modellerde (Model 3, Model 4 ve Model 5) streslerin döküm metal ve zirkonya postta materyal üzerinde biriktiği, fiber postlu modelde dişe homojen şekilde yayıldığı görüldü. Sonuçlarımız Belli ve ark. (288) çalışması ile örtüşmektedir.

Literatürdeki farklı post materyallerinin kırılma dirençlerinin karşılaştırıldığı çalışmalar incelendiğinde, Abduljabbar ve ark. (76) postların kırılma dirençlerini zirkonya, fiber, döküm metal post olarak bulmuştur. Çalışmanın sonuçları (76) maksiller lateral dişler ile yapılan çalışmadaki (289) sonuçlar ile benzerlik göstermiş, zirkonya postlu dişlerin en yüksek kırılma direnci gösterdiği bildirilmiştir. Ayrıca anterior dişlerde fiber postların döküm postlardan daha yüksek kırılma direncini bildiren (290) ve zirkonya postun kırılma direncinin daha yüksek olduğu gösteren çalışmalar (31, 291) ile Abduljabbar ve ark. (76) yaptığı çalışma sonuçları örtüşmektedir. Aksine Dilmener ve ark. (292), zirkonya postun kırılma direncinin döküm metal posttan daha düşük olduğunu bildirirken, zirkonya postun, fiber ve döküm metal posttan daha düşük kırılma direnci gösterdiğini rapor eden çalışmalarda bulunmaktadır (253, 293). Fiber ve döküm metal postlu dişlerin 8 yıllık retrospektif çalışmasında, fiber postların daha yüksek kırılma direnci gösterdiği bildirilmiştir (228). Bu çalışma aşırı geniş kanallarda fiber postların döküm metal postlara göre kırılma dirençlerinin daha yüksek olduğunu bildiren çalışmanın sonuçları ile uyumludur (294). Bu çalışmalar kanalların geniş ve dar olmasına bakılmaksızın fiber postların döküm metal postlardan daha düşük kırılma direnci gösterdiğini bildiren (295) ve döküm postların kırılma dirençlerini fiber postlardan daha yüksek bulan (296) çalışmalar ile çelişmektedir. Mine veya dentine yakın elastik modüle sahip post materyallerinin stres dağılımının, restore edilen dişlerde daha iyi olacağını bildiren bir araştırma da bulunmaktadır (297). Ancak bu sonuç elastik modülü dentinden daha yüksek olan post materyallerinin diş yapısını güçlendirdiğini ve dentindeki stres dağılımını azalttığını gösteren çalışmalar (260, 277) ile birlikte çalışmamız ile de çelişmektedir. Bu durum elastik modülü yüksek malzemelerin daha yüksek stresi absorbe ederek diş-post, dentin-post arayüzünde stresin düşük ancak postta daha yüksek olması durumuyla açıklanmaktadır (268, 298). Ayrıca fiber ve döküm metal postlu dişlerin 3-7 yıl takibinde periapikal durumun post tipinden etkilenmediği bildirilmiştir (299). Takip süresi 25 yıl olan bir çalışmada (300) ise döküm postlu dişlerin ağızda kalma süresinin canlı ve kuronlu dişlerle aynı olduğu, yine 17 yıllık bir

takip çalışmasında (301) döküm metal postlu ve postsuz restore edilmiş dişlerin hayatta kalma olasılıkları arasında fark bulunmadığı bildirilmiştir.

Periapikal lezyonlu dişleri içeren SEA sonuçları literatürde bulunmamışken, bu çalışmanın sonuçları ile farklı post materyalleri uygulanmış santral diş modellerinde periapikal lezyon bölgesinde kuvvet dağılımı arasında belirgin bir fark olmadığı görülmüştür. Bu sonuçlara istinaden iyi korunmuş radiküler diş yapısında fiber post kullanımının daha uygun olabileceği, aşırı madde kaybına uğramış ve zayıflamış dişlerde ise döküm metal veya zirkonya post kullanımının daha doğru olacağı öngörülebilir.

Bu çalışmanın temel limitasyonu; SEM ile ağız içi şartların birebir aynı olmaması, ağız ortamındaki termal değışiklikler, 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. İlâveten periapikal 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 alışma KKT`li, periapikal lezyonlu, farklı post materyalleri kullanılmış 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 diğeri bir limitasyonudur.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

KKT'li, periapikal lezyonlu, fiber, döküm metal ve zirkonya postlu, metal destekli porselen kuronlu modellere kuvvet uygulandığında diş bileşenleri üzerinde oluşan etkinin SEA yöntemi ile karşılaştırıldığı bu çalışmada aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir;

1. Model 1, Model 2 ve Model 3'te oluşan maksimum eşdeğer gerilme kole bölgesinde iken, Model 4 ve Model 5'te post materyalinin üzerinde oldu.
2. Tüm modellerde palatinal bölgeye yük uygulanması sonucunda elde edilen Von Mises gerilme dağılımları sayısal olarak farklılık gösterdi.
3. Farklı post materyalleri ile oluşturulan SEA modellerinde kök yüzeyi boyunca farklı gerilme değerleri oluştu.
4. KKT'li, periapikal lezyonlu diş modellerinde (Model 2, Model 3, Model 4 ve Model 5) post materyali içeren modeller (Model 3, Model 4 ve Model 5) daha yüksek Von Mises gerilmeleri (Model 2: 54,18 MPa, Model 3: 76,68 MPa, Model 4: 70,49 MPa, Model 5: 69,27 MPa) gösterdi.
5. Post içeren modellerdeki maksimum Von Mises gerilmeleri Model 4'te (70,49 MPa) Model 5'e (69,27 MPa) benzer bulunurken bu gerilmelerin Model 3'ten (76,68 MPa) daha düşük olduğu görüldü.
6. 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, Model 4 ve Model 5), lezyon bölgelerinde trabeküler kemik ile beraber düşük gerilme alanları görüldü.

