



TC.

AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**APİKAL LEZYONLU DİŞLERİN DAYANAK OLDUĞU
PROTETİK RESTORASYONLARDA ÇİĞNEME KUVVETİ
ALTINDA ORTAYA ÇIKAN YAPISAL GERİLME
DAĞILIMLARININ SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE
İNCELENMESİ**

Dt. Aytan ZEYNALLI

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Prof. Dr. Ömer KIRMALI

2022-ANTALYA

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

APİKAL LEZYONLU DİŞLERİN DAYANAK OLDUĞU
PROTETİK RESTORASYONLARDA ÇİĞNEME KUVVETİ
ALTINDA ORTAYA ÇIKAN YAPISAL GERİLME
DAĞILIMLARININ SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE
İNCELENMESİ

Dt. Aytan ZEYNALLI
DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Prof. Dr. Ömer KIRMALI

Bu tez.....
tarafından proje numarası ile desteklenmiştir (Destek almış ise)

2022-ANTALYA

ONAY SAYFASI

Aytan ZEYNALLI tarafından sunulan bu çalışma jürimiz tarafından **oy birliği /oy çokluğu** ile Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir. / /

İmza

Üye: Prof. Dr. Ömer KIRMALI

.....

Üye: Prof. Dr. Alper KUşTARCI

.....

Üye: Prof. Dr. Fatih Mehmet KORKMAZ

.....

Bu tez, ... / / tarih ve / sayılı Yönetim 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 aşamalarında etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu çalışmada elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları kaynaklar listesine aldığımı beyan ederim.

Aytan ZEYNALLI

İmza

TEŞEKKÜR

Bu tez çalışmasının hazırlanmasında ve uzmanlık eğitimim boyunca kıymetli bilgi, deneyim ve katkılarını esirgemediğim benimle paylaşan ve tecrübeleri ile bana yol gösterici olan değerli danışman hocam Prof. Dr. Ömer KIRMALI'ya,

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

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan değerli hocalarım Prof. Dr. Ulviye Şebnem BÜYÜKKAPLAN'a, Doç. Dr. Mehmet Mustafa ÖZARSLAN ve Dr. Öğr. Üyesi Özlem ÜSTÜN'e

Eğitimim sürecinde klinik çalışmalarımnda yardım, bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan değerli hocalarım, abilerim Doç. Dr. Nurullah TÜRKER'e, Doç. Dr. Kubilay BARUTÇUGİL'e

Uzmanlık eğitimim boyunca beraber çalıştığım ve bana katkısı olan tüm çalışma arkadaşlarıma; hekimlere, teknisyenlere, klinik presoneline, öğrenci arkadaşlarıma,

Son olarak tüm eğitim hayatım sürecinde maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen ve beni bu günlere getiren, hiçbir zaman yalnız bırakmayan sevgili aileme; anneme, ablama ve varlığını daim kalbimde hissettiren sevgili babama

Sonsuz teşekkür ve saygılarımı sunarım...

Aytan ZEYNALLI

ÖZET

Apikal Lezyonlu Dişlerin Dayanak Olduğu Protetik Restorasyonlarda Çiğneme Kuvveti Altında Ortaya Çıkan Yapısal Gerilme Dağılımlarının Sonlu Elemanlar Analizi İle İncelenmesi

Amaç: Bu çalışmanın amacı apikalinde lezyon olan dişlerin dayanak olarak kullanıldığı durumlarda maruz kaldığı çiğneme kuvvetlerine bağlı dişlerde ve çevre dokularda oluşan yapısal gerilme dağılımlarının sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi ve sağlıklı dişlere göre kıyaslanmasıdır.

Yöntem: Farklı protetik restorasyonlara dayanak olan diş durumlarını temsil eden üç farklı SEA modeli üretildi: (a) sağlıklı mandibular premolar diş, (b) lezyonlu kanal tedavili fiber postlu tek kronlu premolar diş ve (c) üç üyeli köprüye dayanak olacak lezyonlu kanal tedavili fiber postlu premolar diş. Diş modellerinin her birine gelen oklüzal statik yükün, dişin bukkal tepe noktasının lingual eğiminde dişin uzun eksenine 45 derece açıyla 300 N değerinde uygulandı. Mevcut mandibular premolar diş literatürdeki verilere göre alveolar kemiğin ve periodontal ligamentin ortalama anatomik boyutlarına uygun olarak, destekleyici dokularla beraber oluşturulmuştur.

Bulgular: Eşdeğer gerilme değerleri Von Mises hipotezine göre hesaplanarak, modellerdeki gerilme dağılımları değerlendirilmiştir. Sağlıklı, lezyonlu tek kronlu ve köprü dayanağı olan diş modelleri olmak üzere toplam 3 farklı model senaryosu incelendiğinde; oklüzal yük uygulamaları ardından oluşan gerilmelerin tüm modellerde, benzer bölgelerde (dişin bukkal kolesi, kuvvet uygulanan kaspı, kökün servikal ve orta üçlüsünde) yoğunlaştığı görülmüştür.

Sonuç: Farklı protez dayanağı olan periapikal lezyonlu dişlerde oluşan gerilme dağılımları ve değerlerinin arasında anlamlı fark olmadığı ve biyomekanik açıdan sağlıklı diştten daha başarısız olduğu tanımlanmıştır.

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

ABSTRACT

Investigation of Structural Stress Distributions Under Chewing Force by Finite Element Analysis in Prosthetic Restorations on which Apical Lesion Teeth are Abutment

Objective: The aim of this study is to examine the structural stress distributions that occur in the teeth and surrounding tissues due to the chewing forces they are exposed to in cases where teeth with apical lesions are used as abutments, by using finite element analysis and to compare them with healthy teeth.

Methods: Three different SEA models were generated, representing the tooth conditions underlying different prosthetic restorations: (a) healthy mandibular premolar tooth, (b) single-crown premolar with lesion-treated and fiber posted and (c) lesion-treated fiber posted premolar tooth which is abutment a three-membered bridge. The occlusal static load on each of the tooth models was applied at a value of 300 N at an angle of 45 degrees to the long axis of the tooth in the lingual inclination of the buccal apex of the tooth. The existing mandibular premolar tooth was formed with supporting tissues in accordance with the average anatomical dimensions of the alveolar bone and periodontal ligament, according to the data in the literature.

Results: Equivalent stress values were calculated according to the Von Mises hypothesis, and the stress distributions in the models were evaluated. When a total of 3 different model scenarios are examined, including healthy, lesioned, single crown and bridge abutment tooth models; It was observed that the stresses formed after occlusal load applications were concentrated in similar regions (buccal margin of the tooth, force applied cusp, cervical and middle third of the root) in all models.

Conclusion: It has been defined that there is no significant difference between the stress distributions and values in teeth with periapical lesions, which have different abutments, and they are more unsuccessful than healthy teeth in terms of biomechanics.

Keywords: Teeth with lesions, fiber post, metal-supported porcelain, bridge, 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. Pulpa Hastalıkları.....	4
2.1.1. Normal Pulpa.....	4
2.1.2. Reversible Pulpitis.....	4
2.1.3. İrreversible Pulpitis.....	4
2.1.4. Aseptomatik İrreversible Pulpitis.....	5
2.1.5. Pulpa Nekrozu.....	5
2.2. Periapikal Hastalıklar.....	6
2.2.1. Akut Apikal Periodontitis.....	7
2.2.2. Kronik Apikal Periodontitis.....	7
2.2.3. Akut Apikal Apse.....	7
2.2.4. Kronik Apikal Apse.....	8
2.2.5. Condensing Osteitis.....	8
2.3. Endodontik Tedaviler.....	8
2.3.1. Endodontik Tedavi Görmüş Lezyonlu Dişlerin Takibi.....	10
2.4. Periodontal ve Radyolojik Değerlendirme.....	10
2.5. Lezyonlu Dişlerde Tedavi.....	11
2.6. Endodontik Tedavi Sonrası Restorasyonlar.....	12

2.7. Ferrule Miktarı.....	13
2.8. Endodontik Post Sistemleri.....	14
2.8.1. Post-Kor Restorasyonların Avantajları.....	14
2.8.2. Post-Kor Restorasyonların Dezavantajları.....	15
2.8.3. İdeal Post kriterleri.....	15
2.9. Postların Sınıflandırılması.....	15
2.9.1. Metal Postlar.....	16
2.9.2. Metal Olmayan Postlar.....	18
2.10. Post Boşluğunun Hazırlanması.....	26
2.11. Post Simantasyonunda Kullanılan Yapıştırıcı Ajanlar.....	27
2.11.1. Çinko Fosfat Siman.....	28
2.11.2. Polikarboksilat Siman.....	28
2.11.3. Cam İyonomer Siman.....	29
2.11.4. Resin Simanlar.....	29
2.12. Post Uygulanmış Dişlerin Restorasyonu.....	31
2.13. Sabit Bölümlü Protez Dizaynı.....	33
2.13.1. Sabit Bölümlü Protez Endikasyonları.....	35
2.13.2. Sabit Bölümlü Protez Kontrendikasyonları.....	36
2.13.3. Sabit Bölümlü Protez Avantajları.....	36
2.13.4. Sabit Bölümlü Protez Dezavantajları.....	37
2.13.5. Sabit Protezlerde Başarı.....	37
2.13.6. Sabit Protezlerde Dayanak Diş Seçimi.....	38
2.14. Sabit Protezde Kullanılan Materyaller.....	39
2.14.1. Tam Metal Sabit Protezler	39
2.14.2. Tam Seramik Protezler.....	40
2.14.3. Metal Destekli Seramik Protezler.....	42

2.15. Diş Hekimliğinde Biyomekanik.....	46
2.16. Diş Hekimliğinde Gerilme Analizi Yöntemleri.....	50
2.16.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi.....	50
2.16.2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Kuvvet Analiz Yöntemi.....	51
2.16.3. Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi.....	51
2.16.4. Holografik İnterferometri (Lazer Işınlı) ile Kuvvet Analiz Yöntemi.....	51
2.16.5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi.....	52
2.16.6. Radyotelemetri Kuvvet Analiz Yöntemi.....	52
2.16.7. SEA Yöntemi.....	52
3. GEREÇ ve YÖNTEM.....	58
3.1. Yapısal Bileşenlerin Ana Modelinin Oluşturulması.....	58
3.2. Mesh (Ağ) Modelleme.....	66
3.3. Yükleme Koşulları.....	69
3.4. Sınır Koşulları.....	70
4. BULGULAR.....	71
4.1. Sağlıklı Referans Modelde Gerilme Dağılımı.....	72
4.2. Lezyonlu Kanal Tedavili Fiber Postlu Metal Destekli Tek Kronlu Modelde Gerilme Dağılımı.....	75
4.3. Üç Üyeli Köprü Altında Dayanak Olan Lezyonlu Kanal Tedavili Fiber Postlu Modelde Gerilme Dağılımı.....	77
4.4. Tüm Modellerde Gerilme Dağılımlarının Karşılaştırılması.....	80
5. TARTIŞMA.....	90
6. SONUÇ ve ÖNERİLER.....	103
7. KAYNAKLAR.....	104
8. ÖZGEÇMİŞ.....	126

SİMGELER ve KISALTMALAR

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

Simgeler ve Kısaltmalar	Açıklama
%	Yüzde
Mm	Milimetre
nm	Nanometre
N	Newton
MPa	Megapaskal
m ²	Metrekare
mm ²	Milimetrekare
σ M	Von Mises eşdeğer gerilmesi
S	Stres
σ	Sigma
ν	Nu
°	Derece
E	Elastik modülü
PDL	Periodontal ligament
SEA	Sonlu elemanlar analizi
3B	3 boyutlu
2B	2 boyutlu
CO ₂	Karbondiyoksit
ark.	Arkadaşları
EPT	Elektrikli pulpa testi
PEEK	Poliariletereterketon
cq	Kamforokinon
TME	Temporomandibular eklem

kg-f

Kilogram-kuvvet

CAD-CAM

Computer aided design-Computer
aided manufacturing

g

Gram

cm³

Santimetreküp

mm³

Milimetreküp

m³

Metreküp

CEJ

Mine sement birleşimi



ŞEKİLLER

- Şekil 2.1.** Pulpal ve periapikal patolojiler
- Şekil 2.2.** Kök kanal tedavisi şematik gösterim
- Şekil 2.3.** PAI (Periapikal indeks)
- Şekil 2.4.** Döküm post örneği
- Şekil 2.5.** Prefabrik post örnekleri
- Şekil 2.6.** Fiber post örnekleri
- Şekil 2.7.** Monoblok yapıyı oluşturan materyaller (dentin, post, siman, kor materyali)
- Şekil 2.8.** Ribbond
- Şekil 2.9.** Everstick, Snowpost
- Şekil 2.10.** Kuartz fiber post örneği
- Şekil 2.11.** Cam fiber post örneği
- Şekil 2.12.** Zirkonyum seramik post örneği
- Şekil 2.13.** Kimyasal gutta perka çözücüleri (kloroform, ökaliptol)
- Şekil 2.14.** Post boşluğunun hazırlanmasında kullanılan aletler (Gates-Glidden, Peeso reamer)
- Şekil 2.15.** Sabit bölümlü protez
- Şekil 2.16.** Sabit bölümlü protezin elemanları
- Şekil 2.17.** Sabit bölümlü protezde konnektör kalınlığı
- Şekil 2.18.** Metal destekli köprü ve kron örnekleri
- Şekil 2.19.** Tam seramik kron ve köprü örnekleri
- Şekil 2.20.** Metal destekli seramik protez örneği
- Şekil 2.21.** Metal destekli protezlerin dezavantajları (metal alerjisi, seramik kırıkları)
- Şekil 2.22.** Çiğneme kasları
- Şekil 2.23.** Kuvvet türleri

- Şekil 2.24.** Gerilim-Gerinim grafiği
- Şekil 2.25.** Sonlu eleman analizinde uygulanan nod elemanları
- Şekil 3.1.** Sağlıklı mandibular premolar diş modeli
- Şekil 3.2.** Lezyonlu, kanal tedavili, fiber postlu tek kronlu mandibular premolar diş modeli
- Şekil 3.3.** Üç üyeli köprü dayanağı olan lezyonlu, kanal tedavili, fiber postlu mandibular premolar diş modeli
- Şekil 3.4.** Sağlıklı premolar diş modelini oluşturan katmanlar
- Şekil 3.5.** Model 2'ni oluşturan katmanlar
- Şekil 3.6.** Model 3'ü oluşturan katmanlar
- Şekil 3.7.** Sagittal kesitte, model temel bileşenlerinin gösterimi: A: Kron uzunluğu, B: Kök uzunluğu, C: Kök içindeki post uzunluğu (CEJ'den itibaren), D: Kor uzunluğu, E: Ferrule miktarı, F: CEJ'de ferrulenin dış çapı, G: Vestibulo-palatinal uzunluk (Kök orta hizasındaki), H: Vestibulo-palatinal uzunluk (CEJ), I: Koranal bölge post çapı, J: Koranal bölge post uzunluğu, K: Apikal bölge gutta-perka uzunluğu, L: Kron simanı kalınlığı, M: Post simanı kalınlığı, N: PDL kalınlığı.
- Şekil 3.8.** Skewness mesh metrik skalası
- Şekil 3.9.** Mesh metrik skalasının ortogonal kalitesi
- Şekil 3.10.** Model 1 için meshli modelde düğüm ve elemanların şematik gösterimi
- Şekil 3.11.** Tüm modeller için sagittal kesitte meshli düğüm ve elemanların şematik gösterimi (Model 1: Sağlıklı diş, Model 2: Lezyonlu, kök kanal tedavili diş, fiber postlu, kronlu diş, 3: Üç üyeli köprü protezine dayanak olan lezyonlu, kanal tedavili, fiber postlu diş)
- Şekil 3.12.** Model yer değiştirme kısıtlaması ve yük uygulaması (A:Standart yer çekimi, B: 300 N yük, C: Sabit destek)
- Şekil 4.1.** Gerilme haritası ölçeği
- Şekil 4.2.** Model 1 için gerilme dağılımları (MPa) A: Sırasıyla; bukkal, lingual, sagittal gösterim B: Sagittal kesitte koranelden apikale doğru ölçülen gerilme dağılım değerleri

- Şekil 4.3.** Model 1 için toplam deformasyon dağılımı (mm)
- Şekil 4.4.** Model 1de kortikal kemikte gerilme dağılımları
- Şekil 4.5.** Model 1de trabeküler kemikte gerilme dağılımları
- Şekil 4.6.** Model 2 için gerilme dağılımları (MPa) A: Sırasıyla; bukkal, palatinal, sagittal gösterim B: Sagittal kesitte koranelden apikale doğru ölçülen gerilme dağılım değerler
- Şekil 4.7.** Model 2 için toplam deformasyon dağılımı (mm)
- Şekil 4.8.** Model 3 için gerilme dağılımları (MPa) A: Sırasıyla; bukkal, palatinal, oklüzal, sagittal gösterim B: Sagittal kesitte koranelden apikale doğru ölçülen gerilme dağılım değerleri.
- Şekil 4.9.** Model 3 için toplam deformasyon dağılımı (mm)
- Şekil 4.10.** Sagittal kesitte tüm modeller için oluşan MPa gerilme dağılımları. (Model 1: sağlıklı diş, Model 2: lezyonlu, kanal tedavili, fiber postlu, metal destekli tek kronlu diş, Model 3: üç üyeli köprü dayanağı olan diş)
- Şekil 4.11.** Lezyonlu modellerde periapikal bölgede gerilme dağılımları
- Şekil 4.12.** Model 1’de kortikal ve trabeküler kemikte gerilme dağılımları
- Şekil 4.13.** Model 2’ de kortikal ve trabeküler kemikte gerilme dağılımları
- Şekil 4.14.** Model 3’ de kortikal ve trabeküler kemikte gerilme dağılımları
- Şekil 4.15.** Tüm modeller için sagittal kesitteki trabeküler-kortikal kemikte oluşan MPa gerilme dağılımları. Maksimum gerilmenin izlendiği bölgeler (Model 1: sağlıklı diş, Model 2: lezyonlu kanal tedavili fiber postlu diş, Model 3: üç üyeli köprü dayanağı olan lezyonlu kanal tedavilşi fiber postlu diş)
- Şekil 4.16.** Tüm modellerde görülen toplam deformasyon dağılımları
- Şekil 4.17.** Model 2 ve Model 3de fiber postta görülen gerilme dağılımları

Tablolar

Tablo 2.1.	Postların sınıflandırılması
Tablo 3.1.	Mandibular premolar diş modelinin temel boyutları
Tablo 3.2.	Modellerde bulunan sonlu eleman tipleri, mesh kaliteleri, eleman ve düğüm noktası sayıları.
Tablo 3.3.	Çalışmada kullanılan bileşenlere ait materyal özellikleri
Tablo 4.1.	Tüm modellerde diş üzerinde ve alveol kemikte oluşan maksimum Von Mises değerleri



1.GİRİŞ

Günümüz diş hekimliğinin temel amacı; hastanın çeşitli sebeplerden dolayı kaybettiği fonksiyon, fonasyon, estetik ve sağlığın tedavi edilmesidir. Birçok sektörde olduğu gibi diş hekimliğindeki gelişmelere bağlı olarak insanlarda doğal ve estetik görünümlü dişlere sahip olma isteği artmıştır. İnsanların bilinçlenmesine bağlı olarak, sorunlu dişleri kurtarmaya yönelik endodontik tedavinin popülaritesinde de artma görülmüştür. Çeşitli faktörlere bağlı olarak ileri derecede madde kaybı olan çürük, erozyonlu, abrazyonlu, travmalı dişlerde endodontik tedavi sonrası bu kaybın artması, bu tip dişlerin nasıl restore edileceğini de gündeme getirmiştir.(1) Lezyonlu dişlere yapılan kanal tedavisiyle beraber , lezyonun diş çevresindeki sert ve yumuşak dokuları nasıl etkilemesi, ve yapılan restorasyon türü de dişin prognozunu etkilemektedir.(2)

Kaybedilen dişler hastaların yaşam kalitesini etkileyen çiğneme yetenekleri ve estetik görünümlerini bozan psikolojik rahatsızlığa da neden olduğundan diş hekimlerinin uzun yıllardır uyguladığı bir tedavi yöntemi sabit protezlerdir.(3)

Günümüzde diş dokusuna benzer estetik sağlamakla beraber ağız içi kuvvetler altında uzun süre başarılı bir şekilde hizmet verebilecek materyal arayışı halen sürmektedir. Özellikle köprü restorasyonlarında dayanak dişlere gelen streslerin azaltılması ve yeterli direncin sağlanması için materyal seçimi, destek diş preparasyon geometrisi, konnektör kalınlığı da oldukça önemlidir.(4)

Protetik diş tedavisinde kullanılan materyallerin doğal diş yapısına benzer özellikte olmasıyla beraber bu özelliklerini ağız içi yükler altında uzun süre bozulmadan koruyabilmesi oldukça önemli bir faktördür. Biyouyumluluğu, mekanik özellikleri, restorasyon ağırlığı, aşınma özelliği vb. birçok özelliği diş dokusunun en iyi şekilde taklit eden materyaller protetik diş tedavisinde fonksiyon ve estetik açısından başarılı restorasyonlardır.(5)

Destek alınacak dişin vital olması tercih edilse de kanal tedavisi görmüş, apikal lezyonlu dişler de sabit protetik uygulamalarda dayanak olarak kullanılabilir. Endodontik tedavili dişlerin yeterli biyomekanik performansını sağlamak için kalan diş yapısının korunması ve restoratif materyallerin doğru seçimi gerekmektedir.(6)

Periapikal lezyonlu dişlerin kron ve köprü ile restore edilmeden önce endodontik tedavi endikasyonu vardır. Tanısal özelliği radyografide görülen periapikal kemik rezorbsiyonuna bağlı radyolüensidir. Lezyona neden olan mikroorganizmalar kanal

tedavisi ile aradan kaldırılrsa da radyografide radyolusenside tam azalma görülmez. Periapikal periodontitisde iyileşme kademeli olarak kemik rejenerasyonu ile gerçekleşir.(7) Periapikal lezyonların çoğu doğru yapılmış endodontik tedaviyle iyileşir.(8) İyileşme kanal tedavisinden sonra 6-12 ay arasında gerçekleşir. (9) İyileşmeyi beklerken koronal restorasyonun yerleştirilmesinin ertelenmesi dişlerin kırılma riskinde artmaya neden olmaktadır. Sağlam bir koronal restorasyonun yerleştirilmesi periapikal iyileşmeyi olumlu yönde etkilemektedir.(10)

Bu süre zarfında dişte aşırı madde kaybı olabilir ve dişin daha fazla tahrip olmasının koruyucu restorasyonla engellenmesi gerekebilir. Periapikal lezyonlu dişlerin çoğunda ileri derecede madde kaybı olduğundan, bu tip dişlerde koronal restorasyona retansiyon sağlamak amacıyla kök kanalından destek alınarak yapılan post-kor sistemlerinden yararlanılmaktadır.(11) Post materyali endodontik tedavi görmüş dişlerin biyomekanik performansında belirleyici rol oynar. Yeni jenerasyon ideal post sistemleri, dentine benzer estetikle beraber biyolojik olarak uyumlu, korozyona karşı dirençli, başarısızlık durumunda yüksek olasılıkla tamir edilebilir, dentine benzer elastisite modülü, termal genleşme, basınç dayanımı gibi fiziksel özelliklere sahip sistemlerdir.(12) Dentine benzer sertlik özelliğine sahip post materyallerinin, stresi azalttığı ve gelen kuvvetleri köke iyi transfer ettiği için kırılmaya karşı direnci arttırdığı bildirilmiştir.(13) Yapılan çalışmalara göre fiber postlar ve kronlarla restore edilen endodontik tedavi görmüş dişlerin hayatta kalma oranları, kronsuz restore edilen dişlere göre altı kat daha yüksekti ve on yıllık işlevden sonra %85,1'lik bir hayatta kalma oranına ulaşılmıştır.(14)

Çoğu zaman kalan dentin dokusu post yerleştirildikten sonra bir kron ya da kompozit restorasyon uygulanarak desteklenir. Bu restorasyonların bileşenleri, çiğneme gerilmelerinin homojen şekilde dağılımına olanak tanıyarak mekanik olarak güçlü bir sistem oluşturmaktadır.(15)

Protetik tedavilerde çok uzun yıllardır metal alt yapı porselenler kullanılmaktadır. Porselenler gerilme kuvvetlerine karşı dirençli materyaller değildir. Bu olumsuz özellikleri dental porselenleri bir metal alt yapı ile kullanma ihtiyacını doğurmuştur. (16) Metal destekli seramik protezlerin avantajları öngörülebilir yapısal performansları, çok yönlülükleri ve daha uygun maliyetidir. Restorasyona direnç kazandırmak için kullanılan metal altyapı, çiğneme kuvvetleri karşısında oluşabilecek porselen kırıkları önlenmektedir.(17) Kök kanal tedavisi görmüş ve kronlanmış

dişlerin biyomekanik davranışını anlamak, başarısızlığa neden olan faktörleri netleştirmek için önemli olduğundan, çeşitli araştırmalar yapılmaktadır.

Tüm faktörlerin standardizasyonu ve tek faktörün değerlendirilmesi in vivo çalışmalarda zor ve pahalıdır. Bu nedenle diş hekimliğinde deneysel biyomekanik incelemeler sıklıkla, güvenilirliği ve hesaplama kolaylığı gibi avantajlarından dolayı sonlu elemanlar analizi yöntemiyle yapılmaktadır. Bu yöntemle sadece amaçlanan faktörleri değiştirerek ve tüm diğer faktörleri sabit tutarak analizler yapılabilir.(18)

Çalışmalarda insan faktörünü ortadan kaldırmayı mümkün kılan ve malzemeleri ideal koşullarda gösterebilen tek analiz yöntemi, sonlu elemanlar analiz yöntemidir.(SEA) (19) Bu teknik, esnekliği nedeniyle diş hekimliğinden ilave mühendislik alanlarında da kullanılmaktadır.(20) Bilgisayar programları gerilme, gerinim ve deformasyonların hesaplanmasına izin vererek klinik ve biyomekanik durumlarının belirlenmesinde önemli bir rol oynar.(21)

Gerçekleştirilen literatür taramasında lezyonlu dişler protetik restorasyonlara dayanak olduğu zaman dişlerde ve çevre kemik dokuda oluşacak gerilme dağılımına dair çalışmaların nerdeyse yok denecek kadar sınırlı olduğu anlaşılmış ve bu tez çalışmasında bu konu üzerine odaklanılmıştır. Bu çalışmanın amacı; protetik restorasyonlar için dayanak olacak lezyonlu kanal tedavili dişlere uygulanan kron ve köprülerin yer aldığı sağlıklı ve lezyonlu diş bileşenlerine etki eden kuvvet sonucu ortaya çıkacak yapısal deformasyon ve gerilmeyi görerek, ileri düzey bilgisayar destekli tasarım (CAD: Computer Aided Design) ve mühendislik (CAE: Computer Aided Engineering) teknolojileri kullanılarak görsel ve sayısal veriler sunması ve tedavi protokolü belirleme aşamasında dayanak diş tercihinin eksik diş sayısına göre planlanan restorasyon için, doğru dayanak diş ile ilgili verilerin ortaya konulmasıdır.