KAYNAKLAR

1. Crocombe L, Brennan D, Slade G, The relationship between dental care and perceived oral health impacts. CDH. 2011;28(4):259-64.
2. Gökçek M, Bodrumlu EH. Vital pulpa tedavilerinde güncel yaklaşımlar. J Dent Fac Ataturk Univ. 2015;26(4).
3. Suyambukesan, Perumal GCL, Somasundaram E, Pandian NJ, Manigandan T. Analyzing periapical lesions on intraoral periapical radiographs: Incongruity in diagnosis. JIAOMR. 2013;25(1):5.
4. Alaçam T, Alaçam A, Aydın M, Tınaz C, Ömürlü H, Can H, Kök Kanallarının Mekanik Preparasyonu. Alaçam T, editör. Ankara: Özyurt matbaacılık, 2012;405-514.
5. 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.
6. Evangelinaki E, Tortopidis D, Kontonasaki E, Fragou T, Gogos C, Koidis P. Effect of a crown ferrule on the fracture strength of endodontically treated canines restored with fiber posts and metal-ceramic or all-ceramic crowns. IJP. 2013;26(4).
7. Santos A, Meira J, Tanaka C, Xavier T, Ballester R, Lima R. Can fiber posts increase root stresses and reduce fracture?. J. Dent. Res. 2010;89(6):587-91.
8. Mangold JT, Kern M. Influence of glass-fiber posts on the fracture resistance and failure pattern of endodontically treated premolars with varying substance loss: an in vitro study. J. Prosthodont. 2011;105(6):387-93.
9. Furuya Y, Huang S-H, Takeda Y, Fok A, Hayashi M. Fracture strength and stress distributions of pulpless premolars restored with fiber posts. Dent. Mater. J. 2014;33(6):852-8.
10. Akkayan B, Gülmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. J. Prosthodont. 2002;87(4):431-7.
11. 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.
12. Fernandes AS, Shetty S, Coutinho I. Factors determining post selection: a literature review. J. Prosthodont. 2003;90(6):556-62.
13. Cohen BI, Pagnillo MK, Newman I, Musikant BL, Deutsch AS. Retention of a core material supported by three post head designs. J. Prosthodont. 2000;83(6):624-8.

14. 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.
15. Goldberg A, Burstone C. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. *Dent Mater.* 1992;8(3):197-202.
16. Huysmans M, Van der Varst P, Schäfer R, Peters M, Plasschaert A, Soltesz U. Fatigue behavior of direct post-and-core-restored premolars. *J. Dent. Res.* 1992;71(5):1145-50.
17. Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomaterials.* 2002;23 Suppl 23:2667-82.
18. Bektaş B. CAD/CAM Sistemi ile Üretilen Porselen Endokronların Kırılma Dayanıklılığı Açısından Değerlendirilmesi. H.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi, Uzmanlık Bitirme Tezi, 2016, Ankara (Danışman: Prof. Dr. Şükran B).
19. Ree M, Schwartz RS. The endo-restorative interface: current concepts. *Dent. Clin.* 2010;54(2):345-74.
20. Naylor W. History and Overview. 2nd ed. Hanover Park-Illinois: Quintessence Publishing Co Inc. 2009;1-12 p.
21. Evans DB, Barghi N, Malloy CM, Windeler AS. The influence of condensation method on porosity and shade of body porcelain. *J. Prosthodont.* 1990;63(4):380-9.
22. Özcan M. Fracture reasons in ceramic-fused-to-metal restorations. *J. Oral Rehabil.* 2003;30(3):265-9.
23. 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.
24. Thresher RW, Saito GE. The stress analysis of human teeth. *J. Biomech.* 1973;6(5):443-9.
25. Geng J-P, Tan KB, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001;85(6):585-98.
26. Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. *Dent. Mater.* 2005;21(8):709-15.
27. Eraslan Ö, Eraslan O, Eskitaşcıoğlu G, Belli S. Conservative restoration of severely damaged endodontically treated premolar teeth: a FEM study. *Clin. Oral Investig.* 2011;15(3):403-8.

28. Nair P. On the causes of persistent apical periodontitis: a review. *Int. Endod. J.* 2006;39(4):249-81.
29. Lin LM, Ricucci D, Lin J, Rosenberg PA. Nonsurgical root canal therapy of large cyst-like inflammatory periapical lesions and inflammatory apical cysts. *J. Endod.* 2009;35(5):607-15.
30. Aquilino SA, Caplan DJ. Relationship between crown placement and the survival of endodontically treated teeth. *J. Prosthodont.* 2002;87(3):256-63.
31. Altitnchi A, Hussein A, Saemundsson S, Clark W, Culp L, Sulaiman TA. Anatomic cad-cam post-and-core systems: A mastication simulation study. *J. Prosthodont.* 2022.
32. Hargreaves KM, Berman L. Cohen's pathways of the pulp. 12th ed. St. Louis. Elsevier, 2016.
33. Aşçı SK. Endodonti. İstanbul: Quintessence Yayıncılık, 2014;167-80.
34. Alaçam T. Endodonti. Ankara: Nobel Kitabevi, 2011;71-116.
35. Çalışkan MK. Endodontide tanı ve tedaviler. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri; 2006.
36. Riccioli GA. Glossary of endodontic terms drawn up by the endodontic study group. *Mondo Odontostomatol.* 1973;15(4):465-8.
37. Berman LH. Dentinal sensation and hypersensitivity: a review of mechanisms and treatment alternatives. *J. Periodontol.* 1985;56(4):216-22.
38. Organization WH, Staff WHO. Application of the international classification of diseases to dentistry and stomatology. WHO. 1995.
39. White SC, Pharoah MJ. White and pharoah's oral radiology: principles and interpretation. Elsevier Sci. 2018.
40. Harorlı A, Akgül M, Yılmaz B, Bilge O, Dağistan S, Çakur B. Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi. 1. baskı İstanbul: Nobel Tıp Kitapevleri Tic. Ltd Şti.; 2014;484-500.
41. Çalışkan MK. Endodontide tanı ve tedaviler. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri. 2006;463-506.
42. Torabinejad M. Mediators of acute and chronic periradicular lesions. *Oral Surg, Oral Med, Oral Pathol.* 1994;78(4):511-21.
43. Simon JHS. Periapical pathology. Cohen S, Burns RC, editors. 7th ed. St. Louis, 2002;425-62 p.
44. Nair PR. Apical periodontitis: a dynamic encounter between root canal infection and host response. *Periodontol.* 2000. 1997;13(1):121-48.

45. Cohen S, Hargreaves K. Pathways of the pulp. Keiser K. editor. 9th ed. St. Louis: Mosby, 2006;2-39 p.
46. Chandra B, Gopikrishna V. Grossman's endodontic practice. 13th ed. New Delhi: Wolters Kluwers India Pvt Ltd, 2014.
47. Huuemonen S, Ørstavik D. Radiological aspects of apical periodontitis. Endod Topics. 2002;1(1):3-25.
48. Abbott P. The periapical space--a dynamic interface. Ann. R. Australas Coll. Dent. Surg. 2000;15:223-34.
49. Ingle JI, Bakland LK, Baumgartner JC. Ingle's endodontics. Hamilton, 2008.
50. Grossman RM, Krueger J, Yourish D, Granelli-Piperno A, Murphy DP, May LT, et al. Interleukin 6 is expressed in high levels in psoriatic skin and stimulates proliferation of cultured human keratinocytes. PNAS. 1989;86(16):6367-71.
51. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. Dent. Clin. N. Am. 1974;18(2):269-96.
52. Kakehashi S, Stanley H, Fitzgerald R. The effects of surgical exposures of dental pulps in germ-free and conventional laboratory rats. Oral Surg, Oral Med, Oral Pathol. 1965;20(3):340-9.
53. Zaleckiene V, Peciuliene V, Brukiene V, Drukteinis S. Traumatic dental injuries: etiology, prevalence and possible outcomes. Stomatologija. 2014;16(1):7-14.
54. Nair PR. Light and electron microscopic studies of root canal flora and periapical lesions. J. Endod. 1987;13(1):29-39.
55. Nathan C. Points of control in inflammation. Nature. 2002;420(6917):846-52.
56. Friedman S. Treatment outcome and prognosis of endodontic therapy. Essential endodontology editor. Prevention and treatment of apical periodontitis. 1998:367-401.
57. Ørstavik D. Ford TPP. Fundamentos da endodontia: prevenção e tratamento da periodontite apical: Livraria Santos Editora; 2004.
58. Quality guidelines for endodontic treatment: consensus report of the European Society of Endodontology. Int. Endod. J. 2006;39(12):921-30.
59. Şahinkesen G, Merkezi GDHB. Endodontide retreatment. Gülhane TD. 2006;48:59-61.
60. Ørstavik D, Kerekes K, Eriksen HM. The periapical index: a scoring system for radiographic assessment of apical periodontitis. Dent Traumatol. 1986;2(1):20-34.

61. Zanini M, Decerle N, Hennequin M, Cousson Py. Revisiting Orstavik's PAI score to produce a reliable and reproducible assessment of the outcomes of endodontic treatments in routine practice. *Eur J Dent Educ*. 2021;25(2):291-8.
62. Nair PR, Sjögren U, Krey G, Kahnberg K-E, Sundqvist G. Intraradicular bacteria and fungi in root-filled, asymptomatic human teeth with therapy-resistant periapical lesions: a long-term light and electron microscopic follow-up study. *J Endod*. 1990;16(12):580-8.
63. Karamifar K, Tondari A, Saghir MA. Endodontic periapical lesion: An overview on the etiology, diagnosis and current treatment Modalities. *Eur. Endod. J*. 2020;5(2):54.
64. Friedman S. Prognosis of initial endodontic therapy. *Endod Topics*. 2002;2(1):59-88.
65. 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.
66. 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.
67. Friedman S, Komorowski R, Maillet W, Klimaite R, Nguyen HQ, Torneck CD. In vivo resistance of coronally induced bacterial ingress by an experimental glass ionomer cement root canal sealer. *J. Endod*. 2000;26(1):1-5.
68. Magne P, Carvalho A, Bruzi G, Anderson R, Maia H, Giannini M. Influence of no-ferrule and no-post buildup design on the fatigue resistance of endodontically treated molars restored with resin nanoceramic CAD/CAM crowns. *Oper. Dent*. 2014;39(6):595-602.
69. Papa J, Cain C, Messer H. Moisture content of vital vs endodontically treated teeth. *Dent Traumatol*. 1994;10(2):91-3.
70. Cheung GS. Survival of first-time nonsurgical root canal treatment performed in a dental teaching hospital. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2002;93(5):596-604.
71. Summitt J, Robbins J, Schwartz R. Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach, Chicago, Quintessence; 2001;287.
72. Pissis P. Fabrication of a metal-free ceramic restoration utilizing the monobloc technique. *Practical periodontics and aesthetic dentistry: PPAD*. 1995;7(5):83-94.

73. El-Damanhoury HM, Haj-Ali RN, Platt JA. Fracture resistance and microleakage of endocrowns utilizing three CAD-CAM blocks. *Oper. Dent.* 2015;40(2):201-10.
74. Martinez-Insua A, Da Silva L, Rilo B, Santana U. Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core. *J. Prosthodont.* 1998;80(5):527-32.
75. Saunders W, Saunders E. Coronal leakage as a cause of failure in root-canal therapy: a review. *Dent Traumatol.* 1994;10(3):105-8.
76. Abduljabbar T, Sherfudhin H, AlSaleh S, Al-Helal AA, Al-Orini SS, Al-Aql NA. Fracture resistance of three post and core systems in endodontically treated teeth restored with all-ceramic crowns. *Saudi Dent J.* 2012;3(1):33-8.
77. Ricketts D, Tait C, Higgins A. Tooth preparation for post-retained restorations. *Br. Dent.* 2005;198(8):463-71.
78. Aydemir M, Bağlar S. Post-Kor Sistemlerinin Güncel Sınıflandırılması. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci.* 2019;25(3):319-33.
79. Stankiewicz N, Wilson P. The ferrule effect: a literature review. *Int. Endod. J.* 2002;35(7):575-81.
80. Gutmann JL. Preparation of endodontically treated teeth to receive a post-core restoration. *J. Prosthodont.* 1977;38(4):413-9.
81. Kaplowitz GJ. Evaluation of gutta-percha solvents. *J. Endod.* 1990;16(11):539-40.
82. <https://www.kerrdental.com/kerr-endodontics/gates-glidden-drills-access>. (04.10.2022)
83. <https://www.tugradisdeposu.com/urun/pees-piezo-reamers-drill>. (04.10.2022)
84. Mattison GD, Delivanis PD, Thacker Jr RW, Hassell KJ. Effect of post preparation on the apical seal. *J. Prosthodont.* 1984;51(6):785-9.
85. Robbins JW. Guidelines for the restoration of endodontically treated teeth. *JADA.* 1990;120(5):558-66.
86. Standlee J, Caputo A, Hanson E. Retention of endodontic dowels: effects of cement, dowel length, diameter, and design. *J. Prosthodont.* 1978;39(4):400-5.
87. Morgano SM, Brackett SE. Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. *J. Prosthodont.* 1999;82(6):643-57.