Çalışmada 2 hipotez görüldü:

1. Lezyonlu, kanal tedavili, fiber postlu, üç üyeli köprü dayanağı olan dişte oluşan gerilme dağılımları ve değerlerinin kanal tedavili, lezyonlu, fiber postlu tek kronlu dişten farklı olmadığı,
2. Kron veya köprü ayağı olarak hazırlanan lezyonlu, kanal tedavili, fiber postlu olan dişte oluşan gerilme dağılımlarının diş ve çevre kemik dokuda ve bütün modeller kıyaslandığında lezyon üzerinde oluşan gerilme dağılımlarının her grupta farklı olmadığı hipotez edildi.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Pulpa Hastalıkları

Mikroorganizmalar, kimyasal, fiziksel etkenler ve iyatrojenik faktörlerin dişin sert dokularını etkilemesi durumunda pulpada farklı safhalarda iltihabi değişimler gözlenebilmektedir. Histopatolojik olarak incelenebilen değişimlerin klinik sınıflandırması da mevcuttur.(22) Çoğu tanı sistemleri bu 2 tip sınıflandırmanın kombinasyonunu kullanmaktadır.(23)

2.1.1. Normal Pulpa

Normal pulpa asemptomatik olmakla beraber termal ve elektriksel uyaranlara hafif ve geçici cevap vermektedir.(24) Uyaranı ortadan kaldırıncı cevap da hemen ortadan kalkar. Ağız içi perküsyon ve palpasyon testlerine cevap alınmaz. Radyografide periodontal aralığın genişliği ve lamina duranın kalınlığı normaldir. Ayrıca radyolojik olarak diş kökünde rezorbsiyon ve kalsifikasyon görülmez.(22)

Pulpanın herhangi bir uyarana karşı ilk tepkisi enflamasyon ve onun ardından görülen iltihaplanmadır. Pulpa iltihaplanmasını ifade eden en uygun terim pulpitistir; çünkü sözlüklerde -it eki, adı bağlı olduğu dokunun iltihaplanmasını göstermektedir.(25)

2.1.2. Reversible Pulpitis

Reversible pulpitis dentindeki hipersensitiviteden başlayarak pulpa bağ dokusundaki erken veya hafif bir iltihap evresine kadar olan aralığı kapsamaktadır. Gerekli tedavi uygulanırsa pulpa dokusunda iyileşme görülmektedir. Reversibl pulpitiste ağrı spontan oluşmaz, ağrıya eksternal bir uyarın neden olur. Etken ortadan kaldırılıncı pulpa normale dönmektedir. Radyografide görülen bulgular normaldir ve genel olarak perküsyona yanıt negatiftir.(26)

2.1.3. İrreversible Pulpitis

İrreversible pulpitis ise pulpanın ciddi şekilde iltihaplanmasına rağmen dişin hala canlılığını koruduğu ve değişken semptomlara sahip bir durumdur.(27) Kendiliğinden başlayan, uyarın ortadan kaldırılıncı bile ağrının devam ettiği ve eksüdatif (akut) olguların etkin olduğu bir durumdur. Ağrı reseptörlerindeki eşik sınırları aşan pulpa iç basıncı ağrı semptomlarının artmasına neden olmaktadır. Etkenin ortadan kaldırılmasına rağmen pulpa iyileşemez ve yavaş veya hızlı bir şekilde nekroz

aşamasına doğru ilerleme kaydeder.(28) Ayırıcı tanısı diş herhangi bir termal uyarı olmaksızın ve hastayı derin uykudan uyandırabilecek şiddette olabilen spontan ağrı öyküsüdür.(29)

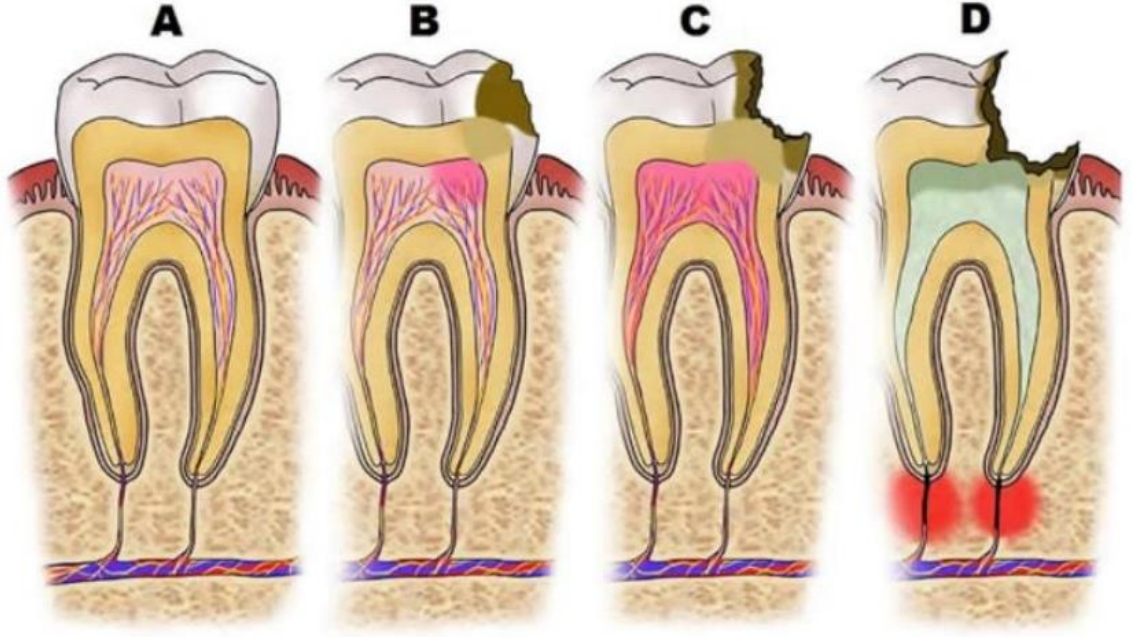
2.1.4. Aseptomatik İrreversible Pulpitis

Pulpa dokusunda enflamatuvar cevap sonrasında oluşan iltihabi eksudanın kendine kaçış yolu bulması nedeniyle bu hastalıklarda dişlerde semptom görülmemektedir. Klinik ve radyografik muayene zamanı, dişte derin çürük ve/veya restorasyon varlığı ile karakterize olunur. 2 farklı klinik görünüme sahiptir: hiperplastik pulpitis ve ülseratif pulpitis.(30) Çürük kavitesine doğru granülasyon dokusunun ilerlemesiyle karakterize olunan ve benzerlikten dolayı “kırmızı karnabahar” görünümü olan kronik pulpa iltihabı hiperplastik pulpitis olarak tanımlanır. Çürükle ekspoz olmuş pulpa dokusunun açılma noktasında ülser oluşumunun görüldüğü kronik pulpa iltihabı ise ülseratif pulpitistir.(26)

2.1.5. Pulpa Nekrozu

Bakteriler ve bakteri yan ürünleri veya travmatik yaralanmalara bağlı olarak kan dolaşımının aniden kesilmesi sonucu oluşmaktadır. Pulpa yayılma miktarına göre parsiyel veya total nekroz olup, ağrısız veya çok şiddetli ağrı, ısırma hassasiyeti ve periradiküler kaynaklı hiperoklüzyon gibi semptomlar göstermektedir.(31) Pulpa nekrozu iki histolojik yapıda görülebilmektedir: koagülasyon ve likefaksiyon nekrozu. (32)

Radyolojik olarak; normal görünümünden geniş bir çevresel radyolüsen siye kadar değişebilmektedir. İltihap dişin apeksine ilerlemezse perküsyon, palpasyon, mobilite ve şişlik gibi klinik bulgular gözlenmemektedir. Nekroz sonrası diş tedavi edilmezse gelişen bakteri istilası sonucu kanal sistemi enfekte olarak apikal periodontitis ile sonuçlanacaktır (Şekil 2.1).(33)



Şekil 2.1. Pulpal ve periapikal patolojiler (A. Normal pulpa, B. Reversible pulpitis, C. İrreversible pulpitis, D. Pulpa nekrozu ve apikal periodontitis) (34)

2.2. Periapikal Hastalıklar

Periapikal hastalıklar ağız boşluğunda görülen en yaygın enfeksiyonlardan biridir. Dişe uygun tedavi uygulanmadığında, pulpayı etkileyen bu inflamatuvar olaylar sonucunda pulpada nekroz oluşur ve enflamasyonun periapikal dokulara sızması ile dişin apikalini içeren, farklı periapikal doku hastalıkları meydana gelir. (35)

2018 yılında, Dünya Sağlık Örgütü (DSÖ) apikal periodontitisi aşağıdaki gibi sınıflamıştır:

1. Periapikal Periodontitis

1. Akut Apikal Periodontitis
2. Kronik Apikal Periodontitis

2. Periapikal Apse

1. Akut apikal apse
2. Kronik apikal apse

3. Condensing osteitis

2.2.1. Akut Apikal Periodontitis

Akut apikal periodontitis, PDL'nin lokalize akut enflamasyonu olarak tanımlanmakta olup, pulpa dokusunun travmaya, periapikal bölgedeki bakteriyel invazyona karşı gösterdiği ilk periapikal yanıttır. Herhangi bir tedavi yapılmazsa iyileşme, periapikalde apse oluşumu, fistül gelişimi, enfeksiyonun kemiğe ve yumuşak dokulara ulaşması kist oluşumu ya da kronikleşme ile sonuçlanabilir. Enfekte ve nekrotik pulpa dokusu mikroorganizmalar için uygun bir habitat oluşturmaktadır.(36) Genellikle hastalar çığneme basıncı veya perküsyona oldukça ağrılı bir yanıt verir.(37)

Travmatik oklüzyon uzun süre devam ederse, kökün her tarafında PDL kalınlığı hafifçe genişleyebilmektedir.(38) Artmış periradiküler doku iç basıncını azaltmak amacıyla pulpa acilen ekstirpe edilmeli, iritanların/etkenlerin uzaklaştırılmasını takiben soketten basınç nedeni ile hafif yükselmiş dişin oklüzyon kontrolü yapılması yöntemiyle tedavi edilmektedir.(39)

2.2.2. Kronik Apikal Periodontitis

Kronik apikal periodontitis, klinik belirti vermeden seyreden ve genellikle pulpa nekrozundan kaynaklanan bir durumdur. Nekrozdan kaynaklı ilgili dişte termal ya da elektriksel testlere yanıt alınamaz.(40) Hastalar genel olarak, kronik apikal periodontitiste semptom göstermezse de rutin radyolojik muayene sonucunda rastlantı bir bulgu olarak görülebilir. Diş, perküsyona, baskıya veya palpasyona hassas değildir ve dişte hafif mobilite görülebilir.(22) Radyografik olarak, başlangıçta sadece düzensiz lamina dura ve periodontal aralığın genişlemesi şeklinde görülebileceği gibi ilerleyen zamanlarda periapikal dokuların yıkıma uğramasıyla sınırları belirgin yoğun radyolusent alanlar görülebilmektedir.(41) Enflamatuar reaksiyonların sonucu olarak çoğunlukla diş çevreleyen kemik dokusunda yıkımlar gözlenir. Bu nedenle radyografide bu tip dişlerin periradiküler alanlarına bakıldığında geniş lezyonlar görülebilmektedir.(42)

2.2.3. Akut Apikal Aps

Periapikal apseler, periapikal lezyonların yaklaşık %2 sini oluşturmaktadır. Periapikal dokularda oluşan akut enflamasyon olup çevre dokularda ödem ve bölgede belirgin ağrı ile görülmektedir.(43) Oluşan enflamasyon sonucu püri birikimi meydana

gelir ve eksudanın drene olabilmesi durumunda semptomlar değişkenlik göstere bilir. Etiyolojik olarak kronik apikal periodontitisten ya da bakteriyel iritanların periradiküler dokulara ani çıkışından kaynaklanmaktadır.

Diş palpasyon ve perküsyona duyarlı olmakla beraber bazı sistemik etkiler (ateş, ağrı ve lökosit miktarında artış) de gösterebilir. Enflamasyonun kortikal kemiğe yayılması sonucu oluşan rezorpsiyon nedeninden, eksuda yumuşak dokulara yayılarak şişlik meydana getirebilir. Radyografide herhangi bir bulgu vermeden seyredebilmektedir. (44)

2.2.4. Kronik Apikal Apse

Drenaj yolu olan sinüs ve fistül ile karakterize olup ağrı semptomu göstermemeyen kronik apikal apse, periodontitisin ilerlemesi, akut apikal apsenin fistül yoluyla kronikleşmesi, travma görmüş dişlerde kronik apikal periodontitisin ilerlemesiyle veya iyi yapılmamış kanal tedavisinin ardından meydana gelebilmektedir. Pulpa dokusunu etkileyen mikroorganizmaların kök çevre dokularına ulaşması, bu alanda eksuda oluşuma neden olarak kronik enfeksiyon odağı meydana getirmektedir.(44) Radyografik olarak, koyu ve diffüz bir periapikal lezyon görüntüsüne sahiptir.(41) İlgili dişe uygulanan kök kanal medikamantasyonu ve çoklu seansta dolgusunu takiben, kronik apikal apse ve buna bağlı oluşan fistül de iyileşmektedir.(40)

2.2.5. Condensing Osteitis

İnatçı iritanlar kök kanalından periapikal dokulara doğru yayılarak trabeküler kemik yoğunluğunda artışın neden olduğu durumda condensing osteitis oluşur. Etiyolojik nedene bağlı olarak (pulpitis veya nekroz), asemptomatik veya ağrıyla beraber

seyrede bilmektedir. Elektriksel ve termal uyaranlara cevap alınabilir, ayrıca palpasyon ve perküsyona hassasiyet görülebilmektedir. Radyolojik olarak dişin kökü etrafında kemik densitesinde artışa bağlı diffüz ve yoğun radyopak görünümle karakterizedir. (44)

2.3 Endodontik Tedaviler

Pulpa ve periapikal dokularda oluşan hastalıkların tedavisinde muayene zamanı endodontik tedavi ihtiyacı belirlenirse vakaların büyük çoğunluğunda geleneksel kök kanal tedavisi gerçekleştirilmektedir. Kanal sistemine koronalden girişin imkansız ve zor olduğu durumlarda endodontik cerrahi işlemleri de gerekebilmektedir. Endodontik

tedavinin temel amacı, tanının doğru konulması, kök kanal sisteminin yeterli düzeyde şekillendirilmesi, dezenfekte edilmesi ve sonrasında kök kanallarının koronalden apikale mikroorganizma geçişini önleyecek, biyouyumlu bir kök kanal dolgu maddesiyle sızdırmaz bir şekilde doldurulmasıdır.(45)

Periapikal lezyonlu dişlerde; enfeksiyondan kaynaklanan kemik rezorpsiyonlarında kök ucunun etrafında radyolusent alan oluşur (lezyon). Lezyonun oluşturduğu kemik dokusu rezorpsiyonu ve granülamatöz doku oluşumuyla beraber, çok sayıda polimorfonükleer lökosit (PMN) göçü gerçekleşir. Lamina duranın kaybı, kemik yıkımı ve kök ucu radyolüsensileriyle süreç devam eder. Lezyonun endodontik kaynaklı olduğu teşhis edildiğinde, büyüklüğüne bakılmaksızın kök kanal tedavisine başlamak gereklidir. Uygun tedavi sonucunda farklı büyüklükteki lezyonlar iyileşebilmektedir.(44) Diş devital olarak ağızda fonksiyon gösterirken, periradiküler dokuların sağlığı da korunmuş olur.(46)

Kök kanal tedavisi sırasında, mikroorganizma ve toksinlerinin kök kanalından uzaklaştırılması amacıyla kanalın anatomisini bozmaksızın biyomekanik şekillendirmeler yapılmalıdır. Kök kanallarının biyomekanik olarak temizlenmesi ve şekillendirilmesi zamanı dikkat edilmesi gereken esaslar:(47)

A) Mekanik Prensipler

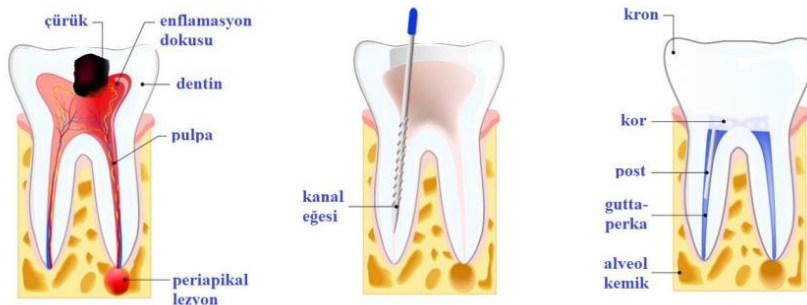
- 1-Kök kanalı koronalden apikale doğru daralan konik bir şekilde hazırlanmalıdır.
- 2 -Apikal daralım bölgesi konik formun en dar bölgesi olmalıdır.
- 3-Kök kanalının orjinal şekli ve eğimi korunmalıdır.
- 4-Apikal daralımın fizyolojik formu muhafaza edilmelidir.

B) Biyolojik Prensipler

- 1-Şekillendirme ve temizleme, fizyolojik foramenin sınırlarını geçmemelidir.
- 2-Nekrotik artıklar, pulpa dokusu ve bakteriler kök kanalından tamamiyle uzaklaştırılmalıdır.
- 3- Şekillendirme esnasında debrisler apikal foramenin ötesine itilmemelidir.
- 4-Kanalın şekillendirme ve temizleme işlemleri yarım bırakılmadan ve aşama atlamadan tek seansta tamamlanmalıdır.

Şekillendirmeden sonra en bilinen kanal dolgusu yöntemi, kanal patı ve gutta-perka kullanılmasıdır. Böylelikle kök kanalının lateral ve apikal yönde tam olarak doldurulması sağlanmaktadır.(48) (Şekil 2.2.)

Kanal tedavisi de uygulandıktan sonra olumsuz semptom ve bulgular söz konusu ise, endodontik tedavinin tekrarlanması, tedavinin uygulandığı dişe apikal cerrahi uygulanması ve hatta dişin çekimi gibi tedavi seçenekleri bulunmaktadır.(49)



Şekil 2.2: Kök kanal tedavisi şematik gösterim (50)

2.3.1. Endodontik Tedavi Görmüş Lezyonlu Dişlerin Takibi

Endodontik tedavilerin başarı kriterleri değişkenlik gösterir. Lezyonlu dişlerin radyografik ve klinik olarak asemptomatik olması başarı kriteri olabilir.(51) Endodontik tedavi ardından düzenli aralıklarla yapılan klinik ve radyografik takiplerle minimum 1 yıllık bir gözlem süreci uygulanır. İyileşmenin tamamlanmadığı durumlarda, bu sürenin uzatılması gerekmektedir.(52)

Tedavi protokollerine uygun şekilde yapılan endodontik tedavilerin başarı oranı %85-90 aralığındadır. Bu oran mevcut dişin tedavi öncesi periodontal sağlık durumuna göre değişkenlik göstermekte olup apikal lezyonu bulunan dişlerde %62'dir.(53)

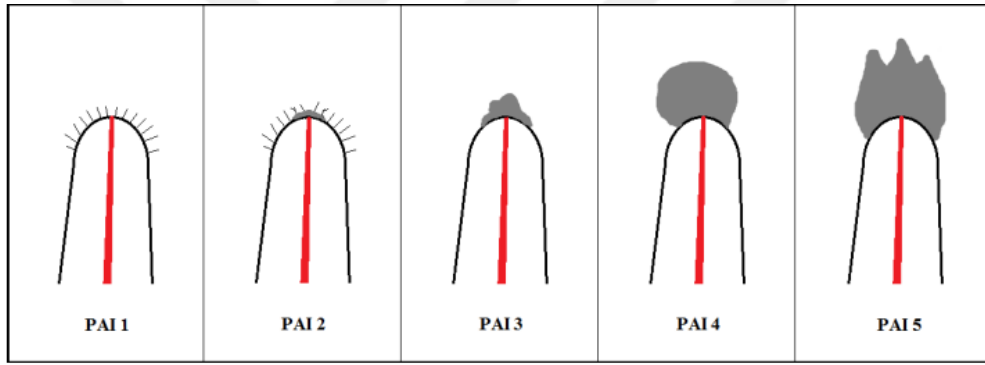
2.4. Periodontal ve Radyolojik Değerlendirme

Endodontik tedavinin tanısında, planlanmasında, çalışma boyunun saptanmasında, kanal dolgusunun kontrolünde ve tedavinin sonuçlarının takip edilmesinde radyografik görüntüleme oldukça önemlidir. Akut enflamatuvar lezyonlar klinikte belirti vere bildikleri halde, kronik apikal periodontitis çoğunlukla radyografide teşhis edilebilmektedir.(8)

Radyolojik açıdan başarılı tedavinin kriterleri; var olan radyolüsentliğin azalması, tamamen kaybolması veya yeni bir lezyonun oluşmamasıdır. Başarısızlık ise, mevcut radyolüsentliğin miktarının aynı kalması, büyümesi veya yeni bir lezyonun görülmesidir.(54)

Enfeksiyon, spongioz kemiğin trabeküler yapısını daha düzensiz bir trabeküler yapıya dönüştürerek kortikal kemiğin iç yüzeyine kadar ulaşabilir ve radyografide radyolüseni oluşturur.(55) Orstavik tarafından 1986 yılında periapikal patolojilerin tanısı ve skorlanması için sınıflama yaparak bir periapikal indeks ölçütü geliştirilmiştir. Bu indeks, günümüzde de hekimler arasında lezyonların sınıflandırılmasında kullanılmaktadır. (Şekil 2.3.)

Bu indeks (PAİ) radyograflar üzerinde apikal periodontitisi, 1'den 5'e kadar olan bir skala kullanılarak değerlendirilen bir sistem olup aşağıdaki şekildedir:



Şekil 2.3: PAI (Periapikal indeks) (56)

PAI 1: Sağlıklı-normal periapikal,

PAI 2: Demineralizasyon içeriği olmayan, kemikte oluşan küçük değişiklikler,

PAI 3: Çok az miktarda diffüz mineral kaybı içeren değişiklikler,

PAI 4: Net olarak tanımlanabilen, radyolüsensilerle izlenen apikal periodontitis,

PAI 5: Apikal periodontitisin şiddetlenerek alevlenmesi.

2.5. Lezyonlu Dişlerde Tedavi

Avrupa Endodonti Topluluğu (ESE) 2006 yönergesine uygun olarak apikal lezyonu olmayan dişlere uygulanan kök kanal tedavilerinin başarı olasılığı %92-%98 arasında değişmektedir. Apikal lezyonlu dişlere uygulanan kök kanal tedavisinin başarı oranı ise %73 ila %90 arasındadır.(52)

1996 yılında lezyonu bulunan kronik apikal periodontitisli dişler üzerinde Orstavikin yaptığı bir çalışmada 6 aylık takipte olan vakaların yarısının olumlu belirti gösterdiğini, 12 aylık takipte ise %88'ninin iyileşmesini tamamladığını göstermektedir. Günümüzde endodontide olan gelişmeler sayesinde bu oranın daha yüksek olması muhtemeldir. Lezyonların küçülerek iyileştiğini görebilmek için 6-12 aylık bir süre gerekmektedir.(8) Bu sebeplerden lezyonlu diş protez dayanağı olarak kullanılacaksa, komplikasyon riskini aza indirmek adına ve kron, köprü gibi maliyeti yüksek protetik restorasyonları uygulamazdan önce en az 1 yıllık bir takip süresinden geçirilmesi önerilir.(57)

2.6. Endodontik Tedavi Sonrası Restorasyonlar

Kök kanal tedavisi başarılı şekilde bitirilmiş bir dişin, ağızda uzun süre fonksiyon gösterebilmesi için, dişteki kayıp doku miktarıyla ilişkili olarak uygun restorasyonun yapılması gerekmektedir. Günümüzde kök kanal tedavisinin başarılı olması için; apikal sızdırmazlığın öneminin yanı sıra, koronal yönde sızdırmazlığın da önemli olduğu, birçok çalışmalarla kanıtlanmıştır. Restoratif tedavinin temel amacı, diş yapılarının korunması, kaybedilmiş dokuların onarılarak yeniden fonksiyona kazandırılmasıdır.(58)

Endodontik tedavi görmüş diş yapılacak restorasyon tipinin ve kullanılacak materyalin seçiminde değerlendirilen kriterler; endodontik tedavi sonrası geride kalan diş dokularının kırılmasının önüne geçmek, koronal sızıntı oluşumunu engelleyerek kök kanal sisteminin kontamine olmasını önlemek, fonksiyonel ve estetik gereksinimlerdir.(59)

İyi yapılmış bir kök kanal tedavisinden sonra periapikal durumla ilgili bir belirsizlik yoksa koroner restorasyonun hemen yapılması tercih edilmektedir. Periapikal iyileşmenin radyografik olarak gözlenmesi için restoratif tedavinin beklenilmesi durumunda; periodontal sorunlar, çürük, kırık durumları ve koroner sızıntılar gibi problemler ortaya çıkabilmektedir.

Torabinejad ve arkadaşları (1991) çalışmalarında kanal dolgusu yapılmış, üst restorasyonu tamamlanmamış dişlerde in vitro bakteri penetrasyonunun 19-42 günde tüm kök kanal sistemi boyunca oluştuğunu bildirmişlerdir.(39)

Eskiden kök kanal tedavisinde pulpanın çıkarılması sebebiyle dehidratasyona uğrayan dentin dokusunun dişlerin kırılmaya yatkınlığını arttığı düşünülürdü.(60) Sonradan

yapılan birçok kapsamlı çalışma sonucunda kök kanal tedavisi yapılmış dişlerin vital dişlerden daha kırılğan olmayıp dentin sertliğinde bir değişim olmadığı ve dehidratasyonun dentin yapısını zayıflatmadığı sonucuna varılmıştır.(61) Pulpası çıkarılmış dişlerin elastik modülünde ve kırılmaya karşı dayanıklılığında değişiklik olmadığı aşkarlanmıştır. Bu dişlerde kırılma insidansının yüksek olmasının çürük, travma, restoratif veya endodontik işlemler sonucu gibi nedenler olduğu ve bu nedenlerin koroner yapının zayıflattığı ortaya konulmuştur.(41)

Diğer çalışmalarda ise kanal tedavili dişlerin kırılma riskini azaltan en önemli unsurlardan biri de kasp esnekliğini azaltan kronlar olduğu gösterilmiştir. (62) Aquilino ve ark. çalışmalarında kronlanmış kanal tedavili dişlerin kronlanmayanlara göre altı kat daha güçlendiğini bildirmiştir.(14)

Kanal tedavisi yapılmış dişlerin onarılmasında uygulanan restorasyonun kalitesi; kullanılan materyalin özellikleri, restorasyon tekniği, hekimin becerisi ve çevre dokuların sağlıklı olması ile ilişkilidir.(63)

Kalan diş dokusunun miktarı belirlendikten sonra post endikasyonu konulabilmesi için büyük azı/küçük azı bölgesindeki dişlerin en az 2 duvarının, kesici/kanin bölgesinde ise en az 1 duvarının kaybedilmişmiş olması gerekmektedir. Koroner diş dokusunda %40'tan fazla kaybı olan dişlerde post uygulaması uygundur. Postun retatif ve koruyucu fonksiyonu kalan sert diş doku miktarına bağlıdır. Bu sebepten post retansiyonuna destek verecek şekilde şekillendirme yapılmalıdır.(64)

2.7. Ferrule Miktarı

Ferrule etkisi ve kavite duvarlarının korunması, endodontik tedavili dişlerin diş ve restorasyonun hayatta kalmasıyla ilgili baskın faktörlerden olup, kök ve kron yapısının bütünlüğünü oluşturmaktadır ve çiğneme zamanı gelen yüklerin periodontal bölgeye eşit bir şekilde dağılmasında olanak sağlar. Ferrule miktarı yetersiz olduğunda ise, gelen oklüzal yükler direkt posta iletiğinden kökte veya postta kırıklar meydana gelebilir. Ferrulenin yetersiz olduğu durumlarda kron boyu uzatma tedavisi uygulanmaktadır.(65) Çalışmalar zamanı yeterli ferrule etki oluşturmak için gerekli minimal duvar kalınlığının 1,5-2,5 mm olması gerektiği belirtilmiştir.(66)

2.8. Endodontik Post Sistemleri

Eskiden farklı nedenlerle ileri derecede madde kaybına uğramış dişlerde ve travma sonrası kron kısmı kırılarak kaybedilen dişlerin restorasyonunda istenilen başarı elde edilemediğinden bu tip vakalar başarısızlık olarak değerlendirilerek bu durumdaki dişlerin çekimi düşünülmüştür.(67)

Günümüzde ise dişlerde sadece kök kısmı kalmış olsa da başarılı bir endodontik tedavi sonrası, yeni geliştirilen materyallerin kullanımıyla ağızda tutulabilmesi sağlanmıştır. (68)

Endodontik tedavi görmüş dişlerin kron kısımları genellikle restorasyonlar, travma, sekonder çürükler ve açılan giriş kaviteleri nedeniyle aşırı madde kaybına uğramaktadır. Sadece restorasyon yapımı ile yeterli tutuculuk ve destek elde edilemediğinden dolayı geride kalan diş dokularının bütünlüğünü korumak ve gerekli tutuculuğu sağlamak amacıyla kök kanalından yararlanılarak değişik post sistemleri geliştirilmiştir.(69) Post, endodontik tedavili dişlerin köklerine yerleştirilen rijit, restoratif bir materyaldir.(58)

Teknolojideki gelişmeleri takiben, kaybedilen diş dokularının onarılması amacıyla çeşitli tedavi yöntemleri geliştirilmiştir. Post-kor sistemleri, kron kısmında ileri derecede madde kaybı olan, sağlıklı köklere sahip dişlerde, köklerden destek alınarak rutin olarak uygulanmaktadır.(70)

Post; Kök kanalının 2/3 kısmına kadar uzanan, destek ve retansiyonu sağlayan kısımdır. İdeal bir post, geride kalan diş dokularında stres oluşturmada gerekli retansiyonu sağlar. Kor; Restorasyonun post ile birleşen, kron-köprü uygulamasından önce üst yapıya tutuculuk sağlamak amacıyla dişe tutunan, prepare edilmiş diş formunu temsil eden kron bölümüdür. Kor, postun koronal uzantısı olarak da düşünülebilir.(71)

2.8.1. Post-Kor Restorasyonların Avantajları

- Endodontik tedavi görmüş dişlerin restorasyonu ile dayanak dişler sabit protezlerin desteklenmesinde kullanılabilir.
- Postlar, kron ve kök arasında stres iletimi için destek mekanizmasıdır.
- Post-kor yapısı final restorasyonda kullanılacak döküm alaşım miktarını azaltmaktadır.

- Post-kor restorasyonlar ile yüzey alanının artırılması, final restorasyonun retansiyonunu da artırır.
- Postlar final restorasyona retansiyon için son çözümdür. Aşırı madde kaybı olan durumlarda kalan destek diş dokusu yeterli retansiyonu sağlayamadığında post kullanımı düşünülebilir.(72)

2.8.2. Post-Kor Restorasyonların Dezavantajları

- Dişin post-kor restorasyon için uygun hale getirilmesi dişte daha fazla madde kaybına ve zayıflamasına yol açabilir.
- Postun yerleştirilmesi ilave işlem ve süre gerektirir.
- İleride tam kron gerekli olduğu durumlarda önceden simante edilen post, kor materyaline yeterli retansiyon sağlamada başarısızlığa neden olabilir ve böylece dişin yeniden restorasyonu zorlaşabilir.(73)

2.8.3. İdeal Post kriterleri

Post-kor restorasyonlarda uygun materyal ve sistemin seçilmesi tedavinin en önemli safhasıdır.

- Dentine benzer fiziksel özellikleri olması
- Dentinin az miktarda kaldırılmasıyla maksimum tutuculuk sağlayabilmesi
- Postun yerleştirilmesi ve simantasyonu aşamasında oluşan stresin minimal düzeyde olması
- Çevre dokularla estetik olarak uyumlu restorasyon yapılması
- Fonksiyonel streslerin dişin kök yüzeyine eşit olarak dağılımını sağlaması
- Kullanımının kolay, güvenli ve dayanıklı olması ideal post sistemlerinin sahip olması gereken özelliklerdir.(74)

2.9. Postların Sınıflandırılması

Aşırı harap endodontik tedavi görmüş dişlerde, üst restorasyonların yapımında kökten destek alınarak oluşturulan post-kor restorasyonlarda kullanılan postlar, güncel sınıflamada, yapılarına göre sınıflandırılmaktadır.

Tablo 2.1. Postların sınıflandırılması

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

Postlar yapılarına göre:

1. Metal postlar; (a) geleneksel döküm postlar, (b) prefabrik postlar
 2. Metal olmayan postlar; (a) fiber postlar, (b) seramik postlar, (c) yüksek performanslı polimer post sistemleri şeklinde sınıflandırılmaktadır. (Tablo 2.1) (75)
- Kullanımının kolay, güvenli ve dayanıklı olması ideal post sistemlerinin sahip olması gereken özelliklerdir. (74)

2.9.1. Metal Postlar

Geleneksel döküm postlar: Kalan sağlıklı diş dokusunun az olduğu, geniş ve düzensiz kanallı dişlerin restorasyonunda tercih edilmektedir. Daha az preparasyonla, kök kanalına daha uyumlu bir post elde edilebilmesi döküm postların en büyük avantajıdır.(41) Kanal dolgusu yapılmış ve post boşluğu hazırlanmış kök kanalının, rezin veya mum kalıp kullanılarak alınan ölçüsünden döküm yapılarak uygulanmaktadır.(58) Post-kor restorasyonlar, tamamı tek parça döküm olabileceği gibi, çok köklü dişlerde birbirine geçen kilitli bir yapı şeklinde de hazırlanabilir.(76) (Şekil 2.4.)