88. Alaçam T, Nalbant L, Alaçam A, Alaçam T, Nalbant L, Alaçam L. İleri restorasyon teknikleri. Ankara: Polat Yayınları, 1998.
89. Rosenstiel SF, Land MF, Walter R. Contemporary fixed prosthodontics Elsevier Sci. 2022.
90. Aşçı SK. Endodonti. 1th ed. İstanbul: Quintessence, 2014;513-9 p.
91. Gelfand M. A preliminary comparative study of the retentive properties of four post and core systems in etched preparations. JCDA. 1992;58(8):665-6, 9.
92. Barker B. The restoration of non-vital teeth with crowns. Aust. Dent. J. 1963;8(3):191-200.
93. Alaçam T, Aydın M, Tınaz C, Ömürlü H, Can H, Uzel İ. Endodonti. 2 ed. Ankara: Özyurt Matbaacılık, 2012;1077-80 p.
94. Altıncı P, Kiremitçi A, Endodontik tedavili dişlerin restorasyonu. Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Derg (Clin. Dent. Rev.). 2007;31(3):102-13.
95. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. J. Dent. 1999;27(4):275-8.
96. Korkmaz T, Nalbant L. Zirkonyum seramik post uygulaması. Cumhuriyet Üniv Dişhek Fak Derg. 1998;1(1).
97. Ferrari M, Scotti R. Fiber posts: characteristics and clinical applications. Roma: Ed Masson. 2002;12(4):1-5.
98. 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.
99. Meyenberg KH, Lüthy H, Schärer P. Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. J Esthet Restor Dent. 1995;7(2):73-80.
100. Edelhoff D, Sorensen J. Retention of selected core materials to zirconia posts. Oper. Dent. 2002;27(5):455-61.
101. Özkurt Z, Iseri U, Kazazoglu E. Zirconia ceramic post systems: a literature review and a case report. Dent. Mater. J. 2010;1005080008-.
102. Morgano SM, Rodrigues AH, Sabrosa CE. Restoration of endodontically treated teeth. Dent. Clin. 2004;48(2):397-416.
103. Lee J-H. Fabricating a custom zirconia post-and-core without a post-and-core pattern or a scan post. J. Prosthodont. 2018;120(2):186-9.
104. Ferrari M, Mannocci F, Vichi A, Cagidiaco MC, Mjör IA. Bonding to root canal: structural characteristics of the substrate. Am. J. Dent. 2000;13(5):255-60.

105. Drummond JL. In vitro evaluation of endodontic posts. *Am J Dent.* 2000;13:5-8.
106. Boudrias P, Sakkal S, Petrova Y. Anatomical post design meets quartz fiber technology: rationale and case report. *Compend. Contin. Educ. Dent.* 2001;22(4):337-44
107. Galhano GÁ, Valandro LF, De Melo RM, Scotti R, Bottino MA. Evaluation of the flexural strength of carbon fiber-, quartz fiber-, and glass fiber-based posts. *J. Endod.* 2005;31(3):209-11.
108. 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. Prosthodont.* 1998;80(2):151-7.
109. Lassila LV, Tanner J, Le Bell A-M, Narva K, Vallittu PK. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. *Dent Mater.* 2004;20(1):29-36.
110. Soares CJ, Mitsui F, Neto FH, Marchi GM, Martins L. Radiodensity evaluation of seven root post systems. *Am. J. Dent.* 2005;18(1):57-60.
111. Eskitaşcıoğlu 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.
112. Uzun G, Keyf F, Geleneksel post-core sistemlerine bir alternatif: polietilen fiber post. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Derg (Clin. Dent. Rev.).* 2007;31(2):43-8.
113. Karna JC. A fiber composite laminate endodontic post and core. *American journal of dentistry.* 1996;9(5):230-2.
114. Miller T. A new material for periodontal splinting and orthodontic retention. *Compendium.* 1993;14(6):800.
115. Freedman G. The carbon fibre post: metal-free, post-endodontic rehabilitation. *OH.* 1996;86(2):23-30.
116. Bilgin MS, Öztürk AN. Estetik post sistemleri. *SÜ Dişhek Fak Der.* 2008;17:243-5.
117. Bateman G, Ricketts D, Saunders W. Fibre-based post systems: a review. *Br. Dent. J.* 2003;195(1):43-8.
118. Wilson AD. A new translucent cement for dentistry: the glass-ionomer cement. *Br Dent J.* 1972;132:133-5.

119. Kaya DT, Tirali YDDRE, Cam iyonomer simanlardaki gelişmeler. J Dent Fac Ataturk Univ. 2013;23.
120. Christensen GJ. Posts: necessary or unnecessary?. JADA. 1996;127(10):1522-6.
121. Hume W, Mount G. In vitro studies on the potential for pulpal cytotoxicity of glass-ionomer cements. J. Dent. Res. 1988;67(6):915-8.
122. Lacefield W, Reindl M, Retief D, Tensile bond strength of a glass-ionomer cement. J. Prosthodont. 1985;53(2):194-8.
123. 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.
124. Kurtoğlu C. Geleneksel ve adeziv dental simanlar hakkında bir derleme çalışması. J Dent Fac Ataturk Univ. 2012;2012(2):205-16.
125. Inoue S, Abe Y, Yoshida Y, De Munck J, Sano H, Suzuki K. Effect of conditioner on bond strength of glass-ionomer adhesive to dentin/enamel with and without smear layer interposition. Oper Dent. 2004;29(6):685-92.
126. O'brien WJ. Dental materials and their selection, 2002. Quintessence. 2002.
127. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. J. Prosthodont. 1999;81(2):135-41.
128. Caughman WF, Caughman GB, Dominy WT, Schuster GS. Glass ionomer and composite resin cements: effects on oral cells. J. Prosthodont. 1990;63(5):513-21.
129. Önal B. Restoratif diş hekimliğinde maddeler ve uygulamaları, 1. baskı. İzmir: Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, 2004;227-65.
130. Smith RT, Shivapuja PK. The evaluation of dual cement resins in orthodontic bonding. AJODO. 1993;103(5):448-51.
131. Brännström M, Nyborg H. Comparison of pulpal effect of two liners. Acta Odontologica Scandinavica. 1969;27(5):443-51.
132. Stamatacos C, Simon JF. Cementation of indirect restorations: an overview of resin cements. Compend. Contin. Educ. Dent. 2013;34(1):42-4, 6.
133. Jivraj SA, Kim TH, Donovan TE. Selection of luting agents, part 1. J Calif Dent Assoc. 2006;34(2).
134. Makkar S, Malhotra N. Self-adhesive resin cements: a new perspective in luting technology. Dental update. 2013;40(9):758-68.
135. Türk AG, Ulusoy M, Önal B. İndirekt restorasyonlarda kullanılan kompozit rezin simanlar. Ege üniv. diş hekim. fak. derg. 2014;35(2):1-8.

136. De Munck JD, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J. Dent. Res.* 2005;84(2):118-32.
137. Santos Jr GC, Santos MJMC, Rizkalla AS. Adhesive cementation of etchable ceramic esthetic restorations. *JCDA.* 2009;75(5).
138. Reis A, Pellizzaro A, Dal-Bianco K, Gomes O, Patzlaff R, Loguercio AD. Impact of adhesive application to wet and dry dentin on long-term resin-dentin bond strengths. *Oper Dent.* 2007;32(4):380-7.
139. Cheong C, King N, Pashley DH, Ferrari M, Toledano M, Tay F. Incompatibility of self-etch adhesives with chemical/dual-cured composites: Two-step vs one-step systems. *Oper Dent.* 2003;28(6):747-55.
140. Boff LL, Grossi ML, Burneff Jr LH, Shinkai RSA. Effect of the activation mode of post adhesive cementation on push-out bond strength to root canal dentin. *Quintessence Int.* 2007;38(5).
141. da Silva MP, Barceleiro MO, Dias K, Zanin F. Shear bond strength of two adhesive systems bonded to Er: YAG laser-prepared dentin. *Gen. Dent.* 2011;59(3):e96-100.
142. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. *J Adhes Dent.* 2008;10(4).
143. Parlar ÖZ Ö, Seçilmiş A, Aydın C. Adezyon ve rezin simanlar. *ADO Klinik Bilimler Dergisi.* 2013;7(1):1441-7.
144. Akın E. Diş hekimliğinde Porselen. 3. Baskı. İstanbul: İstanbul Üniversitesi Yayınları, 1999.
145. Aidsman IK. Glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent.* 1977;38(1):66-109.
146. Fuzzr M, Rappelli G. Ceramic inlays: clinical assessment and survival rate. *J Adhes Dent.* 1999;1(1).
147. Jones DW. Development of dental ceramics an historical perspective. *Dent. Clin. N. Am.* 1985;29(4):621-44.
148. Crispin BJ. Contemporary esthetic dentistry: practice fundamentals: Quintessence Publishing (IL); 1994.
149. Tural Z, Yamaner İŞ, Tuncer E. Dental seramiklerin tarihsel gelişimi *J Dent Fac Ataturk Univ.* 2015;25:157-66.

150. Daftary F, Donovan T. Effect of four pretreatment techniques on porcelain-to-metal bond strength. *J. Prosthodont.* 1986;56(5):535-9.
151. Yavuzylmaz H. Metal destekli estetik (veneer-kaplama) kronlar. 1. baskı. Ankara: Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basımevi. 1996;2-15.
152. Khajotia S, Mackert Jr J, Twiggs S, Russell C, Williams A. Elimination, via high-rate laser dilatometry, of structural relaxation during thermal expansion measurement of dental porcelains. *Dent Mater.* 1999;15(6):390-6.
153. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy A, Aksu M. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. 1 ed. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi; 1993.
154. Craig RG. Restorative dental materials. 1989.
155. Babu PJ, Alla RK, Alluri VR, Datla SR, Konakanchi A. Dental ceramics: Part I–An overview of composition, structure and properties. *Am. J. Mater. Eng. Technol.* 2015;3(1):13-8.
156. Mclean JW. The nature of dental ceramics and their clinic use. The science and art of dental ceramics Vol I. 1979:55-95.
157. Southan D. The science and art of dental ceramics. Vol. II. Bridge design and laboratory procedures in dental ceramics, by JW McLean. Wiley Online Library; 1981.
158. Sukumaran V, Bharadwaj N. Ceramics in dental applications. *Trends Biomater. Artif. Organs.* 2006;20(1):7-12.
159. Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *Int. J. Comput. Dent.* 1999;2(1):9-35.
160. Rosenblum MA, Schulman A, A review of all-ceramic restorations. *JADA.* 1997;128(3):297-307.
161. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' science of dental materials: Elsevier Sci. 2012.
162. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett S. Fundamentals of fixed prosthodontics: Quintessence Publishing Co. Chicago, IL, USA. 1997.
163. Christensen GJ. Porcelain-fused-to-metal vs. nonmetal crowns. *JADA.* 1999;130(3):409-11.
164. Roberts HW, Berzins DW, Moore BK, Charlton DG. Metal-ceramic alloys in dentistry: a review. *J Prosthodont. Implant, esthetic and reconstructive dentistry.* 2009;18(2):188-94.

165. Silver M, Klein G, Howard MC. An evaluation and comparison of porcelains fused to cast metals. J Prosthet Dent. 1960;10(6):1055-64.
166. <https://denizlilife.net/porselen-kron-nedir/>. (05. 10. 2022)
167. Yamamoto M. Metal-ceramics: principle and methods of Makoto Yamamoto: Quintessence Publishing Co. 1985.
168. Barghi N, Lorenzana RE. Optimum thicknesses of opaque and body porcelain. J Prosthet Dent. 1982;48(4):429-31.
169. Zhang Y, Kelly JR. Dental ceramics for restoration and metal veneering. Dent Clin North Am. 2017;61(4):797-819.
170. Fairhurst C, Lockwood P, Ringle R, Thompson W. The effect of glaze on porcelain strength. Dent Mater. 1992;8(3):203-7.
171. Griggs J, Thompson J, Anusavice K, Effects of flaw size and auto-glaze treatment on porcelain strength. J. Dent. Res. 1996;75(6):1414-7.
172. Natali AN. Dental biomechanics. 1st Edition. London: CRC Press; 2003.
173. Caputo AA, Standlee JP. Biomechanics in clinical dentistry: Quintessence Publishing Co. Chicago. 1987.
174. Powers JM. Craig's restorative dental materials. Mechanical properties. 2006:51-96.
175. 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.
176. Stress mechanical engineers` handbook: materials and mechanical design, volume 1. Kutz M, editors. 3th ed. New Jersey: Wiley Interscience; 1998;489-556.
177. Falakaloğlu S. Biyolojik dentin post kullanarak kök kanalının rekonstrüksiyonu: üç boyutlu sonlu elemanlar analizi. 2016.
178. Avallone EA, Baumeister III T, Sadegh A. Marks' standard handbook for mechanical engineers. 11th edition, 90th anniversary. McGraw-Hill Education; 2007.
179. Askeland DR, Phulé PP, Wright WJ, Bhattacharya D. The science and engineering of materials. 4th edition. 2003.
180. Assunção WG, Barão VAR, Tabata LF, Gomes ÉA, Delben JA, dos Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. J Craniofac Surg. 2009;20(4):1173-7.
181. Balık A. Farklı Implant Abutment Bağlantılarının Oluşturduğu Stresin Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi İle İncelenmesi. İ. Ü. Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Bitirme Tezi, 2007, İstanbul (Danışman: Prof. Dr. Haluk K).