Şekil 2.4: Döküm post örneği (77)

Döküm postların en önemli avantajı kanalın şekline tam uyum sağlamasıdır. Dayanıklılığı oldukça yüksektir. Ancak, üzerine gelen kuvvetleri ileterek kama etkisi oluşturabilirler. Krom-kobalt, 3. ve 4. sınıf altın alaşımları ile titanyumdan hazırlanabilirler. Döküm post sistemleri, kanala tam bir uyum göstermelerinden dolayı ek bir tutuculuk unsuruna ihtiyaç duymazlar. En büyük dezavantajları elastik modüllerinin dentin ile uyumlu olmaması sonucu çiğneme kuvvetleri karşısında esneyememeleri ve bu nedenle dikey kök kırıklarına neden olabilmeleridir. Diğer dezavantajları arasında; metal alerjisi, galvanik korozyon ve estetik olmamaları gelmektedir. (48)

Prefabrik postlar: Döküm postların yapım aşamalarının uzun ve zorlu olması, araştırmacıları daha pratik uygulama olanağı sunan prefabrik postlara yöneltmiştir. Prefabrike post sistemleri, kök kanalından koronale doğru uzanarak kor materyaline destek sağlamaktadır. Günümüzde piyasada bulabileceğimiz çok sayıda farklı prefabrik post sistemi bulunmaktadır.(78) (Şekil 2.5.)



Şekil 2.5: Prefabrik post örnekleri. (77)

Prefabrik metal postlar paslanmaz çelik, nikel-krom veya titanyum alaşımlarından yapılırlar.(41) Tek seansta uygulanabilmeleri, laboratuvar işlemlerinin olmaması ve ekonomik olmaları avantajları arasındadır. En önemli dezavantajları postun kanala

uygun şekillendirilmesi yerine kanalın posta uyacak şekilde şekillendirilmesi gereğidir.(79)

Prefabrik post sistemlerinin sınıflandırılması incelendiğinde, en yaygın kullanılan prefabrik post sınıflamasının, 1987 yılında Caputo ve Standlee tarafından yapıldığı ifade edilebilir. Bu sınıflamada prefabrik postlar farklı açılardan değerlendirilmiş olup, alt gruplara ayrılmışlardır. (80) (Tablo 2.1.)

Yüzey özelliklerine göre prefabrik postlar: Aktif postlar, Pasif postlar

Post şekillerine göre prefabrik postlar: Konik postlar, Paralel kenarlı postlar

Yapım materyaline göre prefabrik postlar: Metal postlar, Seramik postlar, Fiber postlar.

Prefabrik postlar şekil ve yüzey özelliklerine göre;

- (a) konik, düz yüzeyli postlar,
 - (b) konik, yüzeyi dişli postlar,
 - (c) konik, vidalı postlar,
 - (d) paralel, düz yüzeyli postlar,
 - (e) paralel, yüzeyi dişli postlar,
 - (f) paralel vidalı postlar,
 - (g) paralel, uç bölümü konik olan postlar şeklinde,
- Ayrıca, retansiyon tipine göre ise;

- (a) pasif retansiyonlu
- (b) aktif retansiyonlu postlar şeklinde sınıflandırılmıştır.(71)

Pasif Retansiyonlu Postlar: Pasif retansiyonlu postlarda retansiyon genellikle kanal duvarı ile post arasındaki siman adezyonuna bağlıdır. Tüm döküm post sistemleri bu sınıflandırmaya dahildir.(81)

Aktif Postlar: Post yüzeyinde dentine sıkıca bağlanan yiv ve vidalar bulunduran konik ya da paralel şekilli olabilen postlardır.(82)

2.9.2. Metal Olmayan Postlar

Endodontik tedavi görmüş dişler uzun yıllar döküm ve prefabrik metal postlar kullanılarak restore edilmişlerdir. Fakat geleneksel metal postların yüksek elastiklik modülü, yetersiz retansiyon ve kök kırığı oluşturmaları gibi restorasyonun klinik başarısını düşürecek önemli dezavantajları bulunmaktadır.(83) Metal postlar seramik restorasyonlarla birlikte uygulandıklarında estetik açıdan dezavantajları vardır. Kullanılan simanın ya da tam seramik restorasyonun kalınlığı ya da opaklığındaki değişimler metalin koyu rengini restorasyonunun altından yansıtabilmektedir. Metal postların içeriğindeki bileşenlerin oluşturduğu korozyon ürünlerinin dişe komşu yumuşak dokularda birikmesi dişlerde renklenmeye de neden olabilmektedir. Estetik ve biyolojik uyuma sahip materyallere olan ihtiyacın giderek artması nedeni ile günümüzde metal olmayan post sistemleri geliştirilmiştir.(58)

Fiber Postlar

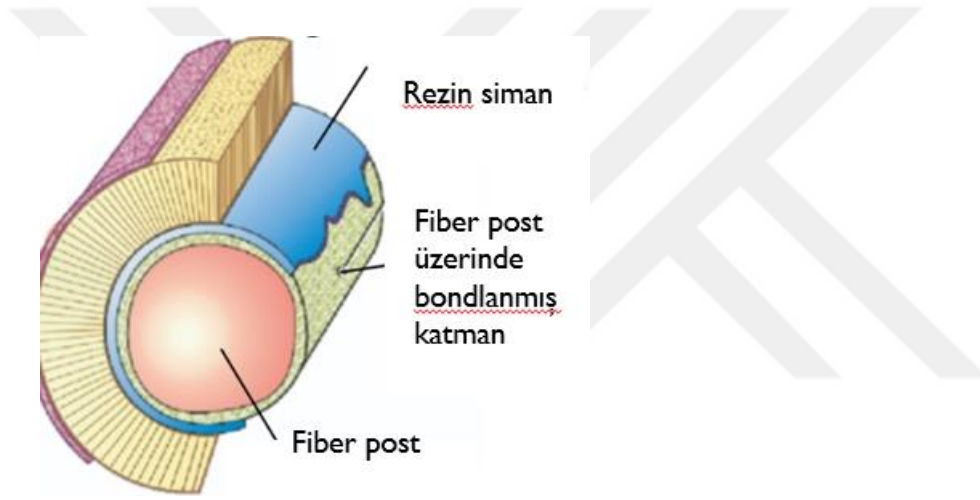
Fiber postlar, metal postlara göre daha düşük elastiklik modülüne sahip materyallerdir. Bu postlar dentine yakın rijiditesi sayesinde dentin-post ara yüzündeki stres konsantrasyonunu düşürerek kuvvetleri köke homojen olarak iletir ve kök kırığı oluşum riskini azaltır.(84)



Şekil 2.6: Fiber post örnekleri (85)

Fiber postlar, fiberlerin polimer matriks (epoksi rezin) içine gömülmesi ile oluşturulurlar. Bu postların matriks ve fiber lif bağlantılarında kullanılan bağlayıcı ajanlar silan olarak tanımlanır.(86) Yapılan laboratuvar çalışmalarında, bu tür materyal kullanılarak üretilen postların çekme dayanımlarının yüksek olduğu ve metallerle karşılaştırıldığında dentine daha yakın elastiklik modülüne sahip olduğu tespit edilmiştir. Fiber postların elastiklik modülü 20 GPa iken, dentinin elastiklik modülü 18 GPa, döküm ve prefabrike metal postların elastiklik modülü 200 GPa ve seramik postların elastiklik modülü 150 GPa'dır.(87) Metal postlar herhangi bir deformasyon

olmadan lateral kuvvetlere direnç göstererek stresi daha az rijit olan dentine iletir, bunun sonucunda kök dentininde çatlak ve kırık oluşumuna sebep olurken, fiber postların yükleme sırasında esneyip absorpsiyona izin vererek yükü post ile dentin arasında paylaştırdığı düşünülmektedir.(88) Fiber postlar, adeziv rezinle birlikte dentin yapısına bağlanma göstererek kalan diş yapısını güçlendirir. Yapının tek parça (monoblok) haline gelmesini sağlayarak kuvvetleri eşit bir şekilde dağıtır ve postun retansiyon alanını artırarak stresleri azaltır.(89) (Şekil 2.7.) Monoblok yapıyı oluşturan materyallerin (dentin, post, siman, kor materyali) benzer elastisite modülüne sahip olmaları gerekmektedir . Yüksek elastisite modülüne sahip olan postların yükleme esnasında diş ile birlikte bükülmemesine bağlı olarak kırık oluşmaktadır.(90)



Şekil 2.7: Monoblok yapıyı oluşturan materyaller (dentin, post, siman, kor materyali) (91)

Fiberle güçlendirilmiş post sistemleri; örgü tipinde (Ribbond Inc., Seattle, Washington, ABD). (Şekil 2.8.) devamlı, tek yönlü (Everstick, Snowpost, StickTech Ltd, Turku, Finland) (Şekil 2.9.) veya parçalı fiberler şeklinde olabilmektedirler. (92) Behr ve arkadaşları, fiberle güçlendirilmiş post sistemlerinin artmış dayanıklılık özelliğini üç ana yapısal özelliğe dayandırmaktadırlar. Bunlar; fiberlerin ve matriksin yapısı, yapı içerisindeki fiberlerin oryantasyonu, fiberlerin polimer matriks içerisindeki yerleşimi ve polimer matriks ile bağlantısıdır. (93)

Fiber postlar kanal duvarına siman aracılığıyla pasif olarak bağlandıklarından oluşabilecek gerilmeler en aza indirilmiştir. Bu sistemlerin kendilerine özel frezleri

olduğundan dişte daha az preparasyon gerektirir ve dolayısıyla dentin dokusu korunmuş olur.



Şekil 2.8: Ribbond (94)



Şekil 2.9: Everstick, Snowpost (95)

Piyasada farklı markalarda birçok fiber post sistemi bulunmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan fiberler 5 gruba ayrılır; cam, kuartz, karbon/grafit, polietilen ve aramid fiberlerdir. Estetik ve mekanik özelliklerinin daha başarılı olmasından dolayı cam ve polietilen fiberler en sık tercih edilen fiber tipleridir.(83)

Karbon Fiber Postlar

İlk defa 1990 yılında karbon fiber ile güçlendirilmiş fiber postlar tanıtılmış ve endodontik tedavili dişlerin restorasyonu için sert materyaller yerine, mekanik özellikleri dentine yakın olan materyaller (fiber postlar ve kompozit rezinler) tercih edilmeye başlanmıştır.(96) Bu postlar; karbon fiberlerin epoksi matriksi içinde sıralı ve paralel şekilde yerleştirilmesi ile oluşturulurlar. Elastik modülleri dentine çok yakın olduğundan dentin ile post arasında gerilme birikimi engellenir. Tasarımları ise, kayma ve bası gerilmelerini dokulara dağıtacak şekilde oluşturulmuştur. Tedavinin yenilenmesi gerektiği takdirde post kanaldan kolaylıkla çıkarılabilmektedir.(97)

Güçlendirme amacıyla kullanılan fiber materyaller arasında karbon fiberler en rijit malzemedir. Elastik modüllerinin cam fiber postlardan yaklaşık olarak üç kat fazla olduğu bilinmektedir.(98) Sitotoksik ve karsinojenik etki göstermeyen, doku ile uyumlu materyallerdir. (99) Karbon fiber post ile restore edilen dişlere gelen kuvvetler post ve kor tarafından absorbe edilmekte ve böylelikle kuvvetler geride kalan diş dokusuna iletilmemektedir. Karbon fiber postların, paslanmaz çelik postlarla

kıyaslandığında daha az dikey kök kırığına neden olduğu bildirilmiştir.(100) Radyografide radyolusent görüntü vermesi dezavantajları arasındadır. Ayrıca, direnç ve sertliği su ile teması halinde %60-70 oranında azalmaktadır.(97) Karbon fiberler koyu renkli olmaları nedeniyle tam seramik restorasyonlarla birlikte kullanımı estetik açıdan sakıncalıdır. Karbon fiber postların renklerinin siyah olması, karbon kuartz fiber postların üretilmesine neden olmuştur. Burada karbon postun etrafı kuartz ile kaplanmıştır.(101)

Kuartz Fiber Postlar

Fiberle güçlendirilmiş postlardan biri de translüsent yapıdaki kuartz fiber postlardır. İlk defa 1998 yılında geliştirilmiştir. 1999 yılından itibaren farklı şekillerde kuartz fiber postlar üretilmiştir. Kuartz, kristalize formda saf silika yapısındadır.(102) Baryum içermeleri nedeniyle radyografide kolayca izlenirler.(58) Bis-GMA esaslı rezin simanlarla kimyasal olarak uyumludurlar. Kuartz fiber post sistemlerinin en önemli avantajları uygulama sırasında kök kanalına ışığı geçirmesi ve ışıkla sertleşen rezin simanların polimerizasyonlarını artırmasıdır.(103) Yüzey alanına düşen fiber lif miktarı daha fazla olduğundan cam fiber ve zirkonya postlara kıyasla kırılma dayanımları daha fazladır.(58) Estetik restorasyonlarda altyapı olarak kullanımları uygundur.(104) (Şekil 2.10.)

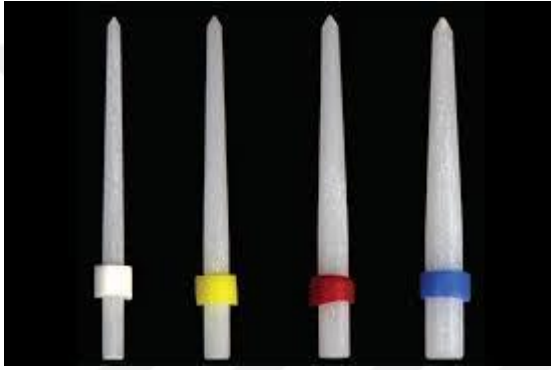


Şekil 2.10: Kuartz fiber post örneği (105)

Cam Fiber Postlar

Dişe daha yakın renkte, beyaz veya translüsent olan cam fiber destekli postlar piyasaya sürülmüştür. Elastiklik modülleri düşük olan bu postların mekanik özellikleri, karbon fiberlere kıyasla, dentine daha yakındır.(99) Rezin yapıda olmaları nedeniyle rezin simanlar ile bağlanma dayanımları yüksektir. Biyouyumlu ve

korozyona karşı dirençli materyallerdir. Ayrıca, translusent yapıda olanları ışık geçişine izin verdiğinden ön grup dişlerin tam seramik restorasyonlarında tercih edilirler.(106) Ağız boşluğu gibi nemli ortamlarda cam fiber postların uzun dönem başarısı ile ilgili faktörlerden birisi de mikrosızıntıya karşı olan stabiliteleridir.(101) Bu başarıda en önemli faktör cam fiber destekli postların elastik modülünün dentine yakın olmasıdır. Dentinin elastik modülü: 14-18 GPa, cam fiber destekli postların ise: 9-50 GPa'dır.(106) Ayrıca, uygulama sırasında uzunluk ayarlaması yapılabilmekte ve kanaldan uzaklaştırma işlemleri frezler yardımıyla rahatça gerçekleştirilebilmektedir. Dezavantajları arasında neme karşı hassas olmaları nedeniyle böyle ortamlardaki stabilizasyon problemleri sayılabilir.(103) (Şekil 2.11.)



Şekil 2.11: Cam fiber post örneği (107)

Polietilen Fiber Postlar

Polietilen fiberler diş dokularına benzer renkli, biyolojik olarak uyumlu, estetik, ışık geçirgenliği iyi ve uygulaması kolay bir materyaldir. Bu post sisteminde, plazma ile güçlendirilmiş polietilen fiber materyali olarak Ribbond (Ribbond Inc., Seattle, Washington, ABD) kullanılmaktadır.

Yüksek yorgunluk direncine sahip, erimeye karşı dirençli ve hidrofobik olmaları gibi özellikleriyle de son yıllarda sıklıkla tercih edilen fiberler arasına girmişlerdir. Fakat polietilenin polar gruplarının bulunmaması ve yüzey enerjisinin düşük olması nedeniyle, rezin ile bağlantıları zayıftır.(108) Polietilen fiberlerin yüzey enerjileri düşük, dolayısıyla ıslanabilirlikleri az olduğundan, üretim aşamasında gaz plazma uygulamasına tabi tutulurlar. Böylece adeziv rezinlerle kimyasal adezyona uygun hale getirilmiş olurlar.(109) Adezyonu arttırmanın diğer bir yolu ise güçlendirici materyalin kimyasal yapısını değiştirmek ve yüzeyini pürüzlendirmektir.(110) Diş hekimliğinde kullanılan polietilen fiber materyaller genellikle örgü şerit şeklinde üretilirler. Örgü fiberler ile yapılan postlar döküm postlara ve prefabrik metal postlara

göre daha düşük kırılma direncine sahiptir ve çok fazla kök kırığına sebep olmamaları nedeniyle daha çok tercih edilmektedir.(111) Yumuşak kıvamdayken şekillendirilebildiğinden kök kanalı ve pulpa odasına adaptasyonu sırasında sağlam diş dokusunda fazla kayba neden olunmamasını sağlar. Kanal içi düzensizlik ve andırıklara iyi adapte olduklarından, sertleştikten sonra retansiyonları yeterlidir. Polietilen fiber postlar, döküm veya prefabrik postlar gibi korozyon ürünlerine neden olmadıklarından ve diş renginde olduklarından restorasyonlarda estetik açıdan problem yaratmamaktadırlar.(112) Düşük sürtünme katsayısına sahip olup, aşınmaya karşı dirençli materyallerdir. Post ve kor yapımında, splintlemede, overdenture protezlerin güçlendirilmesi gibi alanlarda kullanılırlar.(58)

Aramid Fiber Postlar

Aramid fiberler, cam fiberden 2 kat fazla elastik modülüne sahip materyallerdir. Sarı renginden dolayı estetik bölgelerdeki kullanımı sınırlıdır.(113)

Poliamid fiberin, karbon fibere göre ıslanabilirliği fazladır ve herhangi bir ajanla muamele edilmesine gerek yoktur. Çalışmalar, aramid fiberlerin toksik özelliğinin olmadığını ve PMMA (polimetilmetakrilat) içinde kullanıldığında, PMMA'ın dayanıklılığını arttırdığını belirtmişlerdir.(114)

Seramik Postlar

Seramik sistemlerdeki gelişmeler sonucunda seramikler kanal postu olarak da tercih edilmeye başlanmıştır. Kullanımlarına başlanması ise ilk kez 20. yüzyılın sonlarındadır. Seramik postlar estetik özellikleri nedeniyle günümüzde popüler hale gelmiştir. Seramik postların en büyük avantajı dentin rengini yansıtabilmesi, biyolojik uyum göstermeleri ve galvanik korozyon göstermemeleridir.(115) Seramik kaplı postlar, estetik amaçlarla karbon fiber postların rengini maskelemek için üst yüzeylerinin beyaz zirkonyum ile kaplanmasıyla üretilmiş post sistemleridir.(116) Seramik postlar klinik ömür ve kırılma dayanıklılığı açısından döküm post ve korlarla karşılaştırılabilir sonuçlar göstermektedir.(117) Tam seramik postlar ise kendi içinde sınıflara ayrılmaktadır: Cam seramikler, Alüminyum oksitle (Al_2O_3) güçlendirilmiş seramikler, Zirkonyum oksit esaslı prefabrike postlar.

Cam Seramik Postlar: Cam seramik postlar, dökülebilir cam seramiklerden oluşur. Dayanıklılıkları az olduğu için kullanımları sınırlıdır. Özellikle lateral kuvvetler

altında yeterli direnci gösterememeleri, kullanımlarını kısıtlamıştır.(118) Sistemin en yaygın örneği Dicor (Dentsply, York, PA, ABD)'dur.

Alüminyum Oksit ile Güçlendirilmiş Seramik Postlar: Alüminyum oksitle güçlendirilmiş seramik postlar, seramiğin alüminyum oksitle güçlendirilmesi sonucu oluşur. Yapım aşamalarının uzun olması ve hassasiyet gerektirmesi nedeniyle tercih edilmemektedir.(119)

Freze Tekniği ile Elde Edilen Seramik Postlar: Kopya-freze yöntemi ile zirkonyum seramikten yararlanılarak rezin materyalinden geliştirilen post sistemleridir.(120)

Zirkonyum Seramik Postlar: Zirkonyum oksit esaslı seramik postlar ise 1980'lerin sonlarına doğru post sistemlerinde estetik ve biyolojik uyumluluğa duyulan ihtiyaçtan dolayı geliştirilmiştir. Zirkonyum oksit esaslı seramik postlar, döküm ve prefabrik olarak üretilen post sistemleridir. Prefabrik zirkonyum seramik post-kor materyali; itrium oksit ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonyum polikristallerinden oluşan bir yapıya sahiptir.(121) (Şekil 2.12.)

Zirkonyum postlar ve rezin fiber postların kırılma dirençlerinin değerlendirildiği in vitro bir çalışmada fiber postlar zirkonyum postlara göre daha yüksek kırılma direnci göstermiştir. Kırılma tipleri gruplara göre değerlendirildiğinde ise seramik postlarda özellikle kök ve post kırıkları gözlenirken, fiber postlarda sadece koronal kırıklar görülmüştür.(122) Zirkonyum postların kırılma yapısını kompanse etmek için daha kalın formda hazırlanmaları gerektiğinden daha fazla diş dokusu kaybına neden olabilmektedirler.(123) En büyük dezavantajları; diş ile kor materyaline bağlantısının zayıf olmasıdır.(124) Kırıldıklarında kökün içinde kalan parçasını kaldırmak oldukça güçtür. Tutuculuğu arttırmak için kumlama ile yüzey pürüzlendirme gibi mikroretantif işlemlerin yapılması gerekmektedir.(125)



Şekil 2.12: Zirkonyum seramik post örneği (125)

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

PEKK; yüksek performanslı polimerlerden poli-aril-eter-keton ailesine ait, keton ve eter fonksiyonel grupları ile birbirine bağlanmış aromatik polimer moleküler zincir yapısında yarı kristal bir termoplastiktir.(126)

Biyouyumluluk özelliğine ek olarak, uygun mekanik mukavemet, darbe emme yeteneği, freze ve presleme dahil olmak üzere geniş işleme kabiliyeti nedeniyle PEKK; metal ve cam seramik postlara alternatif olarak düşünülmektedir.(127)

2.10. Post Boşluğunun Hazırlanması

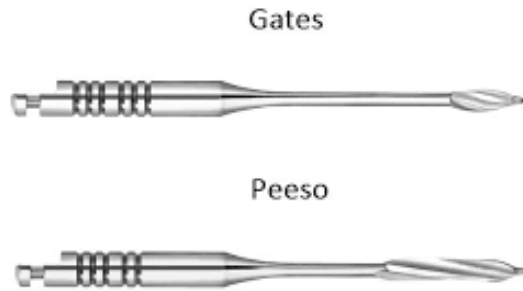
Genel görüş olarak post yuvası hazırlamak için kök kanal sistemi içerisindeki gütaperkanın kanal boyunun apikal 1/3'üne kadar olan kısmının kanaldan uzaklaştırılması gerekmektedir. Bu işlemi gerçekleştirmek için üç yöntem önerilmektedir: fiziksel, kimyasal ve kombine.(128)

Kimyasal Yöntem: Gütaperkanın uzaklaştırılmasında kloroform, ökaliptol veya ksilol gibi organik eriticilerin kullanıldığı yöntemdir. Bu eriticilerin perforasyon riskini azalttığı düşünülmektedir. Bu yöntem güvenilir olarak belirtilmesine rağmen gütaperkada boyutsal değişiklik ve periapikal dokuda irritasyon gibi dezavantajları bulunmaktadır. Ayrıca kimyasalların toksik etkisi de bu yöntemin diğer bir dezavantajıdır.(129) (Şekil 2.12.)



Şekil 2.12: Kimyasal gutta perka çözücüler (kloroform, ökaliptol) (130)

Fiziksel Yöntem: Isıtılmış sondu 2-3 mm kadar kanala yerleştirip tekrar geri çekme yöntemi veya döner aletlerle yapılır. Isıtılmış alet fazla zaman almasına rağmen döner aletlere oranla dentine daha az zarar verdiği için en güvenilir yöntem olduğu düşünülmektedir.(131) Ucu kesmeyen Gates-Glidden ve Peeso gibi frezlerle uygulanan mekanik yöntemler oldukça etkilidir. (Şekil 2.13.)



Şekil 2.13: Post boşluğunun hazırlanmasında kullanılan aletler (Gates-Glidden, Peeso reamer)

Post boşluğunun hazırlanması sırasında dişin apikal bölgesinde bırakılması gereken kanal dolgusun miktarı 4 ya da 5 mm olarak tavsiye edilmektedir.(132)

Postun kök içindeki yerleşimi kanal morfolojisine bağlıdır. Postun koronalden apikale kanal ile temasının iyi olması gerilme dağılımının homojen olmasını sağlar.(82) Post uygulama işlemleri sırasında şu kriterler göz önünde bulundurulmalıdır:

- (a) post preperasyonu sırasında diş yapısından gerekenden fazla uzaklaştırılmamalı,
- (b) kanalın apikal bölgesinde minimum 4 mm gutta-perka bırakılmalı,

(c) kullanılacak post sistemi rotasyonel kuvvetlere dirençli olacak şekilde tasarlanmış olmalı,

(d) fonksiyon sırasında kuvvetler alveolar kemik kretinde yoğunlaştığından post, kretin apikaline uzanacak şekilde yerleştirilmelidir.(133)

2.11. Post Simantasyonunda Kullanılan Yapıştırıcı Ajanlar

Retansiyonu arttırmak ve kanal boyunca bir tıkama sağlayabilmek için post sistemleri kanal içine simante edilebilirler. Aynı zamanda siman tabakası, kanal duvarı ve post arasında tampon sahası oluşturarak streslerin düzgün yayılmasını sağlar.(74) Mikrosızıntıyı önleyerek retansiyonu ve stabiliteyi sağlamak için postların simantasyonunda doğru simanı seçmek de çok önemli bir aşamadır.(134)

İdeal yapıştırıcı siman materyali;

(a) Tükruk ve ağız sıvılarında erimemelidir

(b) Diş ve çevre dokuları irrite etmemeli ve toksik olmamalıdır,

(c) Yeteri kadar basma, çekme dayanımına ve adezyona sahip olmalıdır,

(d) Optik özellikleri diş yapısıyla benzerlik göstermelidir,

(e) Mine, dentin, metal alaşımlar, porselen ve akrilik rezinlerle iyi adezyon sağlamalıdır,

(f) Kullanılmasını zor olmamalı, aletlerden kolayca uzaklaştırılabilmelidir,

(g) Sıvı haldeki siman materyali az viskoz olmalı, ince film kalınlığında ve restorasyonun yerleştirilmesine izin verecek şekilde ağız ısısında uygun çalışma zamanına sahip olmalıdır.(134)

Post yapıştırmak için klinikte yaygın olarak kullanılan simanlar çinko fosfat, çinko polikarboksilat, cam iyonomer, rezin ve rezin modifiye cam iyonomer simanlardır.

2.11.1. Çinko Fosfat Siman

Çinko fosfat siman, 1800'lü yıllarda geliştirilmiş en eski, çok bilinen ve günümüzde de hala kullanılan yapıştırma simanıdır. Toz ve likit komponentlerinden oluşur. Toz kısmında ana bileşen %2-10 magnezyum oksit eklenmiş çinko oksittir. Likit kısmı ise %45-60'lık fosforik asit çözeltisinden ibarettir.(135) Karıştırma zamanı kullanılan toz-likit oranı fiziksel özelliklerini etkilemektedir. Çinko fosfat simanların elastik modülü dentine yakın, kullanımları kolay ve maliyetleri düşüktür. Fakat, diş dokuları ile

kimyasal bağlantı oluşturmazlar, çekme dayanımları düşüktür ve sertleşme süreleri uzundur.(136)

2.11.2. Polikarboksilat Siman

Dental siman olarak ilk defa 1968’de Smith tarafından kullanılan ve diş yapısına bağlanan ilk yapıştırıcı siman olarak tanıtılmıştır. Toz ve likitten oluşur. Tozu %10 magnezyum oksit eklenmiş çinko oksitten, likit kısmı ise %30-45’lik poliakrilik asitten oluşmaktadır.(135)

Bazı ticari formlarında toz kısma kurutulmuş polimer eklenmiş ve siman hazırlamak için saf su kullanılmıştır. Polikarboksilat simanın diş dokusuna adezyonu iyi, basma dayanımı yüksek, çözünürlüğü ise düşüktür. Çalışma süresi kısa olduğundan hassas bir uygulama gerektirebilir.(137)

2.11.3. Cam İyonomer Siman

Wilson ve Kent tarafından 1972 yılında geliştirilen cam iyonomer siman en yaygın kullanılan yapıştırma simanıdır. Toz ve likitten oluşur. Toz kısmı kalsiyum flor-aliminosilikat camdan oluşmaktadır. Likit kısmı ise poliakrilik asit veya akrilik asit kopolimeridir.(138) Likitin içeriğine, çalışma zamanını ve akıcılığı arttırmak için tartarik asit de eklenmiştir.(139) Cam iyonomer simanın yapısındaki karboksilik asit grubunun, dişin yapısındaki kalsiyum ile reaksiyona girmesiyle siman ve diş arasında adezyon oluşmaktadır. Mine ve dentinle de kimyasal bağlantı oluşturur. Ancak dentin yapısındaki inorganik materyalin daha az olması sebebiyle dentine olan bağlanma kuvveti mineye olan bağlanma kuvvetinden daha düşüktür.(140)

Uzun dönem flor salımı, yüksek dayanıklılık ve sertlik, diş yapılarına kimyasal bağlanması, kolay karıştırılabilme, aside karşı direnç gibi avantajları vardır. Su kaybetmesi ya da kuruması ile siman hacmi azaldığı için, yüzeyde çatlaklar oluşabilir ve materyalin aşınmaya karşı direnci azalır. Kırılmaya karşı dayanımları düşüktür. Maksimum dayanıklılığa ulaşması için bazen birkaç hafta süre gerektiğinden, post simantasyonu için uygun bir ajan değildir.(136)

Geleneksel cam iyonomer simanlara %20 oranında rezin eklenerek rezin modifiye cam iyonomer simanlar oluşturulmuştur. Gerilme ve aşınma dirençleri artırılmış bu materyallerin, ağız sıvılarında çözünürlükleri azaltılmıştır.(141) Sertleşme sonrası

genleşme özelliğinden dolayı post simantasyonunda kullanılmaları önerilmemektedir. (142)

2.11.4. Rezin Simanlar

Karbon olmayan fiber postların elastiklik modülü (16-40 GPa), dentinin elastiklik modülüne yakındır. Bu sistemlerin rezin siman (6.8-10.8 GPa) ve kompozit rezinler (5.7-25 GPa) ile birlikte kullanımı homojen bütünlük sağlamak ve güçlü bir monoblok sistemi oluşturarak kök kırığı riskini azaltmaktadır. Geleneksel simanların çözünürlük ve adezyon eksikliği gibi dezavantajlarını gidermek amacıyla kompozit rezin simanlar geliştirilmiştir.(143)

Rezin simanlar içerikleri ve karakteristik özellikleri bakımından restoratif kompozitlere benzemektedir. Diş dokularına kimyasal olarak bağlanabilirken, birçok dental materyale de yapışabilirler. Rezin simanın mineye adezyonu, mikromekanik olarak hidroksiapatit kristallerinde ve asitlenmiş mine yüzeyinde oluşmaktadır. Dentindeki adezyon ise, hibrit tabakanın altında olan demineralize dentin ile mikromekanik olarak sağlanır.(144)

Rezin simanların diş yapısına adezyonunun iyi olması, basma ve çekme dayanıklılıklarının diğer simanlardan önemli oranda yüksek olması en büyük avantajdır. Hassas çalışma gerektirmeleri, sertleştikten sonra temizlenmelerinin zor olması ve kalın bir film tabakası oluşturmaları dezavantajları sayılabilir.(145)

Rezin simanlar polimerizasyon şekillerine göre 3'e ayrılırlar:

- 1- Kimyasal yolla polimerize olanlar (chemical-cure)
- 2- Işıklı polimerize olanlar (light-cure)
- 3- Hem kimyasal, hem de ışıklı polimerize olanlar (dual-cure)(146)

Kimyasal Olarak Polimerize Olan Rezin Simanlar

Bu simanlar genellikle baz ve katalizör olmak üzere çift pat sisteminden ibarettir. Ancak bunun dışında yine kimyasal aktivasyona dayanan sistemler de vardır.

Bunlar; Toz/likit sistemleri Pat/likit sistemleri ve kapsül sistemleridir. Kimyasal olarak polimerize olan simanların kullanım alanları; endodontik postlar, zayıf tutuculuğa sahip metal restorasyonlar ve ışığın ulaşmasının zor olduğu kalın veya opak (zirkonyum oksit içeren) tam seramik ve kompozit restorasyonlardır. Dezavantajları

renk stabilitesinin iyi olmaması, sınırlı çalışma zamanı ve karıştırmaya bağlı pörozite göstermesidir, ayrıca translusent özellik göstermezler.(147)

Işıkla Polimerize Olan Rezin Simanlar

1972 yılında ilk kez kullanıma sunulmuştur. Bu dönemlerde polimerizasyon ultraviyole ışık ile başlatılmış, ancak hasta ve hekim için zararlı olabileceğinden dolayı ultraviyole ışığından vazgeçilmiş ve yerine görünür ışık kullanılmaya başlanmıştır.

Işıkla polimerize olan rezin simanların; çeşitli renk seçenekleri, uzun çalışma süresi ve renk stabilitesi gibi avantajları nedeniyle tam seramik restorasyonların simantasyonunda kullanılmaktadır.(148)

Ortalama 420-450 nm dalga boyunda olan görünür mavi ışıkla polimerizasyon başlar. Polimerizasyon ışığa duyarlı reaksiyon başlatıcı kamforokinon veya luserinin yapısının bozulup serbest radikaller oluşması ile başlar.(149)

Dual polimerize olan rezin simanlar

Işıkla polimerize olan yapıştırma simanlarında, restorasyonun altında polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmeme olasılığından dolayı geliştirilmiş olan yapıştırma simanlarıdır. Dual polimerize olan rezin simanlar, restorasyon materyalinin opak olması nedeniyle ışığın rezine ulaşmasının zor sağlandığı kalın restorasyonların simantasyonunda, ışık geçirgenliğinin yetersiz olduğu durumlarda kullanılmaktadır. Polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmeyeceğinin düşünüldüğü her durumda kullanılması önerilmektedir.(150)

Polimerizasyon reaksiyonunun başlaması peroksit türevi bir başlatıcıyla ve amin türevi bir hızlandırıcı ile gerçekleşir. Işık reaksiyonu ile kamforokinon başlatıcısının aktivasyonu için 460 nm dalga boyunda mavi görünür ışık gereklidir. Polimerizasyon için ilave kimyasalların kullanımı zamanla renk değişikliğine neden olabilmektedir. (151) Estetik bölgelerde renk değişiminin karşısını almak ve marjinal bütünlüğü sağlamak için dual polimerize olan simanların polimerizasyonlarında mutlaka ışık kullanımı önerilmektedir.(152)

2.12. Post uygulanmış dişlerin restorasyonları

Endodontik tedavi sonrası oluşan dental doku kaybının yerine konulabilmesi için; amalgam, kompozit ve fiber ağlarla desteklenmiş kompozit restorasyonları gibi direkt

yöntemlerle beraber endo-kron, overlay, inley, onlay ve tam kron gibi indirekt restorasyonlar da kullanılmaktadır.(153) Post-kor restorasyonu uygulanmış dişlerde fonksiyon ve estetiğin sağlanması için, kor restorasyonu sonrası yapılan preparasyonlardan sonra tam kron restorasyonlar uygulanmaktadır. Tam kron restorasyonları, tam metal, metal seramik ve tam seramik restorasyonlar şeklinde uygulanabilir. Diş hekimliğinde sabit protetik tedavi, dişlerin kaybedilmesi neticesinde ortaya çıkan fonksiyon, fonasyon ve estetik kaybının tekrar geri kazanılması ve oluşabilecek psikolojik rahatsızlığın da engellenebilmesi için diş hekimlerinin uzun yıllardır uyguladığı bir tedavi yöntemidir.

Sabit protetik tedavi protokolü; tek diş restorasyonu, parsiyel diş eksikliğinin köprülerle tedavisi ve tam dişsiz vakalarda tüm diş arkının rehabilitasyonu gibi geniş yelpazede çeşitlilik gösterebilmektedir.(154) Seçilecek tedavi seçenekleri ise tedavinin muhtemel prognozu ve sağkalım süresi, beklenen faydası ve riskler, maliyeti, estetik değerlendirmeler ve hem hastanın hem de diş hekiminin kişisel tercihlerine göre ilgili geçerli bilimsel kanıtlara dayanmalıdır.

Son yıllarda diş hekimliği alanında teknolojik gelişmeler sayesinde hem dijital sistem kapsamında hem de protetik materyaller kapsamında oldukça fazla gelişme kaydedilmiştir. Sabit bölümlü protetik rehabilitasyon bir veya birden fazla kaybedilen dişin yerini alabilen ve var olan diğer doğal dayanak dişlere kalıcı olarak bağlanarak hazırlanan bir protetik uygulamadır. Bu terim, protez uzmanı olan diş hekimleri ve teknikerler arasında tercih edilen bir terim olsa da bu tür restorasyonlar genellikle 'köprü' olarak adlandırılmaktadır. Köprü protezinin günümüzdeki tanımına baksak, kaybedilen dişlerin yerini alarak fonksiyon, fonasyon ve estetik gibi önceliği olan eksikliklerin restore edilmesine olanak tanınması şeklinde ifade edilmektedir.(155) (Şekil 2.15.)



Şekil 2.15: Sabit bölümlü protez (3)

Sabit protetik tedavilerin klinik uzunömrülü olup olmaması kullanılan restoratif materyalin fiziksel özellikleri ve marjinal adaptasyon gibi önemli kriterlere bağlıdır. (156) Tam seramik restorasyonlarda yapılan tedavinin klinik başarısının uzun süreli olmasını, yapıştırma için kullanılan siman materyalinin çözünmeye karşı direncini, diş ve çevre dokuların sağlığını ve restoratif materyalin kırılma dayanımını etkileyen en önemli kriterlerden biri marjinal adaptasyondur.(157)

Meydana gelen diş kayıplarında, geride kalan doğal dişlerin birbiriyle ve çevre dokularla arasında olan ilişki bozularak yeni bir denge oluşmaktadır. Oluşan diş boşluğuna doğru yan dişlerde devrilme, karşıt arktaki antaonist dişlerde ise uzama eğilimi ortaya çıkmaktadır. Çok fazla değişikliğin olduğu arklarda ise oklüzal ilişkinin yeniden düzenlenmesi gerekmektedir.(154)

2.13. Sabit Bölümlü Protez Dizaynı

Diş destekli sabit bölümlü protezler, kayıp dişlerin yerini almak için kullanılmaktadırlar ve diş eksikliğinin olduğu bölgedeki dişlere kalıcı olarak simante edilen köprü restorasyonlarıdır.

Bu restorasyonlarda dayanak dişler veya abutment dişler olarak isimlendirilen dişler restorasyona desteklik verir, eksik doğal dişin yerini dolduran ve işlevini geri getiren gövde (pontik) konnektörün birleşimi ile restorasyonu oluşturmaktadır. (3, 158) (Şekil 2.16)



Şekil 2.16: Sabit bölümlü protezin elemanları (77)

Sabit bölümlü protezler fonksiyonel yüklenince aktarılan kuvvetler gerilime ve dolayısıyla yapı içinde gerilmeye neden olmaktadır. Gelen kuvvetlerin yönü ve

büyüklüğü, protez dizaynı, protez kalınlığı ve kullanılan materyalin kompozisyonu gibi birçok faktör, protezdeki stres dağılımını etkilemektedir.(158)

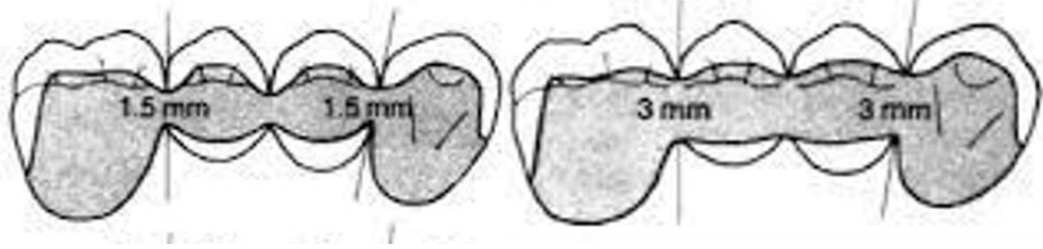
Başarılı dizayn edilmiş sabit bölümlü protezler gövdenin uzunluğu, seçilecek dayanak dişler ve bu dişlerin fazladan yük taşıyabilme güçlerine bağlıdır. Sabit bölümlü protez planlarken destek dişlerin Ante kanununa seçilmesi gerekir. Bu kanuna göre dayanak dişlerin kök yüzey alanı, eksik dişlerin kök yüzey alanına eşit veya büyük olmalıdır. (3, 158)

Diş destekli sabit bölümlü protezlerde başarılı bir uygulama için diş preparasyonu kritik aşamalardan birisidir ve yaparken dikkat edilmesi gereken hususlar, diş dokusunu korunması, tutuculuk, direnç, yapısal dayanıklılık, kenar uyumu ve periodonsiyumun korunmasıdır. Diş dokusunu korumak için gereksiz preparasyondan kaçınılmalıdır. Tutuculuk ve direnci sağlamak için, fazla konik preparasyondan kaçınılmalı, preparasyon duvarları mümkün olduğunca paralel hazırlanmalı ve dişin oklüzagingival mesafesi fazla azaltılmamalıdır. Restorasyonun yapısal dayanıklılığı için oklüzal kuvvetlere karşı koyabilecek kütleye sahip olması gerekmektedir. Fonksiyonel tüberküller non-fonksiyonel tüberküllerden daha fazla prepare edilmelidir. Periodonsiyumun korunması için basamaklar mümkün olduğunca dişeti üzerinde şekillendirilmelidir. Gövde tasarımında doldurulacak boşluğun uzunluğu, materyalin yükler karşısında vereceği tepkiyi etkilemektedir, gövde uzunluğunun artmasıyla, restorasyon üzerinde oluşacak stresler ve restorasyon materyalinde oluşacak yer değiştirmeler doğru orantılı, gövdenin kalınlığı ile ise ters orantılıdır. Uzun boşlukların restorasyonu zamanı dişe fazla yük geldiğinden restorasyon malzemesinin, dolayısıyla konnektör kalınlığının da arttırılması gerekmektedir.(3, 158)

Konnektörler sabit bölümlü protezlerin gövde ve tutucu kısımlarını birleştiren ve restorasyonların uzun dönem başarısını sağlamak için en önemli bir yapısal elemandır. (Şekil 2.17.) Dayanak dişlerle gövdeni birbirine bağlayarak, restorasyonun beraber hareket etmesini ve yüklerin restorasyon içinde eşit dağıtılmasını sağlarlar. Bu bölgeler üstlendikleri görev nedeniyle yüksek streslere maruz kalmaktadır ve klinik başarısızlıklar genelde konnektör bölgesini içermektedir. (159, 160)

Anteriordan posteriora doğru gidildikçe restorasyonların maruz kaldığı kuvvetlerde artışlar meydana gelmektedir ve bu nedenle posterior bölgeye uygulanacak

restorasyonlar daha yüksek kuvvetlere dayanabilmelidir. Posterior bölgede yapılacak sabit bölümlü protezde kullanılan malzemeler için ideal konnektör kalınlıkları çalışmalara konu olmuş ve bu konuda çeşitli öneriler ortaya çıkmıştır.



Şekil 2.17: Sabit bölümlü protezde konnektör kalınlığı (161)

Omar ve ark.(162) araştırmalarında altyapı alaşımını belirtmeden metal destekli porselen restorasyonlar için ideal konnektör kalınlıklarının, yükseklik: 4,1 mm ve genişlik: 4 mm olarak bildirmişlerdir. Krug ve ark.(163) ise kobalt-krom altyapılar için ideal konnektör kalınlığının 12 mm² olarak bildirmişlerdir.

2.13.1.Sabit Bölümlü Protez Endikasyonları

Sabit bölümlü protez endikasyonları şu şekilde özetlenmektedir:

1. Fizyolojik gereksinimler: Hareketli protezlere göre sabit protetik restorasyonların hastalar tarafından toleransları genellikle daha fazladır. Sabit protezlerin kabul edilebilirliğinin hem fonksiyon hem de fonasyon açısından daha yüksek olduğu söylenebilir.
2. Sistemik hastalıklar: Fiziksel ya da mental bakımdan engelli hastaların hareketli protezleri kullanacak durumda olmamaları nedeniyle sabit protetik restorasyon alternatifleri tercih edilmektedir. Örneğin; epilepsi hastalarının nöbet geçirdikleri anlarında hareketli protezin kırılarak yutulabilme ihtimaline karşı bu tip hastalarda bir veya birden fazla diş kaybı restore edilecekse sabit bölümlü protez ilk tercihtir.
3. Dişsiz alanların kısa olduğu durumlarda kullanılabilir.
- 4.Ortodontik gereksinimler: Köprü protezleri, ortodontik tedavisi tamamlanmış hastaların tedavi sonuçlarının sabitlenmesi amacıyla ya da ortodontik tedavi sırasında kaybedilen dişlerin telafisi amacıyla da kullanılabilir. Fakat bu tip protetik uygulamaların yapılacağı hastaların yaşının önemi de unutulmamalıdır.
5. Dişsiz alana komşu, protez için yeterli desteği verebilecek doğal dayanak dişlerin olduğu durumlarda.

6. Periodontal durum: Kemik desteği kısmen kayb olmuş doğal dişlerde bulunan mobilite sabit protezler ile splint yardımıyla giderilebilir. Böylece hem dişlerin estetiği hem de uzun dönem prognozu açısından fonksiyonel durumunda da iyileşme olur. Fakat mobil olan doğal dayanak dişlerin sabit protetik restorasyonlar için güvenilir olmadığı da unutulmamalıdır.
7. Estetik ve fonasyonla ilgili problemler: Eksik olan dişler seslerin çıkışında bozulmaya neden olabilir. Bu fonasyon eksikliklerini gidermek veya sadece estetik beklentileri karşılamak için sabit protezler endikedir.
8. Dişlerdeki travma, çürük, aşınma gibi farklı nedenlerle kaybedilen oklüzal dikey boyutun tekrar sağlanması amacı ile.
9. Fonksiyon: Kayıp dişlerden dolayı çiğneme fonksiyonunda oluşan bozulmaların giderilmesi amacıyla.(164)

2.13.2. Sabit Bölümlü Protez Kontrendikasyonları

Aşağıda belirtilen durumlarda sabit bölümlü protez yapılması endikde değildir:

1. Travma olgularında görülen büyük sert doku defektlerinde,
2. Pulpa odasının geniş olduğu ve dişlerin tam sürmediği genç bireylerde,
3. Çapraz ark stabilizasyonu gereken bilateral dişsiz alanların varlığında,
4. Dişsiz alanların gereğinden uzun olduğu durumlarda,
5. Periodontal desteği olmayan mobilitesi yüksek dişlerin varlığında,
6. Aşırı yaşlı hastalarda,
7. Protetik tedavi sırasında ve sonrasında talimatlara uyum sağlayamayan mental retarde hastalarda,
8. Genel sağlığı bozulmuş, bağışıklık sistemi oldukça güçsüz olan ve kontrol altında olmayan sistemik hastalığı olan bireylerde (lösemi gibi),
9. Konjenital malformasyon nedeniyle yeterli diş dokusu bulunmayan doğal dişlerin varlığında,
10. Ark üzerindeki doğal dayanak dişlerin sabit protetik restorasyon için uygun olmayan pozisyonlarda bulunması gibi durumlarda köprü protezleri yapılmamalıdır.

Çürük insidansı yüksek olan ve ağız bakımı kötü hastalarda da protetik tedaviden önce bu durumlar düzeltilmelidir. (165)

2.13.3. Sabit Bölümlü Protez Avantajları

Diş hekimliğinde protetik tedavi seçenekleri içinde geniş bir yere sahip olan sabit uygulamaların avantajları şu şekilde sıralanabilir:

1. Yapımı kolay, ekonomik ve yüksek dayanımlıdır.
2. Mukoza desteğine ihtiyaç duyulmaz ve mobil dişler varsa onların splintlenmesini sağlar.
3. Doğal dişler kadar hacme sahipti ve ağızda daha fazla yer kaplamaz.
4. Hareketli protezlere nazaran hasta toleransı ve uzun dönem kullanımı daha kolaydır.
5. Doğru planlama ve tasarımla yüksek oranda retansiyona ve dayanıklılığa sahiptir.
6. Sağladığı ısırma kuvveti hareketli protezlerle kıyaslandığında daha fazladır. (165)

2.13.4. Sabit Bölümlü Protez Dezavantajları

Sabit protetik uygulamalarda da diğer tedavi prosedürlerinde olduğu gibi olumsuz durumlar mevcuttur. Bu dezavantajları aşağıdaki gibi sıralayabiliriz:

1. Köprü protezinin dayanak dişlerdeki bölümleri çok rijit olduğu durumlarda, çiğneme hareketleri sırasında fazla stres birikimleri oluşabilir ve meydana gelen kaldıraç kuvvetleriyle destek dişler zarar görebilir.
2. Diş kaybı olan bölgelerinin rehabilitasyonu için dayanak olacak doğal dişlerin prepare edilmesi gerekmektedir.
3. Destek diş sayısı çok olarsa simantasyon aşamasında sorunlar yaşanabilir.
4. Pier dayanak durumunda uygulanmayabilir.
5. Dayanak olan diş kayıplarında proteze ilave seçeneği yoktur, protezin yeniden yapılması gerekmektedir.
6. Kırık porselen tamiri oldukça zor ya da imkansız olabilmektedir.
7. Protezin temizlenebilirlik açısından ulaşılması oldukça zor olan bölgeleri olabilir ve kıda retansiyonuna neden olarak koku ve çürük oluşması gözlenmektedir.

8. Bu nedenle periodontal dokularda bakteri birikimine ortam hazırlayarak enfeksiyon oluşumuna neden olabilir. (164, 165)

2.13.5. Sabit Protezlerde Başarı

Hastalarda protetik tedaviye başlamazdan önce, anamnez alınmalı ve klinik muayene değerlendirmesine göre yapılacak protezin türü, protez tasarımı, materyal seçimi, dayanak dişlerin seçimi, diş preparasyonunun şekli, kullanılacak siman materyali ve protezin prognozu planlanmalıdır.

Uygun protez planlaması ve diş preparasyonundan önce kullanılacak dayanak dişlerde olan mobilitate, rotasyon, eğim, periodontal cep varlığı, kemik kaybı ve yapışık diş eti miktarı değerlendirilmelidir.

Dayanak doğal dişlerin yeterli yapışık dişeti miktarına sahip olması sabit protezin başarısı için oldukça gereklidir, aksi halde dişlerde kronik enflamasyon riski fazla görülmektedir. Klinik intraoral muayenenin son aşaması ağız içinde bulunan eski restorasyonların incelenmesidir. Başarısızlık varsa not edilmeli ve yenilenip yenilenmemesi konusunda yeniden değerlendirilmelidir. (154)

Sabit protezlerin başarısında çok önemli etkiye sahip olan faktörler dişlerin ve diş çevresi periodontal dokuların çiğneme kuvvetleri karşısındaki davranışlarıdır. Bu nedenle tedavi planlamasında doğal dayanak dişler ve onların periodontal dokuları değerlendirilerek mevcut biyomekanik faktörler göz önünde bulundurulmalıdır. Protezin biyomekaniği etkileyen faktörler vardır. Bunlar;

Oklüzyon tipi,

Protez için seçilen ve planlanan dayanak diş sayısı,

Protez yapımında kullanılan materyal

Köprü protezinde gövde uzunluğu ve kalınlığı,

Kantilever varlığıdır.(166)

Sabit protezlerin 5 ve 10 yılda ağızda kalma başarı oranları yapılan bazı araştırmalarda bildirilmiştir. Sailer ve ark. beraber yaptıkları çalışmada 1163 adet metal seramik sabit protezde 5 yıllık başarıyı %94,4, 343 adet tam seramik sabit protezde 5 yıllık başarıyı %88,6, Pjetursson ve ark. ise yaptıkları başka bir çalışmada metal seramik sabit

protezlerdeki 5 yıllık başarıyı %93,8, 10 yıllık başarıyı da 89,2 olarak bildirmişlerdir. (167, 168)

2.13.6. Sabit Protezlerde Dayanak Diş Seçimi

İdeal bir dayanak dişin vital olması, enfeksiyon olmaması, mobilite olmaması ve çevresindeki periodontal dokular sağlıklı olması tercih edilmektedir. Leempoel ve arkadaşları yaptıkları çalışma sonucunda köprü protezlerinde bir ya da daha fazla devital dayanak diş varlığında başarısızlık riskinde artma görüldüğünü bildirmişlerdir. (169)

Başarılı protez için gereken ideal olan kron/kök oranı 2/3 iken sabit bir protezin yapılabilmesi için en az olması gereken oran 1/1'dir. Çok köklü, kökleri ayırık, geniş, eğimli olan bir diğer deyişle çekimi zor olan dişler dayanak olmak için ideal seçenektir. Dayanak dişlerin periodontal yüzey alanları ne kadar geniş ise stresleri de o kadar iyi karşılar. Ante Kanununa göre; köprü protezlerinde dayanak olan dişlerin periodontal yüzey alanları toplam sahası, eksik dişlerin periodontal yüzey alanlarına eşit veya daha fazla olmalıdır. (154)

Dayanak dişler kron-kök oranı, kök konfigürasyonu, periodontal membran yüzey alanları değerlendirilerek seçilmelidir.

Çiğneme kuvvetlerini dayanak dişlerin periodonsiyumları vasıtasıyla kemiğe iletirler. Dikey kuvvetler dayanak dişlerin uzun aksı boyunca kemiğe iletilirken, biyomekanik açıdan uygun olmayan yatay kuvvetler dayanak dişe zarar verebilecek stres ve gerilmeler ortaya çıkarmaktadır. Bu sebepten mümkün olduğunca fonksiyonel kuvvetleri dayanak diş veya dişlerin uzun aksına paralel olarak proteze yansıtmak, bunun için protezde tüberkül eğimlerini azaltarak çenenin lateral hareketlerinde çatışmadan kaçınılması için kanin koruyuculu veya grup fonksiyonlu oklüzyonu tercih etmek gerekmektedir. Fakat karşıt arka antagonist doğal dişlerin varlığında yapılacak sabit protetik restorasyonda mevcut olan oklüzyon tipi olduğu gibi korunmalıdır. (166)

Yang ve ark. yaptıkları çalışmada, kontileverli köprü protezlerinde dayanak diş sayısı ve kemik desteğinin fonksiyonel yükler altında dişler üzerindeki stres miktarına etkisini, sonlu elemanlar analizi ile incelemişlerdir. Sonuç olarak; kron-kök oranının 1'den az olmasının dayanak dişler üzerinde hasar yaratacak stresleri yoğunlaştırdığı, dayanak sayısı fazla olan protezlerde ise dayanak dişler üzerindeki stres yoğunluğunun azaldığı görülmüştür. (170)

2.14. Sabit Protezde Kullanılan Materyaller

Protetik diş tedavisinde kullanılan restoratif materyallerin fiziksel özelliklerinin, orijinal materyallere mümkün olduğunca yakın olması ve aynı zamanda hizmet ettiği süre boyunca restorasyonun ağız içinde bozulma süreçlerine dayanarak bu özelliklerin korunması materyallerde en çok istenilen özelliklerindendir. Özellikle de materyallerin elastikliği ve plastikliği yükler altında oluşacak enerjiyi dağıtmak ve malzeme bütünlüğünü korumak için önemli görünmektedir.(5)

Protezin tasarımı ve materyal seçimini etkileyen faktörler;

- Dişte kalan doku miktarı,
- Hastanın estetik beklentileri,
- Plak kontrolü,
- Yapılacak protezin maliyetidir.(166)

2.14.1. Tam Metal Sabit Protezler

Estetik beklentilerin olmadığı, daha iyi destek, retansiyon ve stabilizasyon sağlamak için gerekli durumlarda tam metal ya da tam döküm kron ve köprü protezleri kullanılmaktadır.

Kron boyunun kısa olduğu, derin kapanışın olduğu, geniş kronal yıkımı olan endodontik tedavili dişlerde, dayanak olarak kullanılan dişlerin yüksek tüberküllere ve derin fissürlere sahip olduğu vakalarda tam metal restorasyon yapılması oldukça avantajlı olmaktadır.(171) (Şekil 2.18.)



Şekil 2.18: Metal destekli köprü ve kron örnekleri (172)

Estetik diş hekimliğiyle ilgili gelişmelerin artmasıyla pratikte tam seramik veya metal seramik restorasyonların oldukça sık uygulanmasına rağmen, tam metal protezler posterior dişlerin onarımında daha iyi bir alternatif olabileceği belirtilmektedir. Estetik beklentilerinin karşılanmasından daha çok dişlerin koruyuculuğu bakımından talepleri daha ön planda olan hastalar için uygun bir tedavi seçeneği olmaktadır. Diş hekimliğindeki gelişmelere paralel olarak hasta gereksinimlerini de karşılayabilen, yüksek fiziksel özelliklere sahip çok çeşitli alaşımlar mevcuttur. Tam metal protezlerin kırılma olasılığı da oldukça düşüktür, dayanıklıdırlar, bu durum sayesinde materyalin çok kalın olmasına gerek kalmadığı için diş hazırlığında minimal aşındırma yapılmaktadır.(173) Tam metal protezlerin dezavantajları estetik görünümünün diş benzer olmaması ve kıymetli bir alaşım kullanıldığı durumda ise ekonomik olmamasıdır.

2.14.2. Tam Seramik Protezler

Seramiklerden, protetik rehabilitasyon amaçlı olarak diş hekimliğinde uzun süredir faydalanılmaktadır. İlk üretilen porselen kronlar tek başlarına mekanik kuvvetlere karşı oldukça dayanıksız olmaları nedeniyle çeşitli metal alt yapılar ile desteklenmişlerdir. Bu metal alt yapılı seramik sistemleri protetik diş hekimliği uygulamalarında günümüzde de en sık kullanılan sistemlerdendir. Ancak bu sistemler restorasyonun diş eti bölgesinde metal alt yapı nedeniyle estetik sorunlara neden olduğundan, klinisyenlerin ve hastaların estetik beklentilerinin artması, dental seramiklerin anterior ve posterior bölge sabit protetik tedavilerde estetik avantajları nedeniyle dental seramiklerin kullanımını arttırmıştır. Eskiden tam seramik kronların kullanımı, sadece keser dişlerin rehabilitasyonu ile sınırlı iken, tam seramik uygulamalarındaki önemli gelişmeler sayesinde günümüzde tüm dişlerde ve sınırlı da olsa köprü protezlerde kullanılabilmektedir.(174) (Şekil 2.19.)



Şekil 2.19: Tam seramik kron ve köprü örnekleri (175)

Porselenin kısmen ışığı geçirebilmesi yeteneğiyle tam seramik protezler metal seramik restorasyonlardan estetik olarak üstündür. Tam seramik protezlerin avantajları; anterior bölge restorasyonlarda yüksek estetik sağlayabilmesi, biyolojik olarak dokulara uyumlu olması, düşük ısı geçirgenliği, korozyona uğramaması, tekrarlanan fırınlamaların olmaması sayesinde alt yapıda bozulma ve kırılmaların olmaması ve ağız sıvılarına karşı dirençli olmasıdır.(176) Dezavantajları arasında kolay kırılmaları ve düşük dayanıklılığa sahip olmaları ön sırada gelmektedir.(177) Çeşitli nedenlerden dolayı kısa klinik kron boyuna sahip dayanak dişlerde, uzamış antogonist diş varlığında, derin kapanışı olan hastalarda, interoklüzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda, ciddi boyutta aşınmış dişlere sahip brüksizimli hastalarda, parafonksiyonel alışkanlığı olan hastalarda, kantileverli köprü yapımında ve koyu renkli dişlerde tam seramik restorasyonlar kontrendikedir.(178)

Tam seramik restorasyonlar; (a)dispersiyon ile güçlendirilmiş seramikler, (b) dökülebilir seramikler, (c)preslenebilir seramikler, (d)CAD-CAM sistemleri olarak sınıflandırılmaktadır.(179)

2.14.3. Metal Destekli Seramik Protezler

Diş hekimliğinde yaklaşık 200 yıldır dental seramikler kullanılmaktadır. Ancak seramik yapının içeriğindeki ‘Griffith’s flaws’ adı verilen 3-6 µm uzunluğundaki mikro çatlaklar seramiğin kırılkan bir yapıda olmasına sebep olmuştur. Bu dezavantajı ortadan kaldırmak için seramiklerin metal alt yapılar tarafından güçlendirilmesi fikri ortaya konulmuş ve bu protezler ‘metal destekli seramik restorasyonlar’ adını almıştır.