182. Ulusoy M, Aydın K. Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları; 2003.
183. Karayazgan B. Yüz Defektlerinde Kullanılabilecek Farklı İmplant Tasarımlarının Kemikte Oluşturduğu Gerilmelerinin Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi İle Değerlendirilmesi. İ. Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2005, İstanbul (Danışman: Doç. Dr. Gülümser E).
184. Patterson EA. Digital photoelasticity: principles, practice and potential: measurements lecture. Strain. 2002;38(1):27-39.
185. Tombasco J. Photoelastic Dynamic Stress Analysis Using Synchronized Strobe Techniques. 2004.
186. Akça K, Çehreli MC, İplikçioğlu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. IJP. 2002;15(2).
187. Farah J, Craig RG, Finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. J. Dent. Res. 1974;53(4):859-66.
188. Sonugelen M, Artuç C. Ağız Protezleri ve Biyomekanik. İzmir: Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları; 2002;3-8.
189. Shetty P, Hegde A, Rai K. Finite element method—an effective research tool for dentistry. JOCPD. 2010;34(3):281-5.
190. Alnıaçık G. Farklı Seviyelerde Uygulanmış İmplantlar Üzerine Yapılan Mandibular Overdenture Protezlerin Oluşturduğu Streslerin İncelenmesi. S.Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2011, Konya (Danışman: Prof. Dr. Özgür İ).
191. Rossi AC, Freire AR, Prado FB, Asprino L, Correr-Sobrinho L, Caria PHF. Photoelastic and finite element analyses of occlusal loads in mandibular body. Anat. Res. Int. 2014.
192. Güngör M, Dünder M, Artunç C. Diş hekimliğinde gerilme analiz yöntemleri. Ege Üniv. Diş Hekim. Fak. Derg. 2005;26:107-16.
193. Yamanel K, Çağlar A, Gülsahi K, Özden UA. Effects of different ceramic and composite materials on stress distribution in inlay and onlay cavities: 3-D finite element analysis. Dent. Mater. J. 2009;28(6):661-70.
194. Ramoğlu S, Ozan O. Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. J Dent Fac Ataturk Univ. 2014;24(3).
195. Sreekha A, Bashetty K. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. Indian J Dent Res. 2010;21(3):425.

196. Ebrahimi F. Finite Element Analysis: New Trends and Developments: BoD–Books on Demand; 2012.
197. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. The role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantol.* 2000;26(2):77-81.
198. Cook S, Weinstein A, Klawitter J. Materials Science: A three-dimensional finite element analysis of a porous rooted co-cr-mo alloy dental implant. *J. Dent. Res.* 1982;61(1):25-9.
199. Cesur Y. Farklı Kök Kanal Preparasyon Şekillerinin Düz ve Eğimli Köklere Sahip Mandibular Molar Dişlerin Stres Dağılımı Üzerindeki Etkisi: Sonlu Elemanlar Stres Analizi. H.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi, Uzmanlık Bitirme Tezi, 2019, Ankara (Danışman: Prof Dr. Ahmet S).
200. Mohammed S, Desai H. Basic concepts of finite element analysis and its applications in dentistry: an overview. *J. Oral Hyg. Health.* 2014;1-5.
201. González-Lluch C, Pérez-González A, Sancho-Bru JL, Rodríguez-Cervantes P-J. Mechanical performance of endodontic restorations with prefabricated posts: sensitivity analysis of parameters with a 3D finite element model. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering.* 2014;17(10):1108-18.
202. 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.
203. Frough Reyhani M, Yavari H, Ghasemi N, Rahimi S, Soroush Barhaghi MH, Mokhtari H. Comparing the Coronal Seal of Different Thicknesses of MTA with Gutta-Percha after Post Space Preparation. *Sci. World J.* 2015;2015:708639.
204. 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*. *BJM.* 2009;40:174-9.
205. Juloski J, Radovic I, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Ferrule effect: a literature review. *J. Endod.* 2012;38(1):11-9.
206. 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.
207. George MG, Romanyk DL, George A, Li Y, Heo G, Major PW. Comparison of third-order torque simulation with and without a periodontal ligament simulant. *AJODO.* 2015;148(3):431-9.

208. Perillo L, Sorrentino R, Apicella D, Quaranta A, Gherlone E, Zarone F. 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.
209. Sorrentino R, Aversa R, Ferro V, Auriemma T, Zarone F, Ferrari M. Three-dimensional finite element analysis of strain and stress distributions in endodontically treated maxillary central incisors restored with different post, core and crown materials. *Dent Mater.* 2007;23(8):983-93.
210. 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.
211. 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.
212. 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.
213. 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.
214. Cervino G, Romeo U, Lauritano F, Bramanti E, Fiorillo L, D'Amico C, Fem and von mises analysis of OSSTEM® dental implant structural components: Evaluation of different direction dynamic loads. *Open Dent. J.* 2018;12:219.
215. Poiate IA, Vasconcellos AB, Mori M, Poiate Jr E. 2D and 3D finite element analysis of central incisor generated by computerized tomography. *Comput. Methods Programs Biomed.* 2011;104(2):292-9.
216. 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. *JCDR.* 2016;10(9):ZC52.
217. Tibúrcio-Machado C, Michelon C, Zanatta F, Gomes MS, Marin JA, Bier CA. The global prevalence of apical periodontitis: a systematic review and meta-analysis. *Int. Endod. J.* 2021;54(5):712-35.
218. Ramachandran Nair P. Non-microbial etiology: periapical cysts sustain post-treatment apical periodontitis. *Endodontic topics.* 2003;6(1):96-113.

219. Nazaraliyeva A. Aşırı Madde Kaybı Olan Kanal Tedavili Dişlerde Endokron ve Tam Porselen Kron Restorasyonlarının Etkililiğinin Prospektif Olarak Değerlendirilmesi. H.Ü. Uzmanlık Bitirme Tezi, 2021, Ankara (Danışman: Ahmet Atilla E).
220. Bayram E, Hakan E. Endodontik Tedavisi yapılmış geniş periapikal lezyonlu dişlerin uzun dönem radyografik takibi: 2 olgu sunumu. J Dent Fac Ataturk Univ. 25;39-43.
221. Gomes AC, Nejaim Y, Silva AI, Haiter-Neto F, Cohenca N, Zaia AA. Influence of endodontic treatment and coronal restoration on status of periapical tissues: a cone-beam computed tomographic study. J. Endod. 2015;41(10):1614-8.
222. Çakıcı EB, Çakıcı F. Periapikal sağlık üzerine koronal restorasyonun kalitesine karşı kök kanal tedavisinin kalitesinin etkisi: sistematik derleme ve meta-analiz. Acta Odontol. Turc. 2022;39(1):1-9.
223. Scotti N, Forniglia A, Tempesta RM, Comba A, Saratti CM, Pasqualini D. Effects of fiber-glass-reinforced composite restorations on fracture resistance and failure mode of endodontically treated molars. J. Dent. 2016;53:82-7.
224. Faria ACL, Rodrigues RCS, de Almeida Antunes RP, de Mattos MdGC, Ribeiro RF. Endodontically treated teeth: characteristics and considerations to restore them. J. Prosthodont. Res. 2011;55(2):69-74.
225. Lazari PC, Oliveira RCND, Anchieta RB, Almeida EOD, Freitas Junior AC, Kina S. Stress distribution on dentin-cement-post interface varying root canal and glass fiber post diameters. A three-dimensional finite element analysis based on micro-CT data. J. Appl. Oral Sci. 2013;21:511-7.
226. Fransson H, Dawson V. Tooth survival after endodontic treatment. Int. Endod. J. 2022.
227. 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.
228. 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.
229. Bayındır F, Uzun A. Tam seramik kuran sistemleri. J Dent Fac Ataturk Univ. 2007;2007(2).