(176) Fiziksel ve estetik özelliklerinin tatmin edici olması, klinik olarak kabul edilebilir marjinal ve internal uyumları ile günümüzde de tedavi uygulamaları arasında sık yer almaktadırlar.(180)

Metal destekli porselen restorasyonların kanıtlanmış klinik performansları, kabul edilebilir estetikleri, mekanik özelliklerinin iyi olması ve klinik olarak kabul edilebilir iç ve kenar uyumlarının olması zaman içerisinde kullanımında artışa neden olmuştur. Metal destekli porselen restorasyonlar, bu özellikleri sonucu altın standart olarak gösterilmektedirler. Metal destekli porselen restorasyonlarda metal altyapı, dayanıklılığı sağlarken porselen veneerlemesi estetiği sağlamaktadır.(181) (Şekil 2.20.)



Şekil 2.20: Metal destekli seramik protez örneği(175)

Metal seramik protezlerin ilk kez yayınlanması Brecker tarafından 1956 yılında altın alaşımları ile porselenin füzyonu olmuştur. Protetik diş tedavisi alanında 50 yılı aşkın süredir kullanılmakta olup, sabit protetik tedavi endikasyonlarının büyük bir bölümünü, yaklaşık olarak %80'nini oluşturmaktadır.(182) Metal destekli seramik protezlerin avantajları, dayanıklılıklarının yüksek olması ve dayanak dişler üzerine hassas bir şekilde oturma bilmesidir. Metal destekli seramik protezlerin dezavantajları ise hem metal hem porselene yer sağlamak için diş kesim miktarının fazla olmasından dolayı dişlerde vitalite kaybının oluşa bilmesi, metal kaynaklı renklenmelerin olabilmesi, metal seramik bağlantısındaki başarısızlıklardan dolayı seramik kırıklarının görülme ihtimali, alt yapıdaki metal alaşımının içeriğine karşı bazı hastalarda alerji yarata bilmesidir.(183) (Şekil 2.21.)



Şekil 2.21: Metal destekli protezlerin dezavantajları (metal alerjisi, seramik kırıkları) (184)

Metal seramik protezler metal alaşımın dayanıklılığı ile porselen materyalin estetiğini birleştirir. Prepare edilen dayanak diş üzerine yerleştirilen mekanik ve kimyasal olarak kendisine bağlanmış olan seramik yapıyı destekleyen metal altyapı ve seramik üst yapıdan oluşmaktadır. Proteze istenilen şekli ve rengi vermek için metal alt yapı üç porselen tabakası ile örtülür.(154)

- 1) Opak Porselen: Alttaki metal yapının rengini örterek rengin temelini oluşturur, seramik ve metal arasındaki bağlantının gelişmesinde de rol oynar.
- 2) Dentin veya Gövde Porseleni: Restorasyonun hacminin ve rengin büyük bir kısmını oluşturmaktadır.
- 3) Mine veya Kesici Porseleni: Restorasyonun translüsensiğini verir.

Metal alt yapılı seramik restorasyonlarda kullanılan metal alaşımlar estetik olarak kabul edilebilir bir renge sahip olmadığından, metal alt yapı rengini maskelemek için opak seramik tabakası metal yüzeyine uygulanır. Metal rengini maskelemek için sürülen opak tabakasının kalınlığı kullanılan porselen tozunun talimatına ve maskelenmesi gereken metal alaşım alt yapının rengine göre farklılık göstermektedir. (185)

Metal alt yapılı porselenlerde rengin oluşması opak porselenle başlar, ancak esas olarak rengi meydana getiren tabaka çeşitli metal oksitleri de içeren dentin porselenidir. Hem estetik renk oluşturabilmek hem de sağlamlık özelliklerini elde edebilmek için dentin ve mine porseleninin kalınlıklarının en az 0,5-1,0 mm, en çok ise 1,5-2,0 mm olması gerekmektedir.(186, 187)

Mine porseleni dentin porselenine nazaran çok daha fazla ışık geçirgenliğine sahiptir. Mine ve dentin arasındaki doğal renk geçişlerini sağlamak için dentin ve mine porselenlerinin beraber pişirilmesi gerekmektedir.(188)

Şeffaf ve dentin modifiye edici porselenler karakterizasyon için bu üç temel tabaka içerisinde kullanılırlar. Metal destekli seramik protezi oluşturan seramik ve metal alt yapı arasında oksit tabakası da vardır. Ancak bu ayrı bir tabakadan ziyade metal alt yapının iç parçası olarak belirtilir. Tüm bu tabakalar tek bir bütün halinde işlev görürler.(154)

Metal destekli seramik protezlerde göz önünde bulundurulması gereken özellikler alt yapı için kullanılan alaşımın biyouyumluluğu, kimyasal ve fiziksel özellikleri, porselenle uyumu, laboratuvar işlemlerinin kolaylığı ve materyalin maliyetidir.(189)

Elastisite modülü oldukça düşük olan porseleni kuvvet karşısında kırılmalara karşı korumak için metal alt yapı gerekli sertliğe ve dayanıklılığa sahip olmalıdır. Barghi ve ark. yaptıkları çalışmada, kıymetli metal alt yapı ve kıymetsiz metal alt yapı seramik protezlerde kırılma dayanımını arasında karşılaştırma yapmışlar. Sonuç olarak, kıymetsiz alaşımlardan oluşan alt yapı protezlerin kırılma dayanımlarının daha yüksek olduğu, kıymetli alaşımların kırılma dayanımlarının ise fırınlamada önemli derecede azaldığı görülmüştür.(190) Seramik materyali ile metal alt yapıda kullanılan alaşım arasında kimyasal, mekanik, estetik ve ısısal özellikler açısından uyum sağlanmalıdır. Metal alaşımın genleşme oranı ile seramik büzülmesi arasında uyum sağlanmalı ve metal alaşımın erime derecesi üzerine uygulanacak porselenden daha yüksek olmalıdır. Metal alaşımlar korozyona karşı dirençli olmalı ve toksik özellikte olmamalıdır.(189)

Metal alt yapının streslere karşı koyabilmesi, yüksek dayanıklılıkta olması, porselenle ısısal uyum sağlaması, çatlak olasılığını azaltması ve kırılmaya karşı yüksek direncinin olması gibi birçok avantajının yanında dezavantajları da vardır. Bunlar; seramik kalınlığının yetersizliğinden dolayı özellikle anterior bölgede metal renginin yansımaya sebep olarak estetik olmaması, diş eti çekilmesi durumunda metal açığa çıkması, metal-seramik bağlantısında oksit tabakası oluşumuna bağlı problemlerin de oluşabilmesidir.(191)

Isaacson ile ark. yapmış oldukları bir çalışma sonucunda, en ideal metal altyapı kalınlığının 0.4-0.5 mm olduğunu ve alt yapı kalınlığının 0.3 mm'den ince yapılması halinde çeşitli mekanik sorunlarla karşılaşılacağı belirtilmiştir.(192)

Metal alt yapının, üst yapıya destek olması gerektiğinden fonksiyon sırasında deformasyona uğramaması için yeteri kadar kalın olması gerekmektedir. Metal alt

yapının kalınlığı, hem kullanılan metalin cinsine ve hem de dayanak dişte yapılan preparasyonun miktarına bağlıdır. Protezin estetiği açısından porselene yeterli yer bırakmak ve aşırı konturu engellemek için ince olması incenir. Genelde kullanılan alaşım tipine göre bu kalınlık 0,3 mm – 0,5 mm arasında değişmekte olup, dişin formuna uygun ve uygun bir diş eti çıkış profili kazandıracak şekilde tasarlanmalıdır. (193)

Coornaert ve ark. 1984 yılında yaptıkları çalışmada, altın alt yapılı seramik protezlerde 844 hasta, 2181 üye protez üzerinde ağızda kalma başarısını incelemişlerdir. Çalışma 7 yılda %85 ağızda kalma oranı ile sonuçlanmıştır ve en büyük başarısızlığın brüksizimli hastalarda kullanımına bağlı olduğu düşünülen oklüzal kuvvetler etkisiyle kırılma olduğu bildirilmiştir.(194)

2.15. Diş Hekimliğinde Biyomekanik

Biyomekanik, insan vücudundaki biyolojik yapıların; doku ve organların kendi aralarındaki her türlü etkileşimi ve kuvvet altında davranışlarını inceleye bilen bilim dalına denir. Diş hekimliği için biyomekanik kavramı ise çeşitli kuvvetlerin diş, diş çevre dokuları ve restorasyonlara etkisini kapsamaktadır.(195)

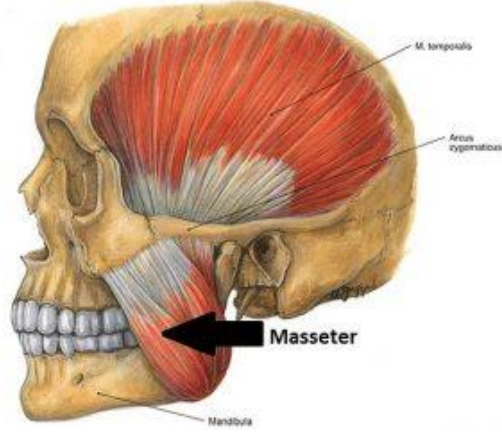
Kütle: Bir cismin hareketindeki değişikliğe karşı gösterdiği direnç kütle olarak tanımlanır. Değişmez bir özellik olup cismin bulunduğu ortamdan ve yer çekiminden bağımsızdır.

Kuvvet: Kuvvet, bir cismi harekete getiren, harekette olan bir cismi durdura bilen, cisimlerin durum ve/veya şekillerini değiştirebilen etkidir. Bir cisme kuvvet uygulandığı zaman cisim hareket etmiyorsa şekil değişimine uğrar ve bu da deformasyon olarak tanımlanır. Newton kanunlarında kuvvet; cismin kütlesi ve ivmesinin çarpımına eşittir, birimi, Newton (N) olarak ifade edilir.(196)

Çiğneme esnasında birçok kas aktivitesiyle oklüzal kuvvetler oluşur. Bu kuvvetler fizyolojik limitler içerisinde gelirse, kemik tarafından tolere edilebilir. (Şekil 2.22.)

Okluzal Kuvvet: Çiğneme sırasında kasların ürettiği kuvvetler, temporomandibular (TME) eklemin hareketi aracılığıyla dental arklara iletilir. Okluzal kuvvet miktarını etkileyen faktörler arasında; yaş, cinsiyet, TME problemleri ve dişin arktaki konumu yer almaktadır. Okluzal kuvvetlerin TME'ye en yakın olan azı dişleri bölgesinden

itibaren kesici dişlerin bulunduğu ön bölgeye doğru azalmakla beraber genel olarak 150-800 N arası bir değerde oldukları kabul edilmektedir.(196)

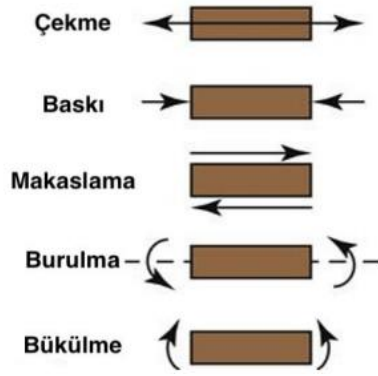


Şekil 2.22: Çiğneme kasları (197)

İki dayanaklı sabit restorasyonda, restorasyonun orta noktasından kuvvet uygulandığı zaman dayanak dişlere zararlı tork etkisi olmadan eşit olarak ulaşmaktadır.(198) Kuvvet destek noktadan uzaklaşınca kemik üzerine etki eden stres büyüklüğünde artış görülmektedir.

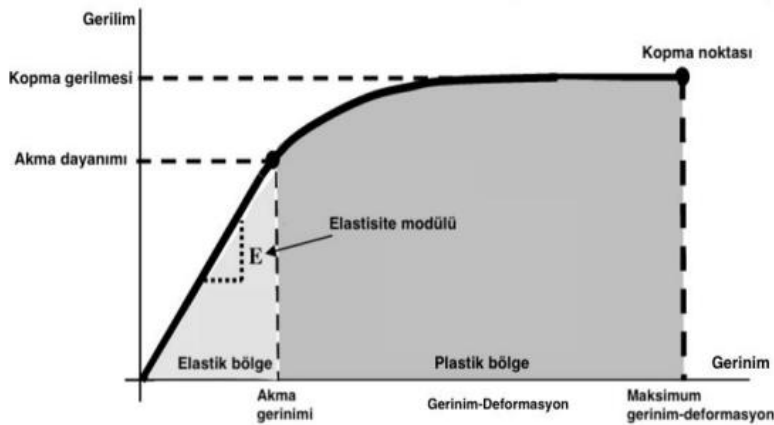
Baskı, çekme ya da makaslama olmak üzere 3 çeşit kuvvet tanımlanır. Baskı kuvveti, iki kütleyi birbirine doğru itme eğilimindedir, çekme kuvveti ayırma, makaslama kuvveti bir kütlenin diğerinin üzerine kaymasına neden olmaktadır (Şekil 2.23).

1975 yılında Reilly tarafından yapılan çalışmada kortikal kemiğin çekme ve makaslama kuvvetlerinden daha çok baskı kuvvetine karşı daha da dirençli olduğu gösterilmiştir.(199) Kemik yapısının baskı kuvvetlerine karşı en kuvvetli, çekme kuvvetine karşı %30, makaslama kuvvetlerine karşı %65 daha zayıf olduğu incelenmiştir.(200) Makaslama kuvvetlerinin etkisiyle kemiğin kırılmaya karşı dayanıklılığı daha az olduğundan oklüzal yükleme koşullarında bu kuvvetlerinden olabildiğince kaçınılmalıdır.



Şekil 2.23: Kuvvet türleri(199)

Gerilme (Gerilim, Stres): Bir cisme kuvvet uygulandığı zaman, uygulanan dış kuvvete karşı bu kuvvete eşit ve zıt yönde bir tepki kuvveti de oluşur ve oluşan her iki kuvvet, cismin tüm alanı üzerinde dağılır. Buradan yola çıkılarak gerilme; birim alana gelen kuvvet olarak tanımlanmaktadır.(196) Gerilme birimi Paskal (N/m^2)’dir, Ancak, diş hekimliğinde kullanılan objeler küçük olduğundan dolayı megapaskal (MPa) ve/veya (N/mm^2) daha fazla kullanılmaktadır.(201) Gerilme “S” ya da “ σ ” harfleriyle ifade edilmekte olup, cisme dışarıdan kuvvet uygulandığında kuvvetle aynı değerde ve karşıt doğrultuda bir reaksiyon oluşur. (Şekil 2.24.) Gerilim malzeme içinde oluşan kuvvetin üzerinde yaptığı etkiye göre isimlendirilir. Baskı, çekme, makaslama kuvvetleri uygulanan yüzeylerde, aynı tarzda gerilmeler oluşmaktadır. Bir yapıda eğilme kuvveti her üç gerilim türünü de üretebilir. Fakat kırılma, çekme kuvveti tarafından olduğundan, çekme ve baskı stresleri asal aksiyal streslerdir, makaslama stresi de baskı ve çekme streslerinin kombinasyonudur.(202)



Şekil 2.24: Gerilim-Gerinim grafiği (203)

Gerinme (Gerinim, Strain): Gerinme, bir cisme uygulanan gerilmeye bağlı olarak oluşan fiziksel deformasyon olup, cisimde oluşan boyut değişikliğinin cismin orijinal

boyutuna oranıdır. Değişimin miktarı uygulanan kuvvet ve maddenin özelliklerine göre belirlenmektedir. Gerinme bir oran olduğundan dolayı ölçü birimi yoktur. Tüm cisimler üzerlerine etki eden kuvvetler sonucu deformasyona uğramaktadır. Deformasyon hem elastik hem de plastik deformasyon olarak meydana gelebilir. Elastik deformasyonda, kuvvet ortadan kalktığında cisim eski haline döner. Kuvvet uygulanması sonucu oluşan gerilmelerden dolayı birim alana düşen bileşke kuvvet değerini aşarsa plastik deformasyon meydana gelerek cisimde kopma veya kırılmalara neden ola bilir.(196) Örneğin parsiyel protezdeki kroşe kolunda kuvvet karşısında hem elastik hem de plastik gerinim gözlenirse de kuvvet kaldırılınca sadece elastik gerinime uğrayan bölge eski haline döner ve plastik deformasyon gözlemlenir.

Dayanıklılık (Dayanım): Bir cismi bozmak veya kırmak için gerekli olan maksimum gerilme değeri dayanıklılık olarak tanımlanmaktadır. Gerilmenin türüne göre de basma, çekme veya kayma dayanımı gibi isimlerle adlandırılır.(80)

Elastisite Modülü (Young Modülü): Gerilimin (stres) gerinime olan oranı olup, kuvvet uygulandığı zaman materyalde oluşan elastik şekil değiştirmesinin ölçer ve gerilim-gerinim grafiğinde lineer ve elastik olarak tanımlanmaktadır. Young Modülü materyalin sertlik derecesini belirtir, elastisite modülü yüksek olan materyallerin deformasyona direnci de fazla olur. Materyalin sabit sertlik derecesi gerilim-gerinim grafiğindeki eğime göre belirlenerek uzunluk ve kalınlık artışından bağımsızdır ve bu nedenle materyalin dayanıklılık ve esneklik değerlerini belirtmez.(202)

Poisson Oranı: Katı bir cisim basma veya çekme kuvvetlerine maruz kaldığı zaman bu cismin yapısında aksiyel ve lateral yönde gerinim oluşur. Elastik sınırlar içerisinde görülen lateral gerinimin aksiyal gerinime oranına poisson oranı denir ve ‘V’ ile sembolize edilir. Değeri malzemeye göre farklı olup, 0 ile 0,5 arasında değişmektedir. Metallerde bu oran 0,25-0,35 arasında değere sahiptir.

Poisson oranı, elastik deformasyon sırasında uzama ile çapraz kesit küçülmesinin orantılı olduğunu gösterir. Poisson oranı = Endeki birim uzama / Boydaki birim uzama.(196)

İzotropik, Anizotropik, Homojen Cisim: Homojen cisim her bölgesinde uniform özellik gösteren materyal olup, metaller, alaşımlar, seramiklerden oluşmaktadır. Aksiyal, lateral ve diğer tüm yönlerde aynı fiziksel ve mekanik özellikler gösteren cisimlere izotropik, farklı özellikler gösteren materyallere ise anizotropik madde denir.

İzotropik cisimlerdeki kimyasal bağlanma türü uniform ve her yerde aynı özellik gösterirken, anizotropik materyalin molekülleri arasında ise farklı ve değişken kimyasal bağlanma söz konusudur.(204)

Von Mises Eşdeğer Gerilmesi: Von Mises ve ark.'nın biçim değiştirme enerjisi adı ile ortaya koyduğu enerji hipotezine esaslanarak, bir cismin belli bir bölümündeki iç enerjisi belirli bir değeri aşarsa, cisim o noktada şekil değiştirir. Von Mises eşdeğer gerilmesi, SEA verilerinin stres dağılımı açısından değerlendirilmesinde kullanılan bir kriter olup, çeşitli matematiksel ispatlar yardımı ile elemanlar üzerinde oluşan gerilmelerin ve kayma gerilmelerinin ortalaması bulunarak ve 3 asal gerilme değeri kullanılarak hesaplanmaktadır. Von Mises gerilmesi (σ_M), çekilebilir malzemeler için şekil değişiminin başlangıcı olarak tanımlanmaktadır.(205)

2.16. Dış Hekimliğinde Gerilme Analizi Yöntemleri

Dış hekimliğinde biyolojik yapılarda ve kullanılan farklı materyallerde oluşan gerilmelerin belirlenmesi ve mekanik dayanıklılıklarının artırılması amacıyla çeşitli gerilim analiz yöntemleri kullanılmaktadır.(206) Bu yöntemler;

1. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi
2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Kuvvet Analiz Yöntemi
3. Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi
4. Holografik İnterferometri (Lazer Işınlı) ile Kuvvet Analiz Yöntemi
5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi
6. Radyotelemetri Kuvvet Analiz Yöntemi
7. Sonlu Elemanlar (Finite Element) Stres Analiz Yöntemi (SEA)

2.16.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi

Diğer analiz yöntemleriyle kıyaslandığında modeldeki iç baskıları ve gerilmeleri gözle görülebilen ışık taslakları haline dönüştürerek, gerilimin doğrudan gözlenmesine imkan veren analiz tekniğidir. Fotoelastik yöntemde uygulanan kuvvet çizgilerinin yoğunluğu, kuvvetin şiddetini belirlenmekte olup, geniş yüzeyli çizgiler kuvvetin geniş bir sahaya yayıldığını, aksine sık ve ince çizgiler o bölgedeki gerilimin daha yüksek olduğunu göstermektedir. Materyaldeki kritik stres noktalarının ve düzensiz geometrideki stres yoğunluğunun belirlenmesinde bu yöntem önemlidir. Bu analiz dış

hekimliğinde, endodontik post sistemlerinde, travmaya uğramış dişlerde kullanılan splint tekniklerinde, kanal hazırlığında kullanılan döner aletlerde ve kompozit rezin restorasyonlarda meydana gelen gerilme dağılımlarını belirlemede kullanılmaktadır. İmplant diş hekimliğinde ise; implant-abutment arayüz tasarımı, implant-abutment arasındaki açı ve implant-diş destekli sabit protetik restorasyonların yük iletimi incelemesinde kullanılmaktadır.(207)

2.16.2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu teknikte kullanılan gerinim ölçer cihazı, kuvvet gelen yapılarda oluşan doğrusal şekil değişikliklerinin saptanması amacıyla kullanılarak bu bölgelerdeki basınç miktarının ölçümünü sağlar.(208)

Bu yöntem diş hekimliğinde; kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesinin belirlenmesinde, kanal tedavisi sırasında oluşan kök deformasyonlarının belirlenmesinde, implant vidalarındaki yüklemelerin araştırılmasında ve dental implantların çevresindeki kemik dokuda oluşan gerilmelerin farklı koşullar altında gözlemlenmesinde ve farklı ölçü tekniklerinin doğruluğunu karşılaştırmak amacıyla kullanılmaktadır.(209)

2.16.3. Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi

İncelenmesi gereken yapı üzerine vernik malzemesi homojen şekilde püskürtüldükten sonra modelin fırınlanarak sertleşmesi sağlanır, daha sonra istenilen yönde ve şiddette model üzerine kuvvet uygulanır. Verniğin gerilme direncinden fazla gerilmeler sonucunda oluşan çatlakların sıklığı kuvvetin yoğunlaştığı bölgeleri ve kuvvet hatlarının doğrultusunu gösterir. Bu yöntemin dezavantajı hazırlanan modelin çatlatıldıktan sonra tekrar kullanılamaz hale gelmesi ve canlı dokular üzerinde uygulanamamasıdır.(206)

2.16.4. Holografik İnterferometri (Lazer Işın) ile Kuvvet Analiz Yöntemi

Holografik İnterferometri (Lazer Işını) ile stres analizi optik teknik olup, lazer ışını kullanılarak bir cismin üç boyutlu görüntüsünün film üzerinde kaydedilmesini sağlayamamaktadır. Bu metotla yüzey deformasyonlarını nanometre boyutunda algılanıp görünür ışın saçaklarına dönüştürülür.

Bu yöntemin avantajı modelde objenin çoğunlukla gerçek boyutlarında incelenebilmesidir. Diş hekimliğinde; ortodontik çalışmalarda, kron-köprü, implant,

lehim, çeşitli materyaller, tam ve bölümlü protezler konularında düzenlenen in vitro araştırmalarda bu yöntem zamanla kullanılmıştır.(208)

2.16.5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi

Periyodik olarak kuvvet uygulanan bir materyalin ısısında da değişiklik olabilir. Bu yöntemin temeli bu ana fikre dayanmaktadır. Çiğneme esnasında bu analiz için gereken periyodik yükleme frekansına ulaşmak mümkün olsa bile dental implantların statik yüklemesi bu yöntemle yapılamamaktadır.(208) Yöntemin dezavantajı, canlı dokularda meydana gelen ısı değişimlerinin restorasyona etkilerinin belirlenmesinin mümkün olmamasıdır.(137)

2.16.6. Radyotelemetri Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu metot birleşik bir donanım ve yazılımla elde edilen verilerin, herhangi bir materyale bağlanmadan transferi üzerine kurulu bir yöntemdir. Gerinim ölçerinde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine sebep olmaktadır ve bu durum radyotelemetrenin frekansını etkileyip sonuçları oluşturur. Veri iletiminde ara malzeme olarak herhangi bir kablo kullanılmaması bu yöntemin avantajıdır. Termal ve mekanik yorulma sonuçlarının dental malzemelerde oluşturduğu etkilerinin incelenememesi ve canlı dokularda oluşan gerilim dağılımlarının değerlendirilememesi dezavantajları arasında yer alır.(208)

2.16.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi (SEA) Yöntemi

Sonlu elemanlar analizi yöntemi kompleks geometriye sahip yapıları küçük elemanlara bölmekle analitik çözümleme yapılmasını sağlayan bir yöntemdir.(18) 1909'da Ritz tarafından tanımlanmıştır. 1960 yılında ilk kullanım alanı olan havacılık ve uçak mühendisliği için geliştirilmiştir ve yıllar boyu birçok farklı mühendislik dallarında kompleks problemlere kesin çözümler bulmak için geliştirilmiştir.

Bir kez bilgisayar programı yazıldıktan sonra sadece giriş datasını değiştirerek birçok probleme çözüm sağlayabilmesi, bu metodun zamanla mühendislik dallarının yanı sıra ortopedi, kalp ve damar cerrahisi, estetik cerrahi gibi tıp dallarındaki ve diş hekimliğindeki popüleritesini de arttırmıştır.(210) Diş hekimliğinde implantoloji, protetik diş tedavisi ve ortodonti, tedavilerinin öngörülebilirliğini geliştirmek amacıyla bu araştırma yöntemlerinden büyük ölçüde yararlanan bölümlerdir.(211) Diş hekimliği alanında ise ilk olarak Ledley ve Huang tarafından matematiksel bir diş modeli geliştirilmiştir. 1973'te implantolojide Tesk ve Widera tarafından yapılan ilk

çalışmada implant çevresi kemikte oluşan gerilim değerleri incelenmiştir.(212) Bu yöntemde modelin çizgisel, iki veya üç boyutlu analizleri yapılabilse de üç boyutlu analiz yöntemi simetrik olmayan anatomik yapılarda daha gerçekçi sonuçlar verdiğinden diş hekimliğinde sık tercih edilmektedir.(213) Diş hekimliğinde kuvvetten bahsedilince akla ilk olarak güçlü çiğneme kaslarının uyguladığı oklüzal kuvvetler gelir. Bu kuvvetler çene kemiklerine farklı yollarla iletilir. Bunlar; dişler, diş kökleri ve periodonsiyumları, protez materyalleri, implant protezlerinde implantın direk kemik ile temasıyla olmaktadır. Bütün bu kuvvet iletim yollarında canlı dokuların fizyolojik sınırlar içinde olması, aşırı ve zararlı stres birikimlerinin olmaması gerekmektedir. Bu nedenle materyalde veya destek yapılarda ortaya çıkacak stresin incelenmesi gereklidir.

Biyolojik yapılarda (kas, kemik, diş, vücut sıvıları gibi) stres analizi yapmak, tedavi ve protetik malzemelerde analiz yapmaktan daha zor olduğu için canlı dokuların modelinin hazırlanması yoluna gidilmiştir.(214) Dental materyaller gibi karmaşık geometriye sahip materyallerin analizlerini yapılması oldukça zor işlemdir. Sonlu elemanlar analizinin avantajı karmaşık geometriye sahip materyallerin kolaylıkla analiz yapılmasına da imkan sağlamaktadır.(215)

SEA çeşitli bilgisayar yazılımları vasıtasıyla yapılmakta olup cisimler üzerinde oluşan stresleri, yer ve şekil değiştirmeleri, bu yazılımlarda sayısal değerlere dönüştürülebilmektedir. Bu verilerin rahat yorumlanabilmesi amacıyla renkli görüntüler de elde edilebilmektedir ki, bu da hangi rengin hangi değeri simgelediğini göstermektedir.(18) SEA elemanlar (elements), bunlara bağlı olan düğüm noktaları (nodes) ve belirleyici sınır koşullarının (boundary conditions) oluşturduğu, idealize edilmiş bir ağ (mesh) ile tanımlanan karmaşık sistemdir. Bu ağ tanımlayan çizgiler arasında oluşan iki veya üç boyutlu unsurlar, sonlu elemanlar olarak adlandırılır.(216) Bu yapılar sayesinde belirli sayıda sonlu elemanla modeller oluşturulmaktadır ve her parçanın kuvvet karşısındaki tepkisi değerlendirilmektedir. Temel olarak SEA parçadan bütüne giden bir sistemden oluşmuştur.(217)

SEA'nın uygulanması ve yorumlanması için Von Mises gerilmesi, asal gerilme (principle stress), düğüm, eleman, ağ yapısının oluşturulması, sınır koşullar ve geometri ve katı modelleme gibi önemli olan terimler bulunmaktadır.

SEA-da diferansiyel denklemler kullanılarak denge belirlenerek matematiksel modeller oluşturulur ve bu denklemlerin sayısal çözümü yapılır. Probleme bağlı olarak, matematiksel model olarak ifade edilen denklemler; 1B, 2B veya 3B olabilir. Matematiksel modelin tamamlanması ve sınır koşullarının oluşturulması, problem sınırında değişkenin tanımlanması ile sağlanır.(218)

Modeldeki gerilmeleri matematiksel olarak elde edebilmek için gerekli bilgiler aşağıdaki gibi sıralanmıştır: (a) her bir elemanla ilgili olarak materyalin elastik modülü ve Poisson oranı, (b) düğüm noktaları ve elemanlarının toplam sayısı ve her bir düğüm noktasını ve elemanı belirlemek için numaralandırma sistemi, (c) sınır şartları tipi ve dış düğümlere uygulanan kuvvetler.(196)

SEA yönteminde, parçadan bütüne gitme prensibi kullanılarak incelenecek cisim bilgisayar ortamında belirli sayıda düzgün alt parçalara yani elemanlara ayrılarak temsil edilir ve bir ağ yapıya dönüştürülür. Bu ağ yapıya “mesh” adı verilmiştir. Elemanlar, bunlara bağlı düğüm noktaları ve belirleyici sınır koşullarından oluşarak modelin orijinal özelliklerinin tümünü taşır. Eleman sayısı arttıkça yapılan ölçümün hassasiyeti de artar. Sabit bir başlangıç noktasına göre tüm düğümlerin x, y, z eksenlerindeki koordinatları belirlenirlerken bilgisayar ortamına aktarılır ve daha sonra bu elemanların elastik modülleri ve Poisson oranları da bilgisayara aktarılır. Model üzerinde belirlenmiş olan düğüm noktalarına yön, şiddet ve açısı belli olan kuvvetler eklenir. Analizin çözümlenmesi sonucu son aşama olarak da her bir elemandaki ve dolayısıyla elemanların oluşturdukları cismin tamamındaki gerilme, gerinim ve yer değiştirmeler belirlenir.(217)

SEA Avantajları

- Analiz sonuçları kısa sürede elde edilebilir.
- Karmaşık geometriye sahip katı cisimler kolaylıkla modellenebilir.
- Kullanılan sonlu elemanların boyut ve şekillerinin değişkenliği nedeniyle gerçek yapıya en yakın modelleri oluşturulabilir.
- Bir veya birden çok bağlantı noktası olan cisimler (delik veya köşeleri olan) rahatlıkla çözümlenebilir.
- Çoklu sayıda değişik malzeme kullanılarak farklı modeller oluşturulabilir.
- Hem gerilme dağılımları hem de yer değiştirmeler hassasiyetle incelenebilir.

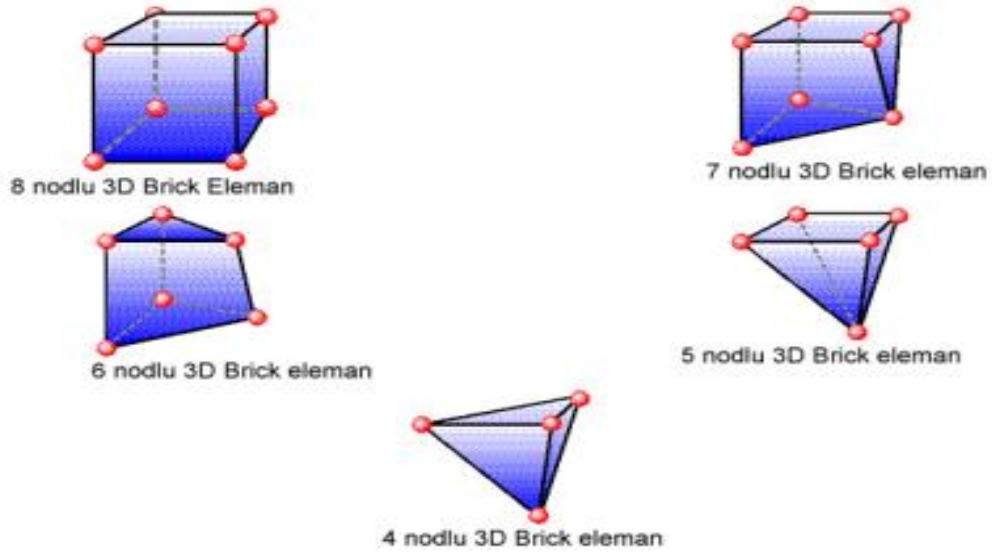
- Uygulanan kuvvetler, materyallerin özellikleri, geometrileri, kolaylıkla değiştirilebilir.
- İn vivo olarak yapılamayan deneyler SEA yöntemi ile yapılabilir.
- Sınır koşulları rahatlıkla uygulanabilir.(219)

SEA Dezavantajları

- İyi bir bilgisayar ve yazılım bilgisi gerektirir ve bu bilgilerde, istatistiklerde ve yorumlamalarda herhangi bir hatanın olması sonuçların yanlış olmasına neden olur.
- Analiz programının kullanımı, cismin modellemesi, yükleme şartları, malzeme özelliklerinin aktarımı araştırmacıya bağlı olduğundan hatalı sonuçlar çıkabilmektedir.
- Ağız içerisindeki kas kuvvetleri gibi doğal durumu olduğu gibi oluşturmanın imkansızlığından asıl değerleri vermekten çok gerilim farklılıklarının gösterilmesini sağlar.
- Analizlerin yapılabilmesi için kullanılan bilgisayar ve software programları çok yüksek maliyet gerektirir. Mevcut software programlarının gelişen teknoloji ile birlikte güncellenmesi de gerekmektedir.(219, 220)

SEA Temel Kavramları

Düğüm (Node): Elemanlar belli noktalardan birbirleriyle bağlanmaktadır ve bu noktalara düğüm (node) denir. Katı modellerde, her bir elemandaki yer değiştirmeler, doğrudan düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ile ilişkilidir, düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ise elemanların gerilmeleriyle ilişkilidir. Bu düğüm noktalarının belirli noktalardan hareket etmeyecek şekilde sabitlenmesi gereklidir ve bu düğümlerdeki yer değiştirmeleri çözmek ve hesaplamak SEA'nın amacıdır.(18) (Şekil2.29)



Şekil 2.25: Sonlu eleman analizinde uygulanan nod elemanları(221)

Eleman (Element): Sonlu elemanlar yönteminde modeller, eleman olarak adlandırılan basit geometrik şekillere bölünerek düğümler ile birbirine bağlanmaktadır. Modelin mümkün olan en yüksek sayıda elemana bölünerek gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilmesini sağlamaktadır.(18, 221)

SEA’da 3 çeşit eleman kullanılır: bunlar, çizgisel elemanlar, iki boyutlu katı elemanlar ve üç boyutlu katı elemanlardır. Çizgisel elemanlar, düğüm noktasından oluşarak uç uca eklenir ve daha fazla düğüm noktasını oluşturabilirler.

İki boyutlu katı elemanların geometrisini ise yassı yüzeylerdeki elemanlar oluşturmaktadır. Bu elemanlar genelde üçgen veya eşkenar yamuk şeklinde 3 veya 4 düğümden ibarettir. Üç boyutlu katı elemanlar, 4 veya 6 yüzeyden oluşmaktadır.(18)

Mesh (Ağ) Oluşturulması:

Ağ (mesh) oluşturma işlemi ile düğüm noktalarının ve elemanların koordinatlarını belirlenir. Mesh üretimi farklı şekillerde yapılabilmekte olup bunlardan biri de programlar tarafından otomatik olarak yapılmaktadır. Diğerleri ise kullanıcının kendisinin mesh üretme işlemini gerçekleştirmesidir. Otomatik olarak yapıldığı zaman kullanıcı tarafından girilen minimum bilgiye uygun değer düğüm noktalarını ve elemanları otomatik sıralayarak numaralanmasını sağlar. Kullanıcı tarafından yapılan

mesh üretmede ise alanın üzerinde, bölgelerin eleman yoğunluğunun nerede fazla, nerede az olacağına karar verilmesi gerekebilir. (18)

Sonrasında cismin sabitlendiği ve kuvvetin uygulandığı alanları gösteren sınır koşulları belirlenmektedir.

Sınır Şartları (Boundary conditions): Sınır şartları; gerilmelerin ve yer değiştirmelerin (deplasman) sınır ifadelerini kapsayarak, cismin durumuna göre belirlenir ve cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin neresinden uygulandığını gösterir. Bu şartlar analizi yapılan cismin kuvvet uygulanacağı bölgeye göre belirlenir. (18)

Geometri ve Katı Modelleme: SEA'nın yapılabilmesi için ilk aşamada kullanılacak tüm materyallerin bilgisayar ortamına aktarılarak modellenmesi gerekmektedir. Katı modellemenin esas amacı, görüntünün dışında cisme ait iç ve dış geometrinin aynı şekilde bilgisayar ortamına iletilmesidir ki, bu sayede ağırlık ve moment gibi değerler hesaplanabilmekte veya farklı kesitler alınarak cisme ait iç geometrik form detaylı bir şekilde incelenebilmektedir. Cisimlerin katı modellenmesi için CAD programları kullanılır.

Bunun için hızlı veri, iletişim ve işlem gücüne sahip iyi özellikteki bilgisayarlara gereksinim vardır. Modelleme bir, iki veya üç boyutlu olarak üç farklı şekilde yapılabilmektedir ve üç boyutlu modelleme ve analiz ile gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilir. (203, 222)

SEA'nın uygulanabilmesi için programa aşağıdaki bilgilerin girilmesi gerekmektedir:

1. İncelenecek cismin geometrisini oluşturmak için, cismin koordinatları, boyutu ve geometrisi ile uyumlu eleman türü
2. İncelenecek malzemelerin Young modülü ve Poisson oranı değerleri
3. Modelin sınır koşulları ve modele uygulanacak kuvvetin büyüklüğü ve yönü.(223)

Modelleri oluşturulduktan sonra analiz verilerinin yüklenmesi işlemine geçilmektedir ve bununla modelleri oluşturulan elemanları materyal özellikleri, verilecek kuvvetin büyüklüğü, yükleme ve sınır koşulları programa tanımlanmaktadır. Araştırmanın konusuna göre gereken minimum materyal özellikleri elastik modülü ve poisson oranıdır. Bunlarla beraber genleşme katsayısı, sürtünme katsayısı, termal iletkenlik gibi değerler de kullanılabilmektedir. (224)

3.GEREÇ ve YÖNTEM

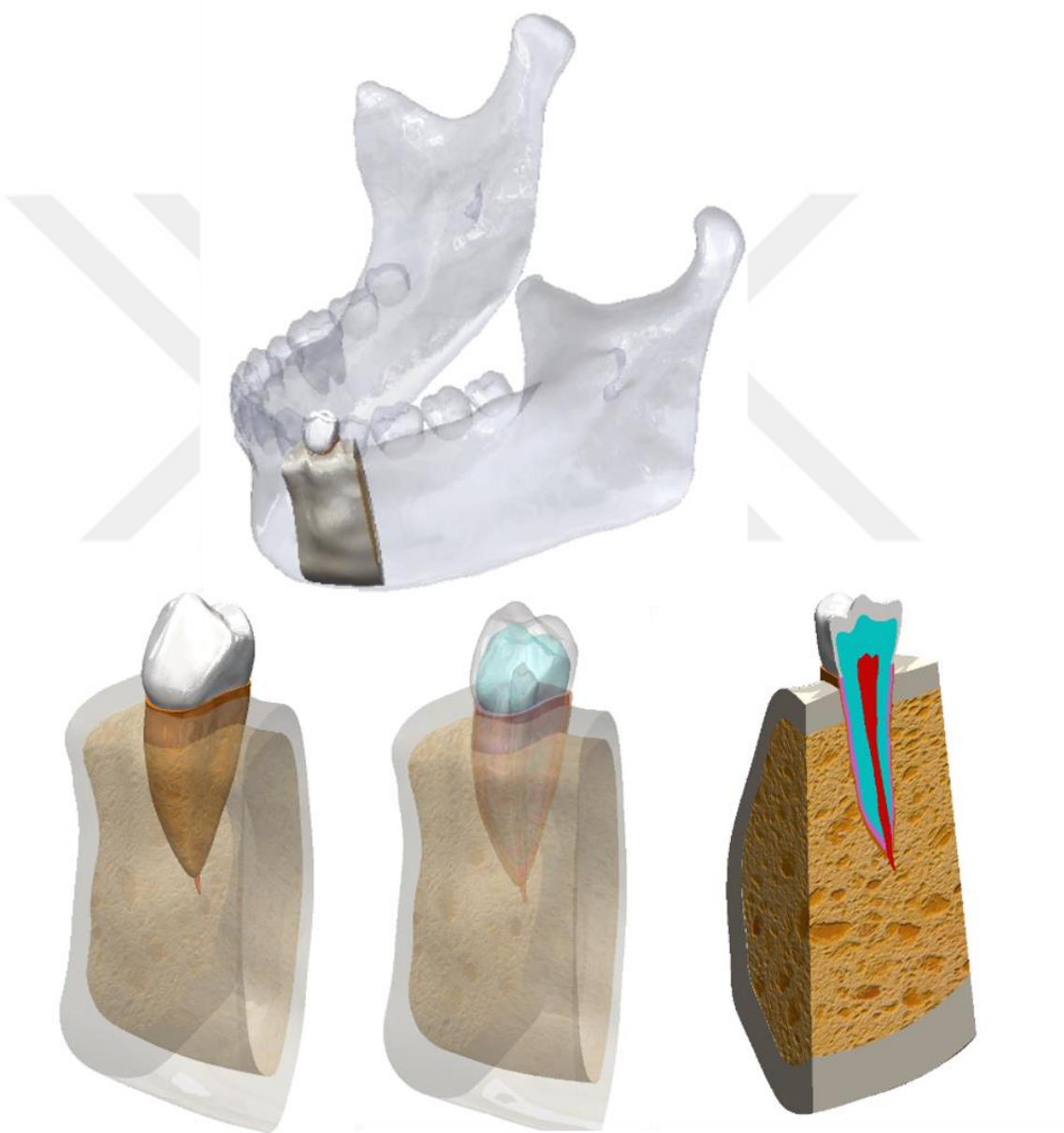
Bu araştırma; Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda ve Akdeniz Üniversitesi Ziraat Fakültesi Tarım Makinaları ve Teknolojileri Mühendisliği Bölümü'nde gerçekleştirilmiştir. Bu çalışma, kök kanal tedavisi uygulanmış, fiber post ve metal destekli seramik kron ve köprü uygulamasıyla restore edilmiş dayanak görevi yapan mandibular premolar diş modelleri üzerinden periapikal lezyon varlığının SEA yöntemi ile materyalin gerilme dağılımına etkisinin değerlendirilmesi amacıyla planlanmıştır. Analizlerde kullanılan tüm katı modeller, Dundee Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi tarafından hazırlanan gerçek boyutlu 3B insan diş modelleri referans alınarak, tersine mühendislik yaklaşımı ile SolidWorks (SolidWorks Corp., Massachusetts, ABD) 3B parametrik katı modelleme yazılımı ortamında diş bileşenleri ayrı ayrı modellenerek elde edilmiştir. Dişteki periapikal lezyon varlığı/yokluğunun, endodontik tedavisi tamamlanmış olsa da hala lezyonu mevcut olan ve farklı sayıda gövde üyesi olan kron ve köprüler için dayanak olan bir mandibular premolar dişte ortaya çıkan gerilmenin diş yapılarının yük altında gösterdiği davranışa etkisini incelemek için, 3B SEA yöntemi uygulanmıştır.

3.1.Yapısal Bileşenlerin ve Ana Modelin Oluşturulması

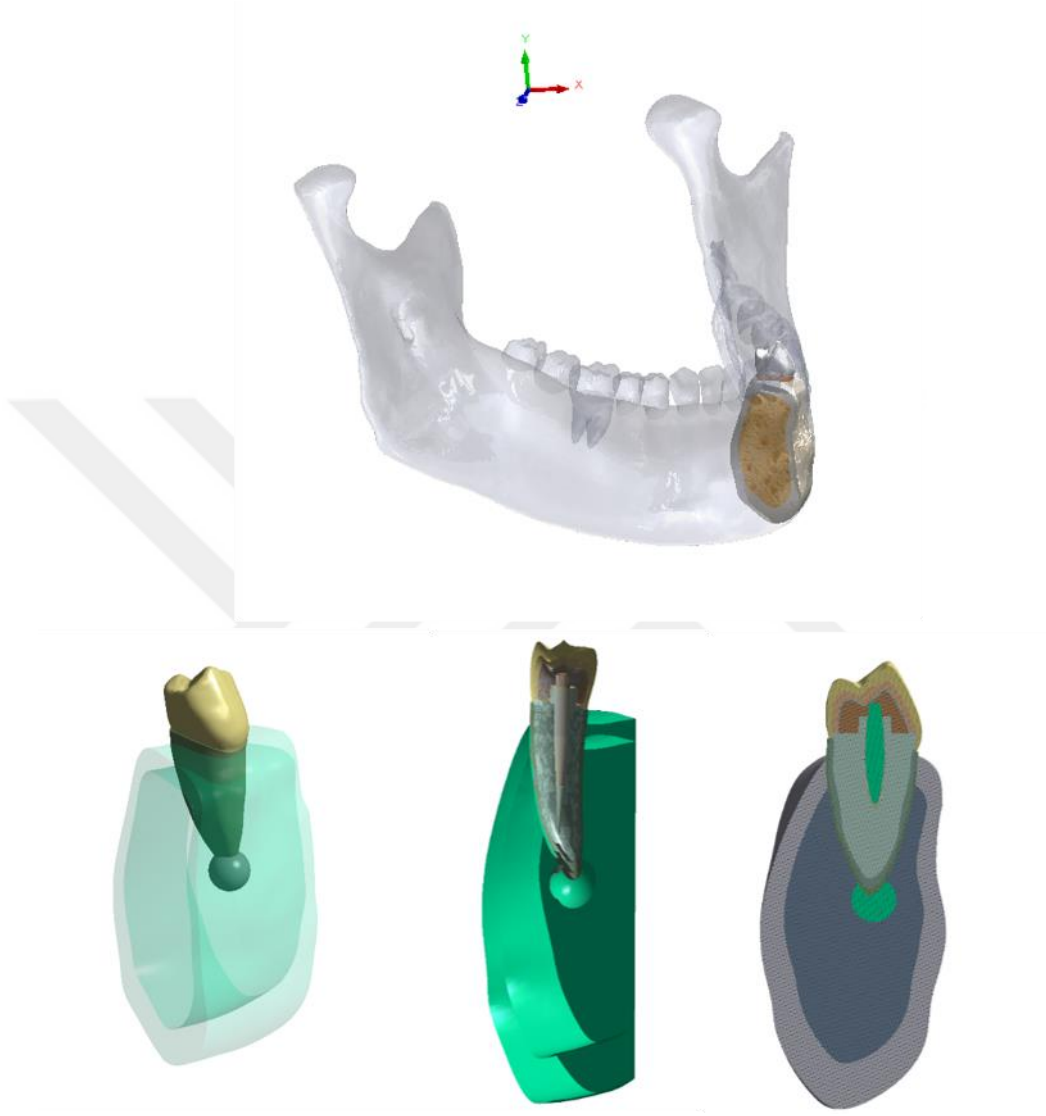
Bu çalışmada SEA'da kullanılmak üzere mandibular premolar diş seçildi. Dişin 3B sonlu eleman modeli; literatür taraması sonucu uygunluğu doğrulanmış, bir 3B tarayıcı aracılığıyla elde edilen gerçek bir mandibular premolar dişin geometrisine dayalı olarak tanımlandı.

Kök kanal tedavisi ve daha sonraki post restorasyonu Solidworks (SolidWorks Corp., Massachusetts, ABD) 3B CAD modeli kullanılarak simüle edildi. Yapısal analizler için ANSYS Workbench (ANSYS, Canonsburg, ABD) program ara yüzü kullanıldı ve şu genel prensipler uygulandı: (a) post-kor ve metal destekli kronla restore edilmiş mandibular premolar dişin geometrisi, tüm bileşenlerin vertikal merkez çizgisi boyunca eksenel simetriyi sağlayacak şekilde modellenmesiyle basitleştirildi, (b) kök yüzeyini kaplayan sement tabakası çok ince olduğu için, sement tabakası dentinin bir parçası olarak kabul edildi, (c) bileşenler arasında boşluk olmadığı ve tüm bileşenlerin mükemmel bir şekilde bağlandığı varsayıldı, (d) kemiğin dış yüzeyi, sıfır yer değiştirmeye izin verecek şekilde sabitlendi, (e) kök kanal tedavisine bağlı oluşan ön gerilmeler dikkate alınmadı, (f) tüm malzemeler lineer ve izotropik olarak kabul edildi.

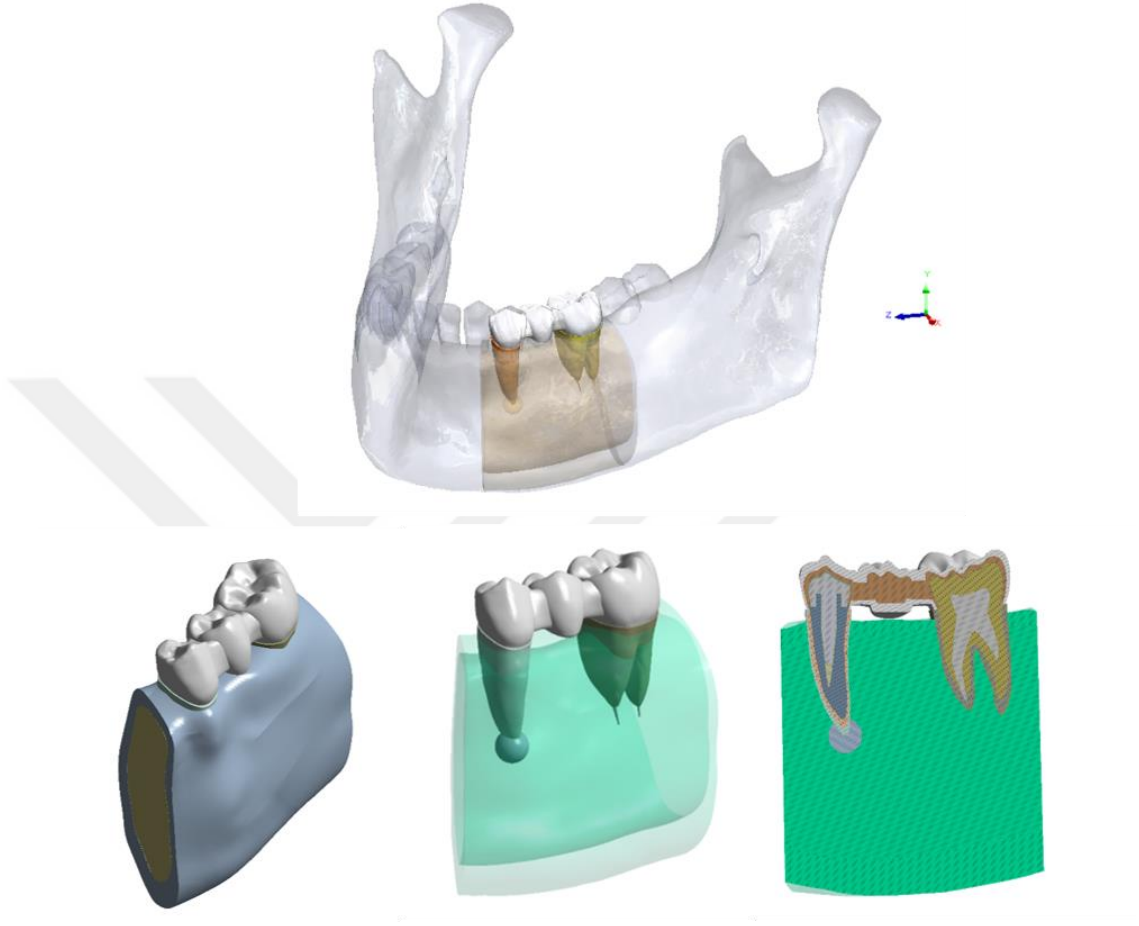
Restorasyonun farklı parametrelerinin mekanik performansı üzerindeki etkisini incelemek için lezyonsuz bir referans model de oluşturuldu. Dentin bileşeninin; post, kor, kron, PDL ve gutta-perka ile bağlantılı olarak oluşturulması planlandı. Klinik olarak kök kanal tedavisi sonrası ve post yerleştirilmesi işlemi öncesi, apikal alanda 4 mm gutta-perka bırakıldığı için, oluşturulan modelde de apikal bölgede kalan gutta perka uzunluğu 4 mm, gutta-perka ile apikal sonlanma arası mesafe 0,5 mm olarak belirlendi.



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



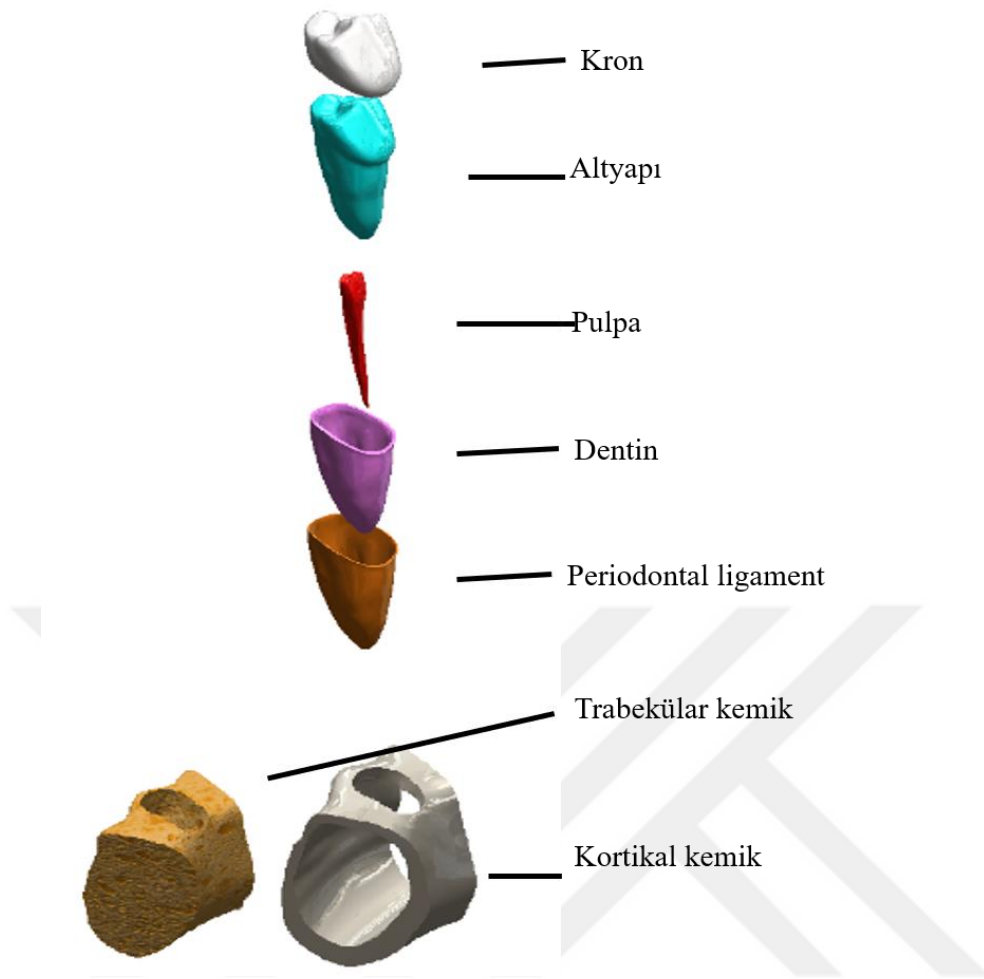
Şekil 3.2: Lezyonlu fiber postlu kanal tedavili mandibular premolar diş modeli (Model 2)



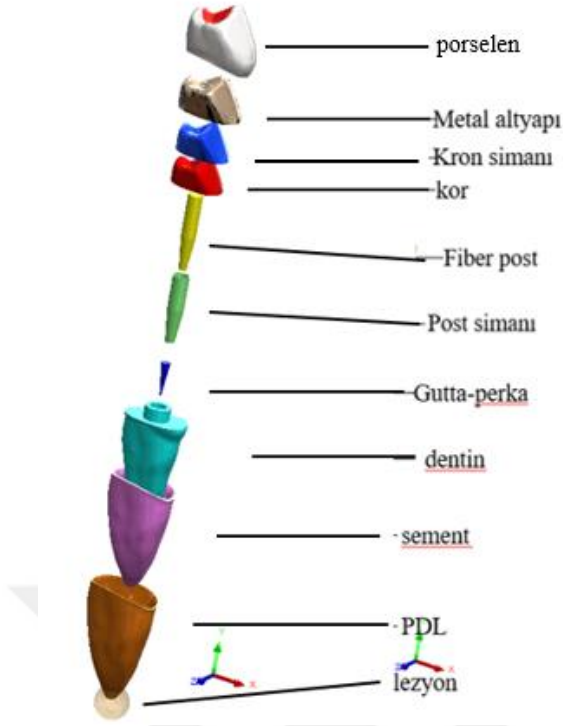
Şekil 3.3: Üç üyeli köprü dayanağı olan lezyonlu, fiber postlu, kanal tedavili mandibular premolar diş modeli. (Model 3)

Tablo 3.1: Mandibular premolar diş modelinin temel boyutları

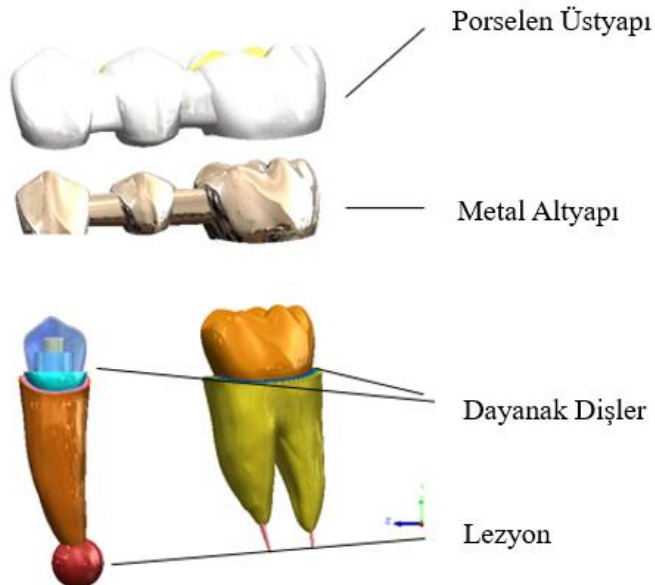
Parametreler	Referans değerler
Kök uzunluğu (A)	13,5
Kron uzunluğu (B)	8,5
Vestibulo-palatinal uzunluk (CEJ) (C)	7,10
Vestibulo-palatinal uzunluk (Kök orta noktası) (D)	5,50
Koronal yükseklikte post çapı (E)	1,50
Kök içerisindeki post uzunluğu (CEJ'den itibaren) (F)	10,0
Ferrule yüksekliği (G)	1,50
CEJ'de ferrulenin dış çapı (H)	3,00
Kron simanı kalınlığı (I)	0,10
Post simanı kalınlığı (J)	0,20
Kor yüksekliği (K)	5,00
Apikal bölgede kalan gutta-perka uzunluğu (K)	4,00 mm
Kuron simanı kalınlığı (L)	25-30 µm
Post simanı kalınlığı (M)	50 µm
Periodontal ligament kalınlığı (N)	0,20 mm



Şekil 3.4: Sağlıklı premolar diş modelini oluşturan katmanlar.