230. Anusavice KJ, Shen C. Rawls HR. Phillips' science of dental materials: Elsevier Sci. 2012;194-230 p.
231. Helvacioğlu KB. Endodontik tedavili dişlerde post uygulamaları. J Dent Fac Ataturk Univ. 2006.
232. Cheung W. A review of the management of endodontically treated teeth: Post, core and the final restoration. JADA. 2005;136(5):611-9.
233. Ahmetoğlu F, Şimşek N, Yıldırım G, Polat MT. Endodontik tedavili dişlerin restorasyonunda post materyalleri. J Dent Fac Ataturk Univ. 2014;24(1):153-7.
234. Goodacre CJ. Carbon fiber posts may have fewer failures than metal posts. J. Evid. Based Dent. Pract. 2010;10(1):32-4.
235. 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.
236. Soundar SJ, Suneetha T, Angelo MC, Kovoov LC. Analysis of fracture resistance of endodontically treated teeth restored with different post and core system of variable diameters: an in vitro study. J. Indian Prosthodont. Soc. 2014;14(2):144-50.
237. Al-Omiri MK, Rayyan MR, Abu-Hammad O. Stress analysis of endodontically treated teeth restored with post-retained crowns: a finite element analysis study. JADA. 2011;142(3):289-300.
238. Santini M, Wandscher V, Amaral M, Baldissara P, Valandro L. Mechanical fatigue cycling on teeth restored with fiber posts: impact of coronal grooves and diameter of glass fiber post on fracture resistance. Minerva Stomatol. 2011;60(10):485-93.
239. Balkaya MC, Birdal IS. Effect of resin-based materials on fracture resistance of endodontically treated thin-walled teeth. J. Prosthodont. 2013;109(5):296-303.
240. Dangra Z, Gandhewar M. All about dowels-a review part I. Considerations before cementation. JCDR. 2017;11(8):ZG06.
241. Kahramanoğlu E, Özyer EK, Yıldız C, Özkan YK. Fiber ve Metal Destekli Postların Klinik ve Radyolojik Olarak Değerlendirilmesi: 5 Yıllık Takip. Eur. J. Dent. 2018;2(2):40-6.
242. Güleç L, Ulusoy N. Stress Analysis of Direct Restoration Techniques for Endodontically Treated Maxillary Premolars. Cyprus J. Med. Sci. 2018;3(3):144-8.

243. Weinstein GM, Zientz MT. The Dental Reference Manual: A Daily Guide for Students and Practitioners. 1st Edition Springer; 2017.
244. Cecchin D, Farina AP, Guerreiro C, Carlini-Júnior B. Fracture resistance of roots prosthetically restored with intra-radicular posts of different lengths. *J. Oral Rehabil.* 2010;37(2):116-22.
245. Alomari Q, Barrieshi K, Al-Awadhi S. Effect of post length and diameter on remaining dentine thickness in maxillary central and lateral incisors. *Int. Endod. J.* 2011;44(10):956-66.
246. Rahimi S, Shahi S, Nezafati S, Reyhani MF, Shakouie S, Jalili L. In vitro comparison of three different lengths of remaining gutta-percha for establishment of apical seal after post-space preparation. *J. Oral Sci.* 2008;50(4):435-9.
247. Al-Ashou WMO, Al-Shamaa RM, Hassan SS. Sealing ability of various types of root canal sealers at different levels of remaining gutta percha after post space preparation at two time intervals. *J. Int. Soc. Prev. Community Dent.* 2021;11(6):721-8.
248. Kıvanç BH. Endodontik tedavili dişlerde post uygulamaları. *J Dent Fac Ataturk Univ.* 2006(Supplement 1).
249. Baba NZ, Goodacre CJ. Restoration of endodontically treated teeth: contemporary concepts and future perspectives. *Endodontic Topics.* 2014;31(1):68-83.
250. Terry DA, Swift EJ. Post-and-cores: Past to present. *Dent. Today.* 2010;29(1):132-4.
251. Juloski J, Goracci C, Rengo C, Giovannetti A, Vichi A, Vulicevic A. Enamel and dentin bond strength of new simplified adhesive materials with and without preliminary phosphoric acid-etching. *Am. J. Dent.* 2012;25(4):239.
252. Eraslan O, Aykent F, Yücel MT, Akman S. The finite element analysis of the effect of ferrule height on stress distribution at post-and-core-restored all-ceramic anterior crowns. *Clin. Oral Investig.* 2009;13:223-7.
253. Özkurt Z, Iseri U, Kazazoglu E. Zirconia ceramic post systems: a literature review and a case report. *Dent. Mater. J.* 2010;29(3):233-45.
254. 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.

255. Sakaguchi RL, Powers JM. Fundamentals of materials science. Craig's Restorative Dental Materials. Mosby, Inc. 2012;34.
256. Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. *J. Prosthodont.* 2005;94(4):321-9.
257. Memon S, Mehta S, Malik S, Nirmal N, Sharma D, Arora H. Three-dimensional finite element analysis of the stress distribution in the endodontically treated maxillary central incisor by glass fiber post and dentin post. *JIPS.* 2016;16(1):70.
258. Zhang Y, Peng M, Wang Y, Li Q. The effects of ferrule configuration on the anti-fracture ability of fiber post-restored teeth. *J. Dent.* 2015;43(1):117-25.
259. Poiate IA, Vasconcellos AB, Andueza A, Pola IR, Poiate Jr E. Three dimensional finite element analyses of oral structures by computerized tomography. *JBB.* 2008;106(6):606-9.
260. 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, Iran).* 2018;15(2):69.
261. 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. Prosthodont.* 1994;72(4):367-72.
262. Ferrari M, Cagidiaco MC, Goracci C, Vichi A, Mason PN, Radovic I. Long-term retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Am. J. Dent.* 2007;20(5):287.
263. Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E, Gotfredsen K. Bond strength of resin cement to dentin and to surface-treated posts of titanium alloy, glass fiber, and zirconia. *J Adhes Dent.* 2003;5(2).
264. Dal Piva AMDO, Tribst JPM, e Souza RODA, Borges ALS. Influence of alveolar bone loss and cement layer thickness on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary incisors: a 3-dimensional finite element analysis. *J. Endod.* 2017;43(5):791-5.
265. Egilmez F, Ergun G, Cekic-Nagas I, Vallittu PK, Lassila LV. Influence of cement thickness on the bond strength of tooth-colored posts to root dentin after thermal cycling. *Acta Odontol. Scand.* 2013;71(1):175-82.