Şekil 3.5: 2. Model'i oluşturan katmanlar



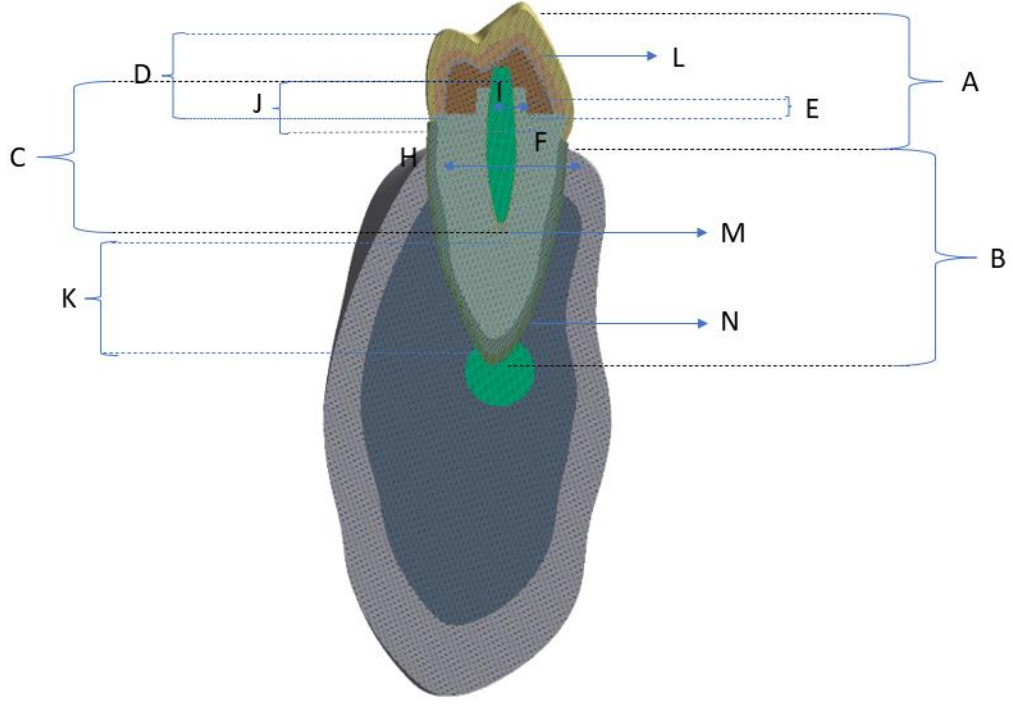
Şekil 3.6: 3.cü Model'i oluşturan katmanlar

PDL kalınlığı 0,2 mm olarak planlandı. Trabeküler kemiğin çapı 10 mm, uzunluğu 13 mm, kompakt kemiğin çapı 12 mm ve uzunluğu 15 mm olarak belirlendi. Temel bileşenler; kemik (kortikal ve trabeküler), PDL, kök, gutta-perka, post, post simanı, kor, kron simanı ve kron olarak modellendi.

Modelde, cam fiber post (ParaPost Fiber White, Coltène/Whaledent, Mahwah, ABD); 1,5 mm çap ve 15 mm uzunluk ile oluşturuldu. Post, tasarımsal olarak paralel ve uca doğru konik sonlandırıldı. Ferrule 1,5 mm olarak belirlendi ve kökün tamamı dentin olarak kabul edilerek sement kalınlığı ihmal edildi.

Dentin-post ve kron-kor arası dual cure rezin siman (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) kalınlıkları sırasıyla 0,1 mm ve 0,2 mm olarak belirlendi. Kor restorasyonunda; rezin kompozit (ParaPost Fiber White, Coltène/Whaledent, Mahwah, ABD) kullanılarak, dişeti seviyesinde sonlanan 135° chamfer tarzı basamak oluşturuldu. Kron restorasyonunda metal destekli porselen kron uygulandı ve premolar diş modeli elde edildi. (Şekil 3.4)

Lezyonsuz referans modelin oluşturulması sonrasında yük karşısındaki mekanik davranışlarının kıyaslanabilmesi için sırasıyla; lezyonlu, kanal tedavili, fiber postlu tek kron ve üç üyeli köprü altına dayanak olan lezyonlu, kanal tedavili, fiber postlu tek gövdeli mandibular premolar diş modeli olmakla toplam 3 farklı klinik senaryo oluşturuldu. (Şekil 3.5, 3.6.)



Şekil 3.7: Sagittal kesitte, model temel bileşenlerinin gösterimi: A: Kron uzunluğu, B: Kök uzunluğu, C: Kök içindeki post uzunluğu (CEJ'den itibaren), D: Kor uzunluğu, E: Ferrule miktarı, F: CEJ'de ferrulenin dış çapı, G: Vestibulo-palatinal uzunluk (Kök orta hizasındaki), H: Vestibulo-palatinal uzunluk (CEJ), I: Koranal bölge post çapı, J: Koranal bölge post uzunluğu, K: Apikal bölge gutta-perka uzunluğu, L: Kron simanı kalınlığı, M: Post simanı kalınlığı, N: PDL kalınlığı

3.2. Mesh (Ağ) Modelleme

Ağ örgüsü yapısı (Sonlu Eleman Modeli- meshing), ANSYS Workbench (ANSYS, Canonsburg, ABD) program ara yüzü kullanılarak oluşturuldu ve modellerdeki yapıların geometrilerini en uygun şekilde tarif edebilmek amacı ile temas yüzeylerinde küçük boyutlu elemanlar kullanıldı. Bu sayede mümkün olan en yüksek kalitede ağ yapısının oluşturulmasına çalışıldı. Her bir sonlu eleman modelinde elde edilen eleman ve düğüm noktası sayıları Tablo 3.2 da gösterilmektedir.

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

Sonlu eleman modeli (Mesh) parametre	SEA 1	SEA 2	SEA 3
Toplam düğüm noktası sayısı	20042012	2200073	3445829
Toplam eleman sayısı	1391674	1488380	2315510
Sonlu eleman tipi (Ansys Workbench)	Tet 10	Tet 10	Tet 10
Ortalama Skewness metrik değeri (Mesh kalitesi)	0,232	0,233	0,241

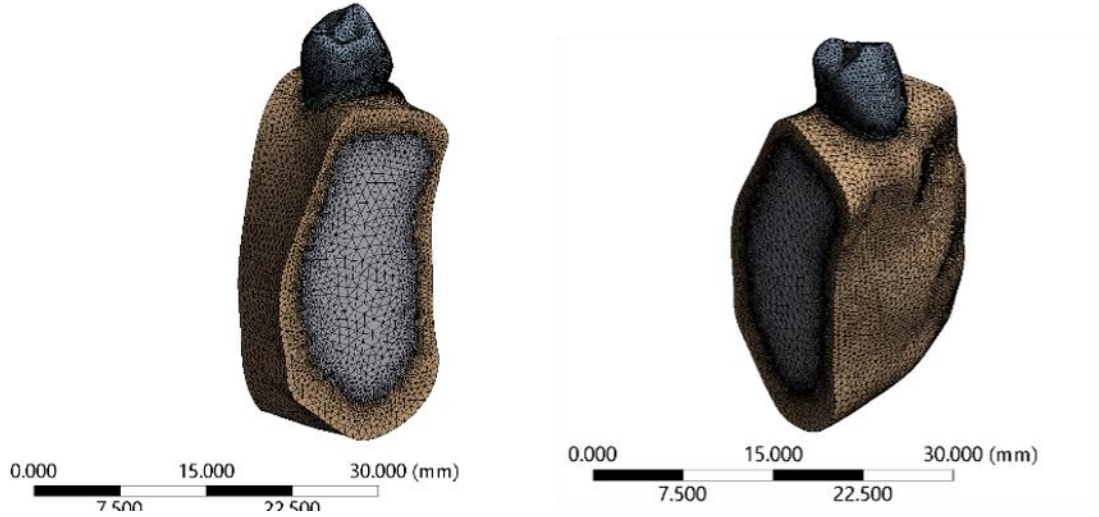


Şekil 3.8. Skewness mesh metrik skalası

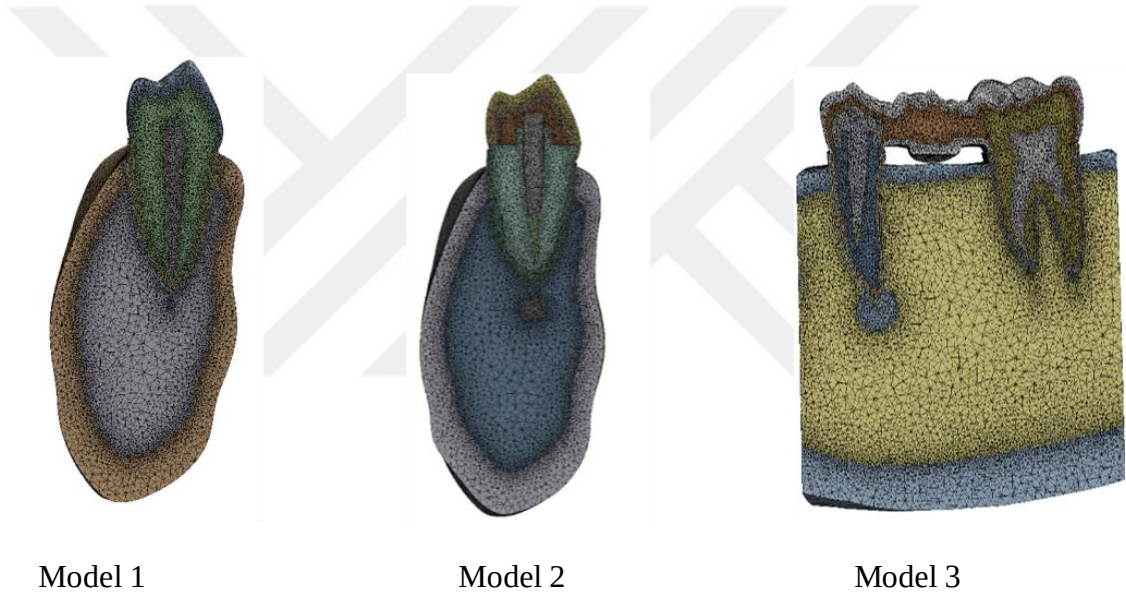


Şekil 3.9. Mesh metrik skalasının ortogonal kalitesi

Model oluşturulurken kurvatür yaklaşımı uygulandı. Büyüme oranı 1,25 mm ve boyutu 0,5 mm olan tetrahedral elemanlar kullanıldı. Analizin iç doğrulamasında skewness metrik’den yararlanıldı. Ortalama 0,2 skewness metrik değerli sonlu eleman kalitelisinde sonlu eleman modelleri oluşturuldu.



Şekil 3.10. Model 1 için meshli modelde düğüm ve elemanların şematik gösterim



Şekil 3.11. Tüm modeller için sagittal kesitte meshli düğüm ve elemanların şematik gösterimi (Model 1: Sağlıklı diş, Model 2: Lezyonlu, kök kanal tedavili diş, fiber postlu, kronlu diş, 3: Üç üyeli köprü protezine dayanak olan lezyonlu, kanal tedavili, fiber postlu diş)

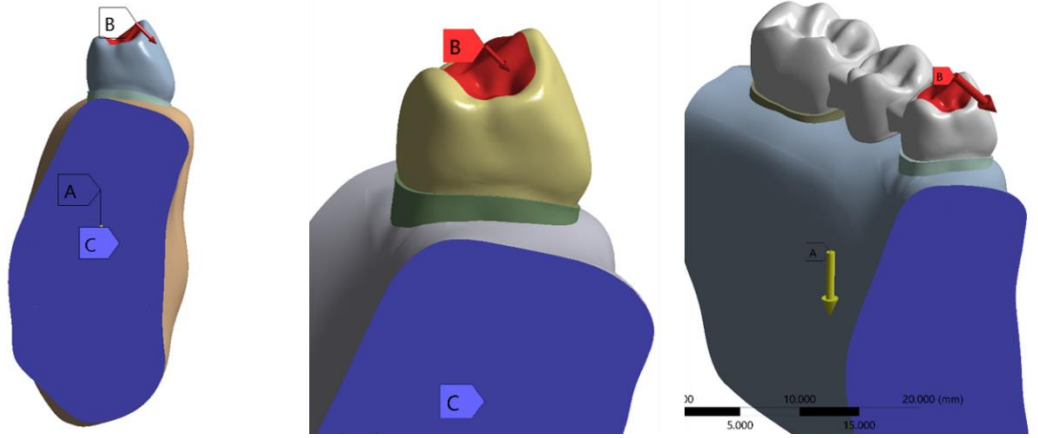
Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal özellikleri değerleri verildi. Materyal özellikleri; elastik modülü ve Poisson oranı değerlerine göre belirlendi ve yazılıma tanıtıldı. Periapikal lezyona ait fiziksel değerler için, daha önce yapılan benzer çalışmalara dayanarak, pulpa referans alındı.

Tablo 3.3. Çalışmada kullanılan bileşenlere ait materyal özellikleri

Materyal	Elastik Modülü(E) (MPa)	Poisson Oranı (ν)	Referans
Mine	8,41e + 0.4	0,33	(21)
Dentin	1,86e + 0.4	0,31	(21)
Kortikal kemik	1,4e + 0.4	0,323	(274)
Trabekular kemik	1,37e + 0.3	0,38	(274)
Pulpa	2,1	0,45	(276)
Periodontal Ligament	68,9	0,45	(21)
Sement	8,2e +0.3	0,31	(21)
Lezyon dokusu	0,69	0,45	(242)
Fiber post	3,7e +0.4	0,27	(272)
Kompozit dolgu – kor	1,24e + 0.4	0,3	(276)
Kron (porselen)	6,89+0.4	0,28	(274)
Gutta-perka	140	0,45	(21)
Resin adeziv siman	7,6e+0.3	0,3	(272)

3.3.Yükleme Koşulları

Literatürde benzer çalışmalar değerlendirildiğinde (21, 225-228), mandibular premolar diş modellerinin her birine gelen oklüzal statik yükün, dişin bukkal tepe noktasının lingual eğiminde dişin uzun eksenine 45 derece açıyla 300 N değerinde uygulandığı görülmüştür. Bu çalışmada da tercih edilen oklüzal statik yük numaralı çalışmalardakine benzer olacak şekilde belirlenmiştir. (Şekil 3.10.)



Şekil 3.12. Model yer değiştirme kısıtlaması ve yük uygulaması; sırasıyla Model 1, Model 2, Model 3 (A:Standart yer çekimi, B: 300 N yük, C: Sabit destek)

3.4.Sınır Koşulları

Oluşturulan matematiksel modelde analizlerin yapılabilmesi için modeli oluşturan parçaların birbirleri ile yüzey ilişkileri programa tanıtıldı. Çalışmada tüm bileşenlerin birbirlerine %100 temas ettiği varsayılarak diş dokularının yan ve üst yüzeylerinden, 0 hareket ve rotasyon tanımlandı.

4.BULGULAR

Çalışmamızda üç ayrı model elde edildi, SEA yapıldı. Uygulanan kuvvetler sonucunda kortikal ve trabeküler kemikte maksimum ve minimum asal gerilme değerleri, dayanak dişlerde, metal alt yapıda ve seramik üst yapıda Von Mises değerleri incelemeye alındı.

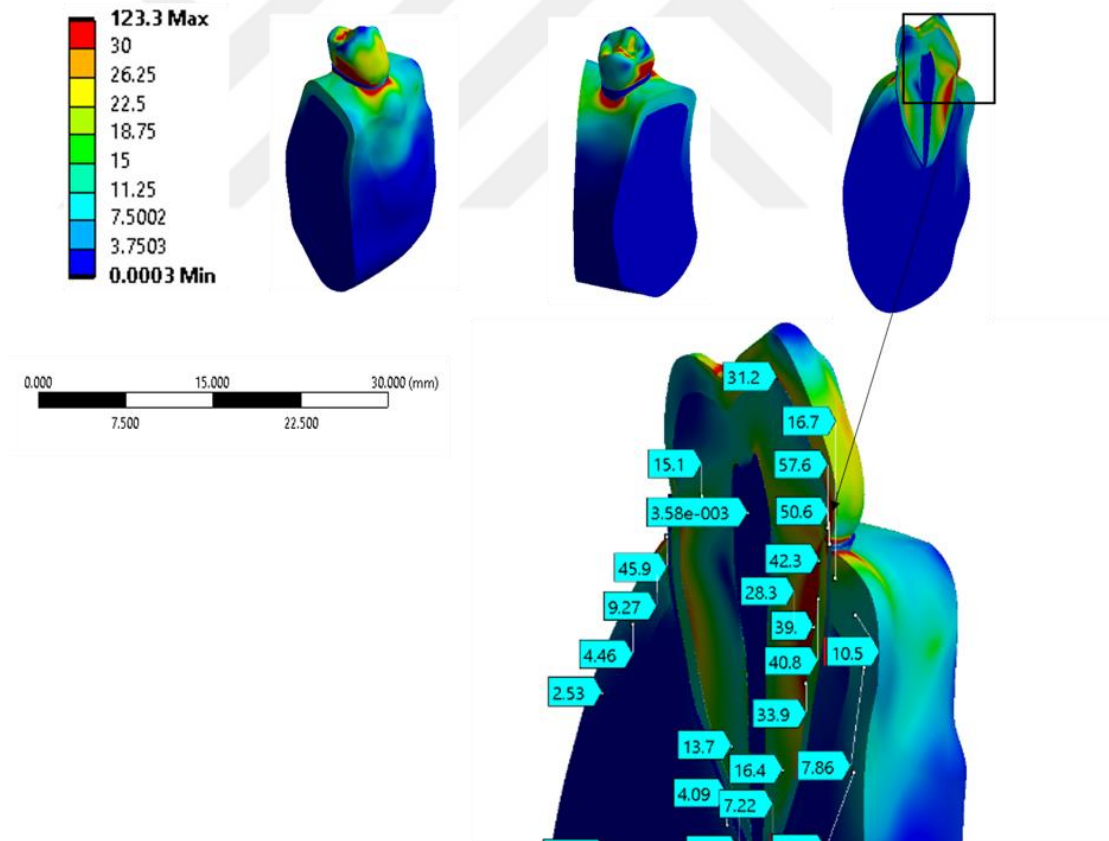
SEA sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalarla elde edildiğinden analiz istatistiksel olarak yapılamamaktadır. Tüm modellerdeki gerilme dağılım ve değerlerinin hassas bir şekilde üye sayısına göre karşılaştırılmalı olarak incelenmesi ve yorumlanması bu nedenle önem taşımaktadır. Çalışmamızda analizi yapılan üç farklı senaryo için oluşturulan üç farklı modelde; uygulanan kuvvetler karşısında oluşan eşdeğer gerilme değerleri Von Mises hipotezine göre hesaplanarak, modellerdeki gerilme dağılımları değerlendirildi. Gerilme dağılımlarının renklendirilmesi ile görsel veriler elde edildi ve sonuçlar, gerilme haritaları kullanılarak sonlu elemanlar yazılımı ile hesaplandı. Buradaki sıcak renkler daha yüksek gerilmeyi temsil ederken soğuk renkler daha düşük gerilmeyi temsil etmektedir. (Şekil 4.1.)



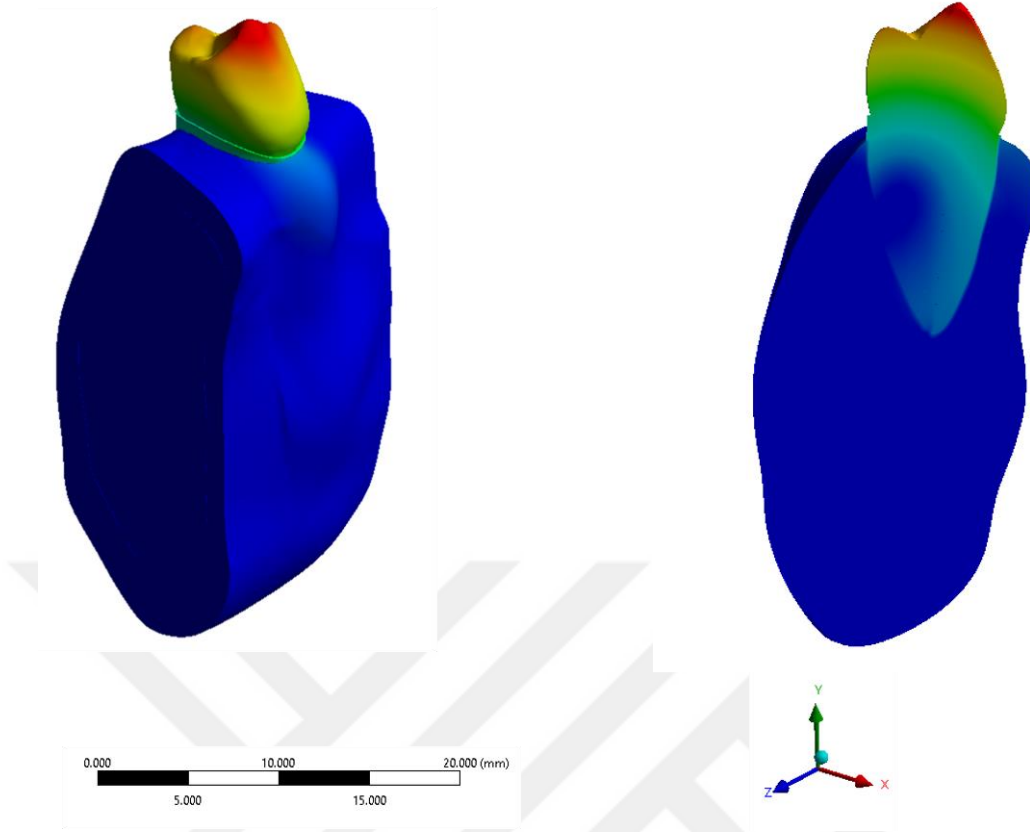
Şekil 4.1. Gerilme haritası ölçeği

4.1. Sağlıklı Referans Modelde Gerilme Dağılımı

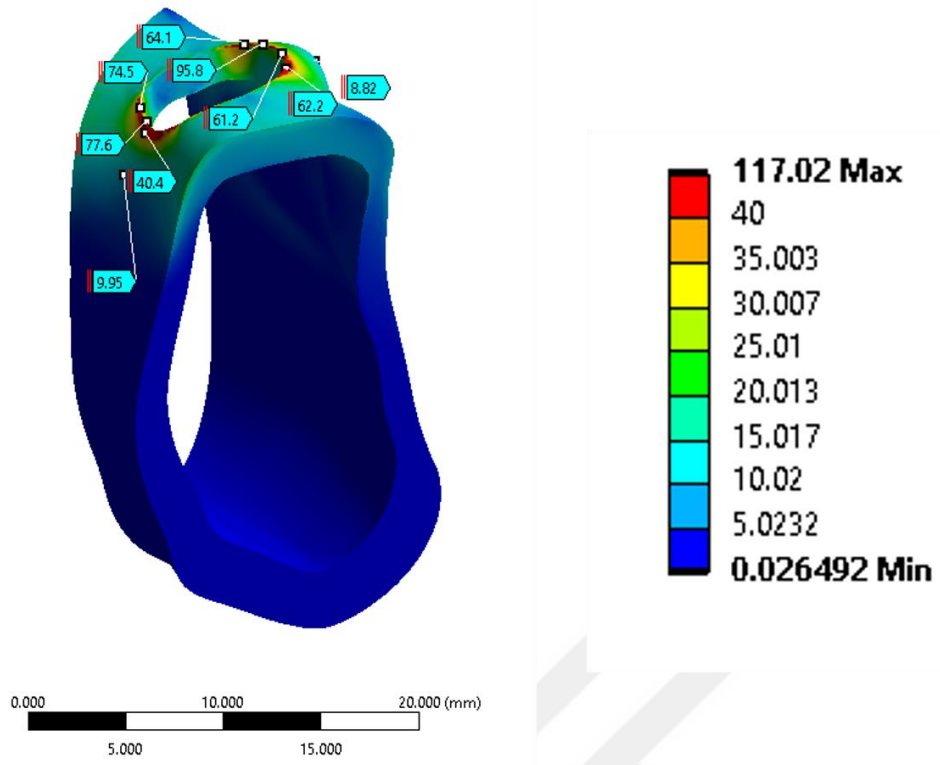
Oluşturulan sağlıklı diş yapı bileşenlerindeki gerilmenin; dişin bukkal ve lingual kolesinde, ara yüz bölgelerinde, kökün servikal ve orta üçlüsünde bukkal alanlarında ve krona kuvvetin uygulandığı bölgede yoğunlaştığı izlenmiştir. (Şekil 4.2) Kökün servikal ve orta üçlüsünde lingual alanda da ince hat şeklinde kırmızı alanlar görülmüştür. Maksimum eşdeğer gerilme değerinin 123,3 MPa ile bukkal kole bölgesinde olduğu görülmüştür. (Şekil 4.2.) Toplam deformasyon dağılımı, kronun bukkal kaspında 0,091 mm değeri ile meydana gelmiştir. (Şekil 4.4) Kortikal kemikte maksimum eşdeğer gerilme 117,2 Mpa, trabeküler kemikte ise 15,405 Mpa değeri ile ile dişin bukkal kolesi hizasında görülmüştür. Periodontal ligamentde dişin kökünün hem bukkal hem de lingual koronal ve orta üçlüsüyle komşu alanlarda yüksek gerilme değerleri izlenmiştir.



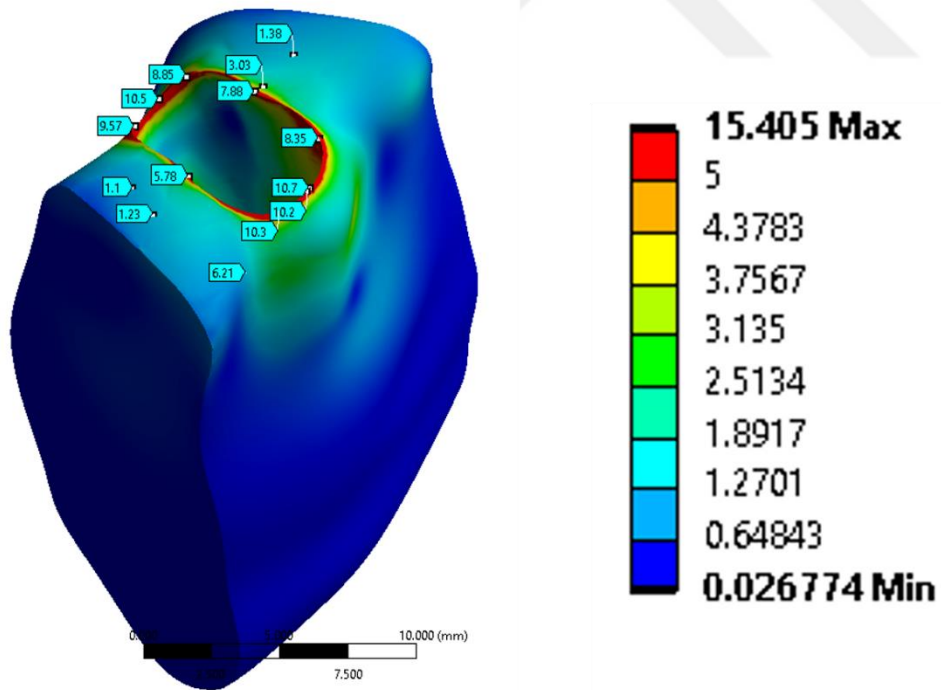
Şekil 4.2. Model 1 için gerilme dağılımları (MPa) A: Sırasıyla; bukkal, lingual, sagittal gösterim B: Sagittal kesitte koranelden apikale doğru ölçülen gerilme dağılım değerleri



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



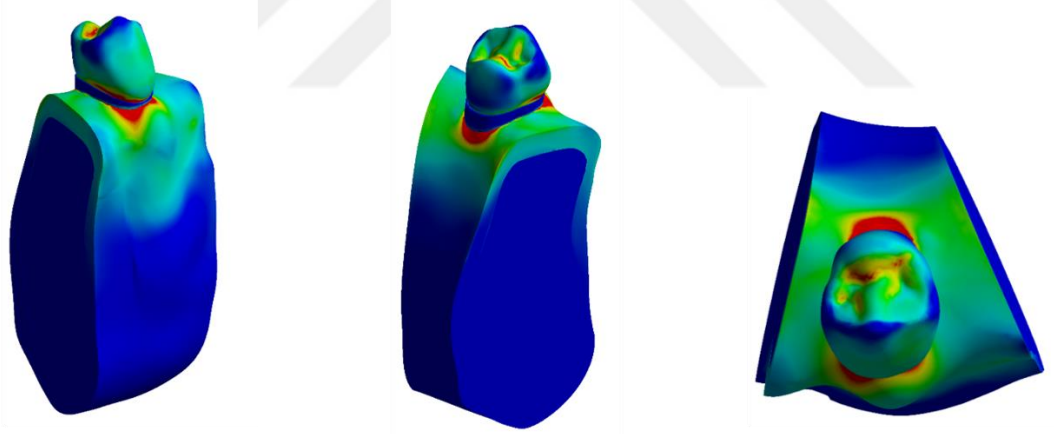
Şekil 4.4. Model 1de kortikal kemikte gerilme dağılımları.



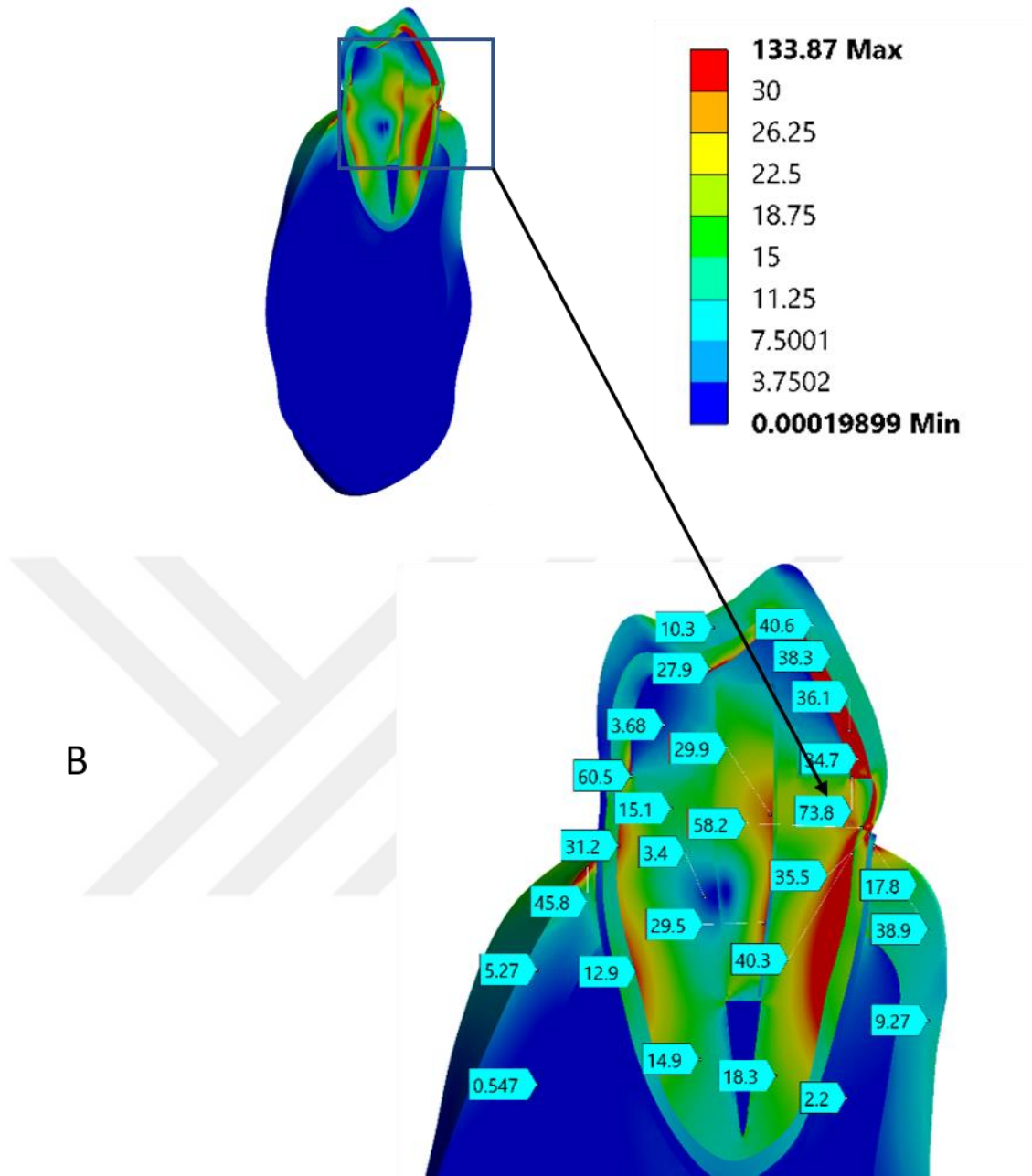
Şekil 4.5. Model 1de trabekular kemikte gerilme dağılımları.

4.2. Lezyonlu, Kanal Tedavili, Fiber Postlu, Metal Destekli Tek Kronlu Modelde (Model 2) Gerilme Dağılımı

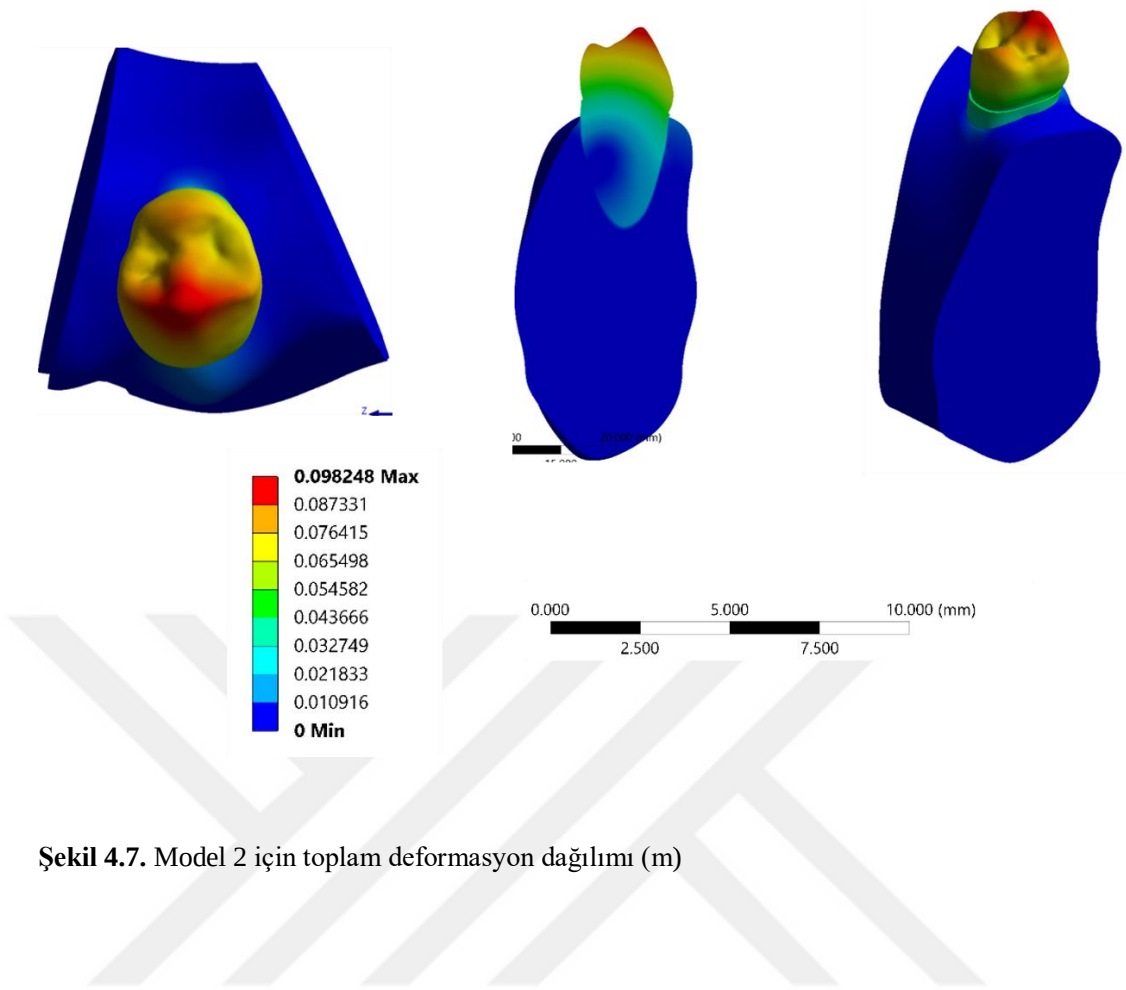
Model 2 de görülen gerilme dağılımları değerlendirildiğinde; stresin dişin kole bölgesinde ara yüz dışında kalan bukkal ve palatinal alanlarda, kökte orta ve servikal üçlüde, bukkal alanda ve kronda yükün uygulandığı bölgede, fiber postun diş kökünün servikal bukkal kısmına uygun yüzeyinde yoğunlaştığı görülmektedir. Diş kökünün servikal ve orta üçlüsünde, fiber postun orta bukkal kısmında ve santral olukta da yer yer dalgalanma şeklinde kırmızı alanlar görülmüştür. 133,87 MPa değeri ile gerilmenin maksimum gözlemlendiği alan dişin kole bölgesinin bukkalinde mine sement birleşim alanında olduğu görülmüştür. (Şekil 4.6) Toplam deformasyon miktarı ise en yüksek değerini 0,098 mm ile kronun bukkal kaspında göstermiştir. (Şekil 4.7.) Periodontal ligamentde görülen en yüksek gerilme değeri kökün lingual yüzeyinin koronal üçlüsünde olmuştur. Hem trabeküler, hem kortikal kemikte izlenen gerilme değerleri dişin kölesine komşu alanlarda daha yüksek olmuştur.



A



Şekil 4.6. Model 2 için gerilme dağılımları (MPa) A: Sırasıyla; bukkal, palatinal, sagittal gösterim
B: Sagittal kesitte koranelden apikale doğru ölçülen gerilme dağılım değerler.

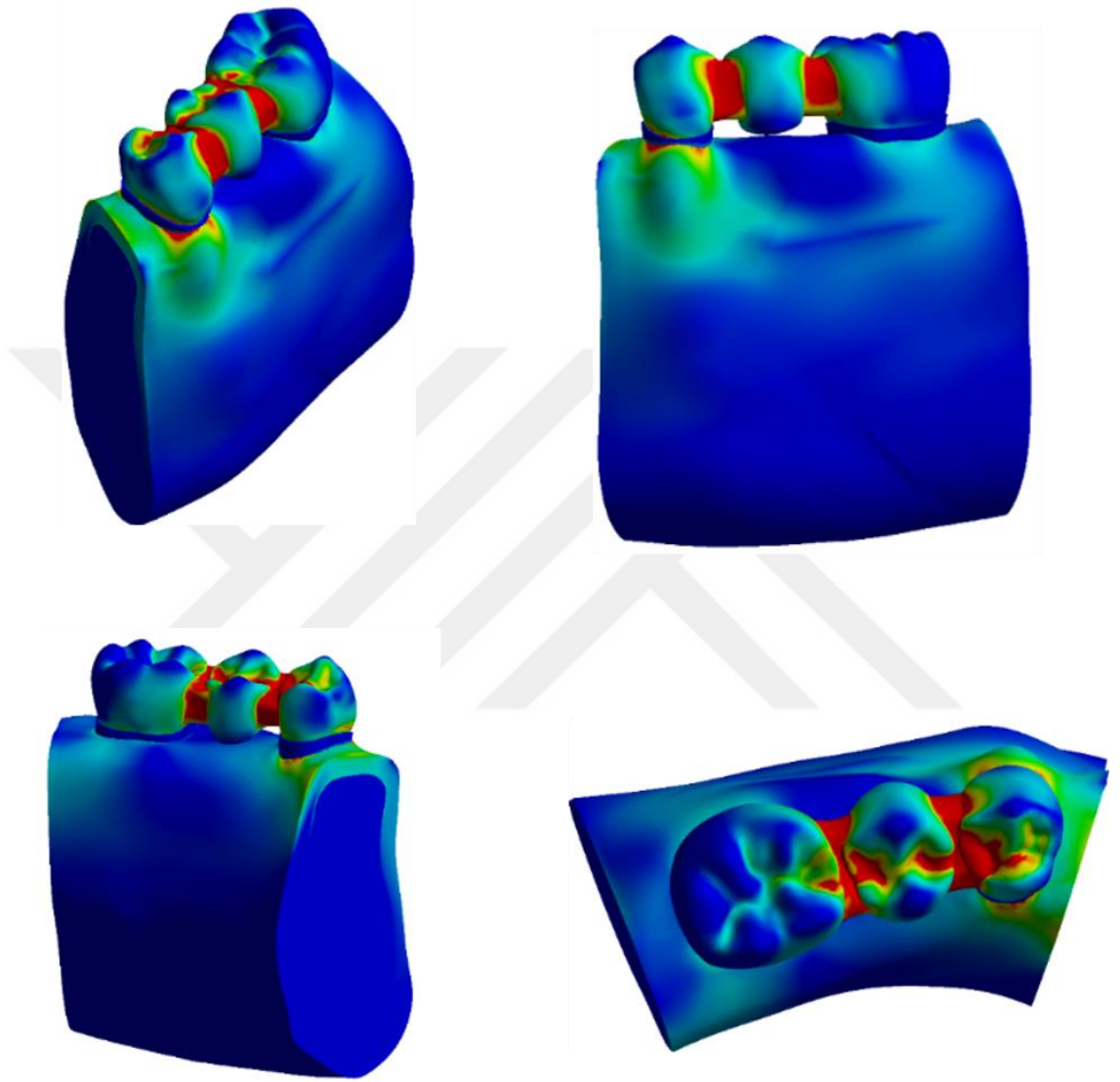


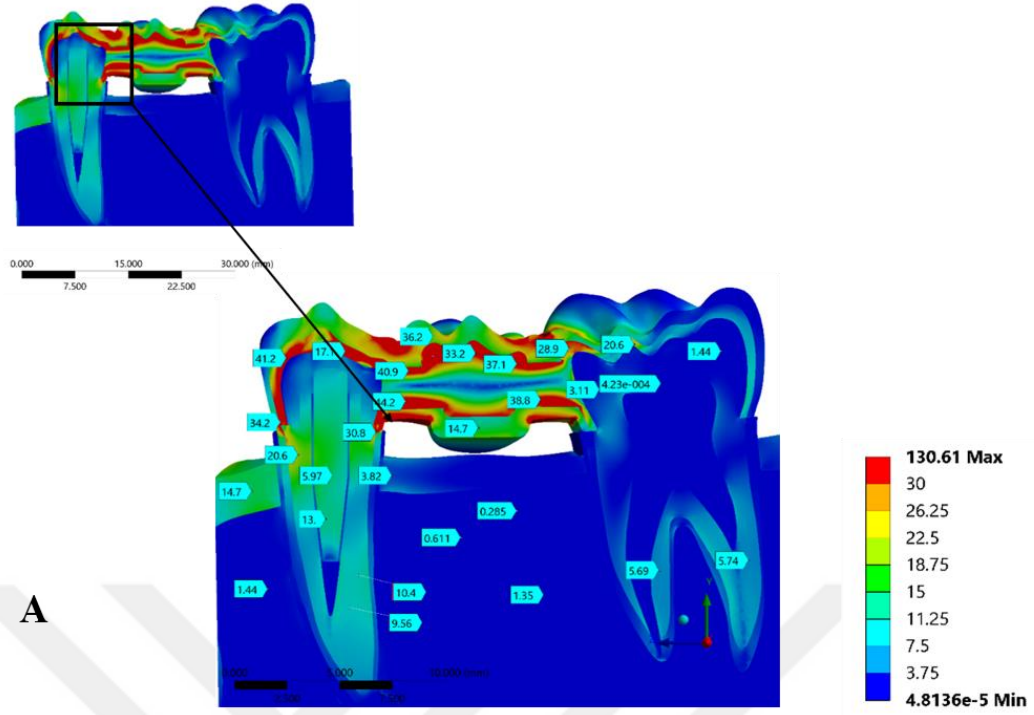
Şekil 4.7. Model 2 için toplam deformasyon dağılımı (m)

4.3. Üç Üyeli Köprü Altında Dayanak Olan Lezyonlu Kanal Tedavili Fiber Postlu Modelde (Model 3) Gerilme Dağılımı

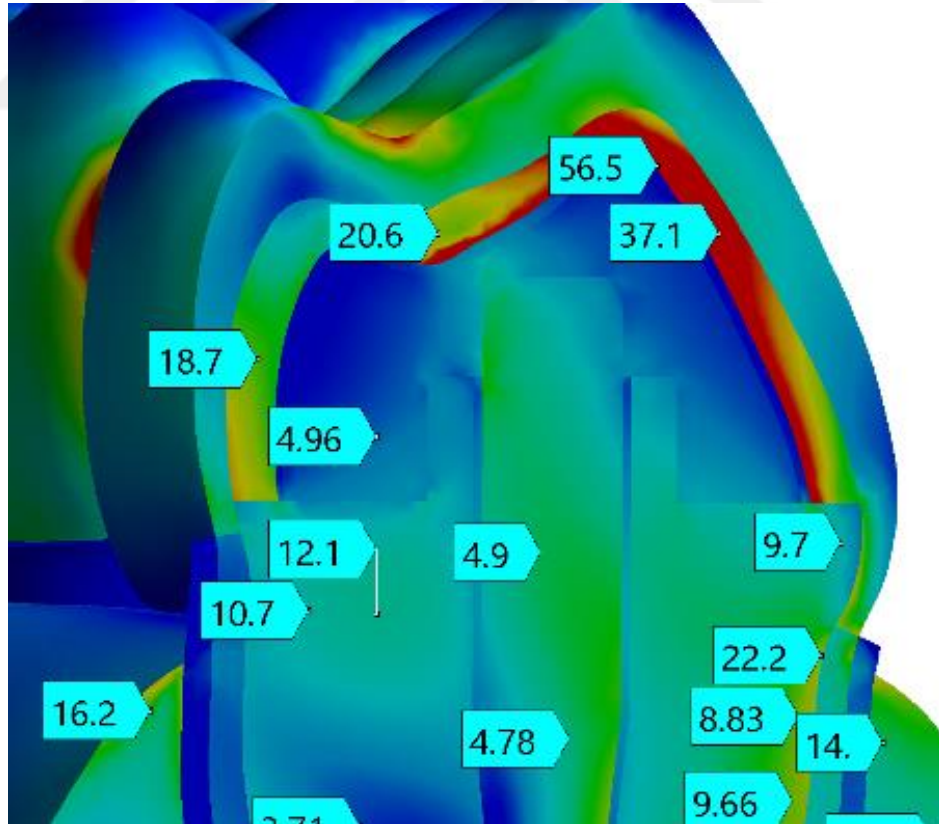
Model 3’de ölçülen gerilme dağılımları değerlendirildiğinde; konnektör bölgelerinde, 1. premoların bukkal kolesinde, köprüye kuvvet uygulandığı birinci premoların bukkal kaspında ve distal marjinal sırtında gerilmenin yoğunlaştığı görülmüştür. Dayanak diş olan birinci premoların lingual kolesinde ve distal oluşunda, mezial ve distal aproksimallerinde, molar dişin mezialinde yer yer dalgalanmalar şeklinde kırmızı alanlar izlenmiştir. 130,61 MPa ile maksimum gerilme 1. premolarla gövde arasında yer alan konnektörde görülmüştür. (Şekil 4.8) En yüksek toplam deformasyon değeri 1. premoların bukkalinde ve köprüünün konnektörlerinde 0,082 mm olarak ölçülmüştür. Konnektörlere gelen gerilme dağılımları kıyaslandığında 1. premoların distalinde yer alan konnektörde molar dişin mezialinde yer alan konnektörden daha yüksek değerde olduğu izlenmiştir. Dayanak premolar diş modelinin periodontal ligamentine gelen gerilme dağılımları kökün bukkal yüzeyinin koronal ve orta üçlüsünde lingual yüzeyden daha yoğun olduğu izlenmiştir. Fiber postda görülen gerilme dağılımları ise,

postun bukkal yüzeyinin koronal üçlüsünde orta üçlüsünden daha yoğun yeşil alanlar olarak izlenmiştir. Kortikal ve trabeküler kemikte 1. premoların kolesine komşu alanlarda gerilme dağılımları daha çok yoğunlaşmıştır.



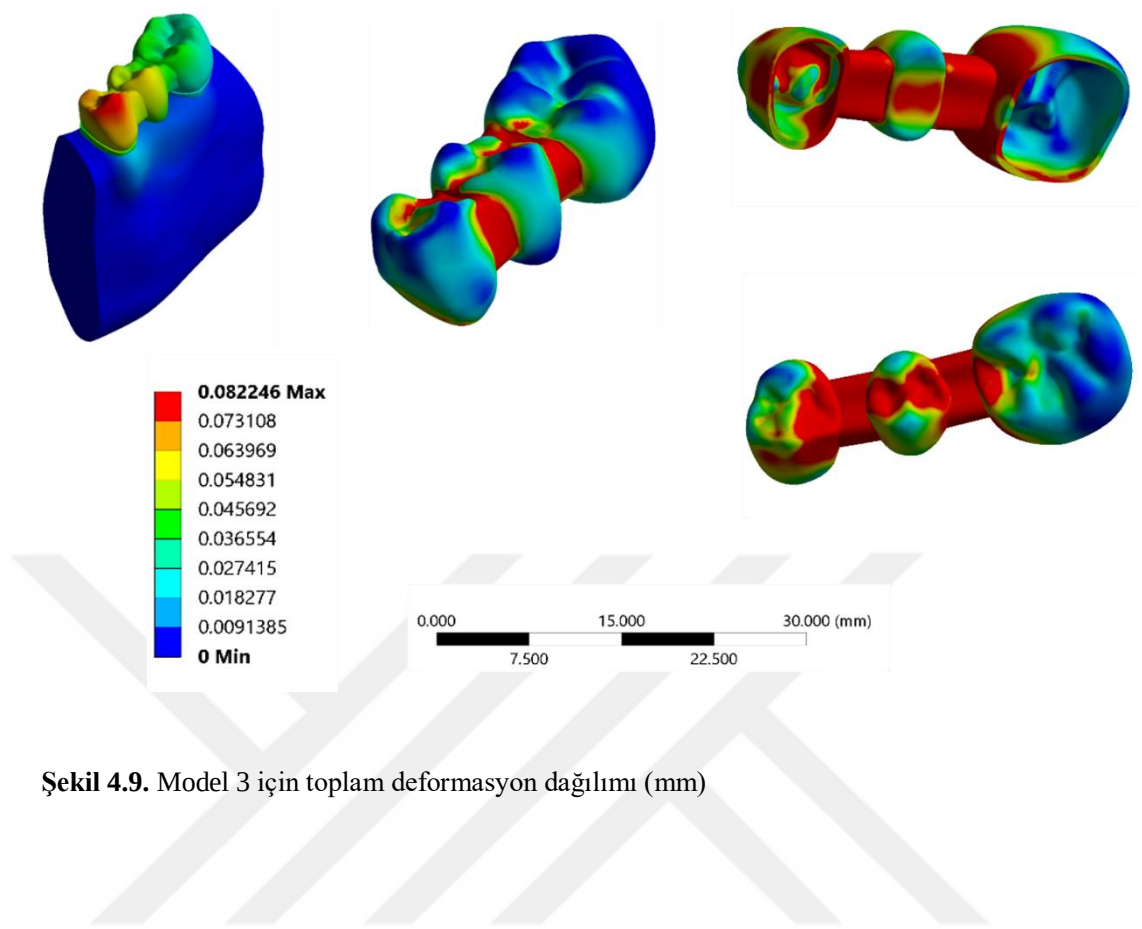


A



B

Şekil 4.8. Model 3 için gerilme dağılımları (MPa) Sırasıyla; bukkal, palatinal, oklüzal, sagittal gösterim A, B: Sagittal kesitte koranelden apikale doğru ölçülen gerilme dağılım değerleri.



Şekil 4.9. Model 3 için toplam deformasyon dağılımı (mm)

4.4. Tüm Modellerde Gerilme Dağılımlarının Karşılaştırılması

Sağlıklı, lezyonlu, kanal tedavili, fiber postlu tek kronlu ve köprü restorasyonlu diş modelleri olmak üzere toplam 3 farklı model senaryosu incelendiğinde; oklüzal yük uygulamaları ardından oluşan gerilmelerin tüm modellerde, benzer bölgelerde (dişin bukkal kolesi, kuvvet uygulanan kaspı, kökün servikal ve orta üçlüsünde) yoğunlaştığı görülmüştür. (Şekil 4.10.) Maksimum eşdeğer gerilmenin olduğu bölge dişin bukkal kole bölgesi olmuştur. (Tablo 4.1.)

Model 2 ve Model 3 kendi arasında değerlendirildiğinde gerek diş bileşenleri gerek lezyon bölgesi gerilme dağılımlarının lokalizasyonu arasında anlamlı bir fark çıkmamıştır. (Şekil 4.10, 4.11.)

Tüm modellerde, kortikal kemikte oluşan Von Mises değerleri trabeküler kemikten çok daha yüksek miktarda izlenmiştir. (Tablo 4.1.) Maksimum eşdeğer gerilim tüm modellerde birbirine benzerlik gösterip dişin serviko-bukkaliyle temasta olan kortikal

kemikte oluşmuştur. (Şekil 4.10) En düşük değer Model 3’de, en yüksek değer ise Model 1’ de görülmüştür. (Tablo 4.1.)

Periapikal lezyonu olan modellerdeki (Model 2, Model 3) değerler arasında çok fark izlenmeyerek, lezyon bölgesinde düşük gerilme dağılımı görülmüştür. (Şekil 4.11.)

Tüm modellerde dişin servikal hattından apikaline doğru indikçe alveol kemikte ve diş kökünde oluşan gerilmelerde de düşüş izlenmiştir. Bu durum kuvvet uygulama doğrultusu ve diş anatomisine bağlı olarak homojen olmasa da belirgin bir düşüş dikkat çekmektedir.

Skewness mesh metrik skalasından renk analizi yapıldığında, tüm modellerin kök bölgesindeki sagittal kesitte bukkal ve palatinal yüzeyde oluşan yeşil renkli stres alanları sağlıklı dişte diğer modellere göre daha fazla görülmüştür. Model 3’de bu alanlar daha koronalde izlenmiştir. (Şekil 4.15.)

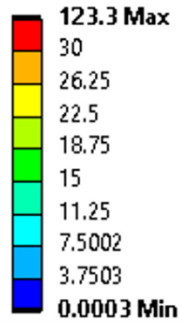
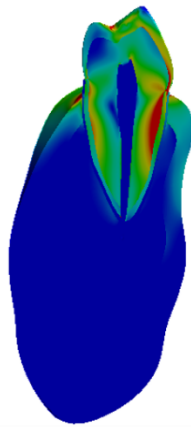
Fiber postlu modellerde (Model 2, Model 3) postun temasta olduğu dentinden daha düşük gerilme dağılımı değerlerinde olduğu izlenmiştir. Model 2’de fiber posttaki gerilme dağılımı Model 3’ten daha fazla olduğu izlenmiştir. Her iki modelde fiber postun orta üçlüsünde, dişin serviko-bukkal alanına uygun yüzeyinde daha fazla gerilme dağılımı izlenmiştir. (Şekil 4.17.)

Kron protezleri içeren modeller (Model 2, Model 3) kendi arasında değerlendirildiğinde özellikle kole bölgesinde oluşan yüksek gerilme alanları altyapı-porselen birleşiminden başladığı görülmüştür. Model 2’de Model 3’e göre daha yüksek değerler izlenmiştir. (Şekil 4.17.)

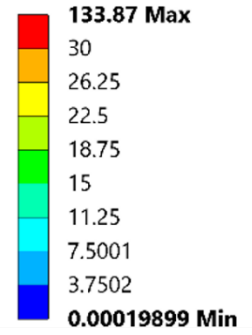
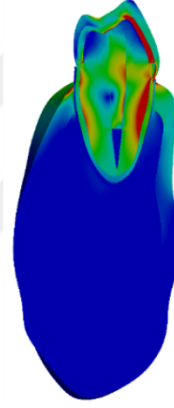
Toplam deformasyon dağılımı Model 2’de Model 1’e göre daha fazla izlenmiştir. En düşük değer ise Model 3’de ölçülmüştür. (Şekil 4.16.)

Tablo 4.1. Tüm modellerde diş üzerinde ve alveol kemikte oluşan maksimum deformasyon ve maksimum Von Mises değerleri (MPa)

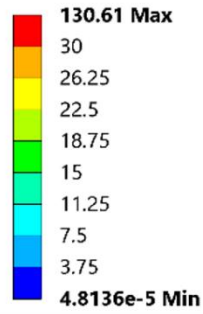
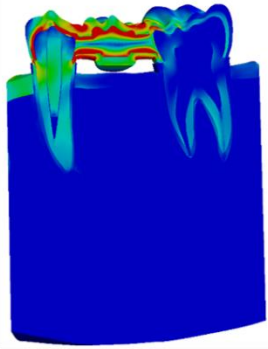
	<u>Max deformasyon</u>		<u>Max Von Mises</u>							
	Tüm model	Tüm model	Kortikal kemik	Trabeküler kemik	Kron	Lezyon	Fiber Post	Dentin	Sement	PDL
Model 1	0,091	123,3	117,020	15,405	123,300	-	-	48,539	65,939	14,896
Model 2	0,098	133,87	86,925	14,682	109,200	0,061	31,515	47,214	47,494	14,017
Model 3	0,082	130,61	60,086	9,604	86,595	0,054	20,592	37,517	23,248	8,225



Model 1

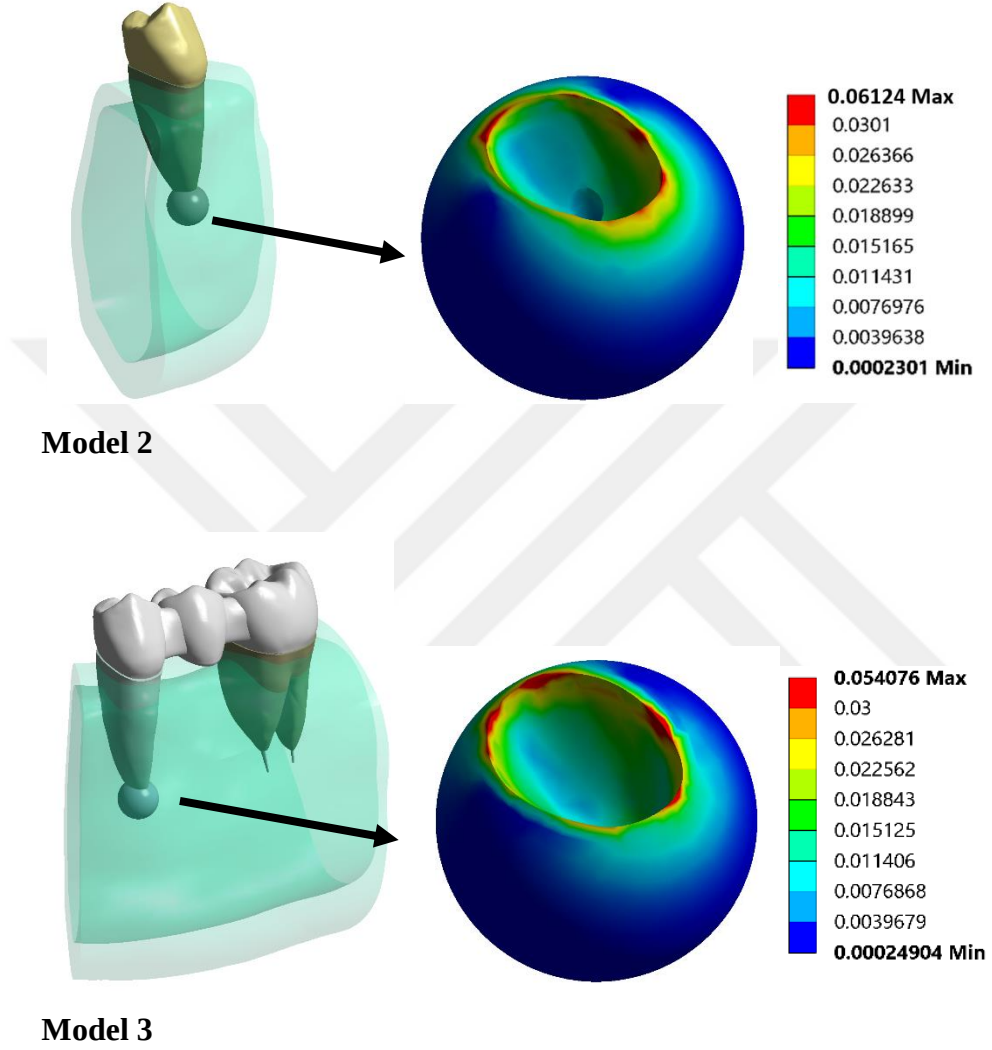


Model 2