266. Gomes ÉA, Gueleri DB, da Silva SRC, Ribeiro RF, Silva-Sousa YT. Three-dimensional finite element analysis of endodontically treated teeth with weakened radicular walls restored with different protocols. *J. Prosthodont.* 2015;114(3):383-9.
267. Çağlayan GP. Periodontal dokuların morfolojisi. Türkiye, Hacepe Yayınları. 2010.
268. 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.
269. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J. Oral Rehabil.* 2002;29(6):565-74.
270. Aktaş Ç. Genç Türk Bireylerde Yüz Boyutları İle Maksiller Anterior Diş Boyutlarının Karşılaştırılması. İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi, Uzmanlık Tezi, 2018, Malatya (Danışman: Doç. Dr. Esma B.).
271. Agarwal B, Kumar M, Alvi H, Arora V, Agarwal S. Relating central incisor to inner canthal distance-a flexible approach adaptable to different population groups. *Int J Contemp Med.* 2013;1:8-11.
272. Iqbal MK, Gartenberg J, Kratchman SI, Karabucak B, Bui B. The clinical significance and management of apical accessory canals in maxillary central incisors. *JADA.* 2005;136(3):331-5.
273. Akman S, Akman M, Eskitascioglu G, Belli S. Influence of several fibre-reinforced composite restoration techniques on cusp movement and fracture strength of molar teeth. *Int. Endod. J.* 2011;44(5):407-15.
274. Santos-Filho PCF, Veríssimo C, Raposo LHA, Pedro Yoshito Noritomi M, Martins LRM. Influence of ferrule, post system, and length on stress distribution of weakened root-filled teeth. *J. Endod.* 2014;40(11):1874-8.
275. Vafae F, Khoshhal M, Rezaei A, Sooltani F, Jalalzadeh M, Yalpaniyan A. Multiple in vitro analyses of fracture resistance in maxillary central incisors restored with fiber posts. *Iran. Endod. J.* 2010;5(3):125.
276. 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. Prosthodont.* 2010;104(6):379-88.

277. Dejak B, Młotkowski A. Finite element analysis of strength and adhesion of cast posts compared to glass fiber-reinforced composite resin posts in anterior teeth. *J. Prosthodont.* 2011;105(2):115-26.
278. 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.
279. Toksavul S, Zor M, Toman M, Güngör MA, Nergiz I, Artunç C. Analysis of dentinal stress distribution of maxillary central incisors subjected to various post-and-core applications. *Oper. Dent.* 2006;31(1):89-96.
280. 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 Korean Acad Conserv Dent.* 2009;34(4):324-32.
281. Kharboutly NA-D, Allaf M, Kanout S. Three-dimensional finite element study of endodontically treated maxillary central incisors restored using different post and crown materials. *Cureus.* 2023;15(1).
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. *J. Dent. Res.* 2021;18.
283. González-Lluch C, Rodríguez-Cervantes PJ, Sancho-Bru JI, Pérez-González A, Barjau-Escribano A, Vergara-Monedero M. Influence of material and diameter of pre-fabricated posts on maxillary central incisors restored with crown. *J. Oral Rehabil.* 2009;36(10):737-47.
284. Chen D, Wang N, Gao Y, Shao L, Deng B. A 3-dimensional finite element analysis of the restoration of the maxillary canine with a complex zirconia post system. *J. Prosthodont.* 2014;112(6):1406-15.
285. Tribst JPM, Dal Piva AMDO, de Jager N, Bottino MA, de Kok P, Kleverlaan CJ. Full-crown versus endocrown approach: a 3d-analysis of both restorations and the effect of ferrule and restoration material. *J. Prosthodont.* 2021;30(4):335-44.
286. Jang Y, Hong H-T, Roh B-D, Chun H-J. Influence of apical root resection on the biomechanical response of a single-rooted tooth: a 3-dimensional finite element analysis. *J. Endod.* 2014;40(9):1489-93.
287. Petcu C, Nitoi D, Mercut V, Tuculina MJ, Iliescu A, Croitoru CI. 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.

288. 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.
289. AlQahtani A, Albargash A, Abduljabbar T, Bahmmam F, AbGhani SM, Naseem M. Fracture resistance of maxillary lateral incisors restored with different post systems. *JBT.* 2017;7(11):1203-7.
290. Gu X, Huang J, Wang X. An experimental study on fracture resistance of metal-ceramic crowned incisors with different post-core systems. *Zhonghua kou Qiang yi xue za zhi = Zhonghua Kouqiang Yixue Zazhi = Chinese Journal of Stomatology.* 2007;42(3):169-72.
291. Pfeiffer P, Schulz A, Nergiz I, Schmage P. Yield strength of zirconia and glass fibre-reinforced posts. *J. Oral Rehabil.* 2006;33(1):70-4.
292. Dilmener FT, Sipahi C, Dalkiz M. Resistance of three new esthetic post-and-core systems to compressive loading. *J Prosthodont.* 2006;95(2):130-6.
293. Habibzadeh S, Rajati HR, Hajmiragha H, Esmailzadeh S, Kharazifard M. Fracture resistances of zirconia, cast Ni-Cr, and fiber-glass composite posts under all-ceramic crowns in endodontically treated premolars. *J Adv Prosthodont.* 2017;9(3):170-5.
294. Li Q, Xu B, Wang Y, Cai Y. Effects of auxiliary fiber posts on endodontically treated teeth with flared canals. *Oper. Dent.* 2011;36(4):380-9.
295. Newman MP, Yaman P, Dennison J, Rafter M, Billy E. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts. *J. Prosthodont.* 2003;89(4):360-7.
296. 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.
297. 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).
298. Durmuş G, Oyar P. Effects of post core materials on stress distribution in the restoration of mandibular second premolars: a finite element analysis. *J. Prosthodont.* 2014;112(3):547-54.

299. da Luz-Silva G, Vetromilla BM, Pereira-Cenci T. Influence of post type on periapical status: a prospective study in a Brazilian population. Clin. Oral Investig. 2022;1-7.
300. Topaloğlu M. Endodontik Tedavi Görmüş Dişlerde Restorasyonların Başarısı. İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi, Bitirme Tezi, 2020, İstanbul (Danışman: Prof. Dr. Mustafa D.).
301. 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. IJP. 2008;21(2).



ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı		Uyruğu	
Soyadı		Tel no	
Doğum tarihi		e-posta	

Eğitim Bilgileri

Mezun olduğu kurum		Mezuniyet yılı
Lise		
Lisans/Yüksek Lisans		
Doktora		

İş Deneyimi

Görevi	Kurum	Süre (yıl-yıl)

Yabancı Dilleri	Sınav türü	Puanı

Proje Deneyimi

Proje Adı	Destekleyen kurum	Süre (Yıl-Yıl)

Burslar-Ödüller:

Yayınlar ve Bildiriler: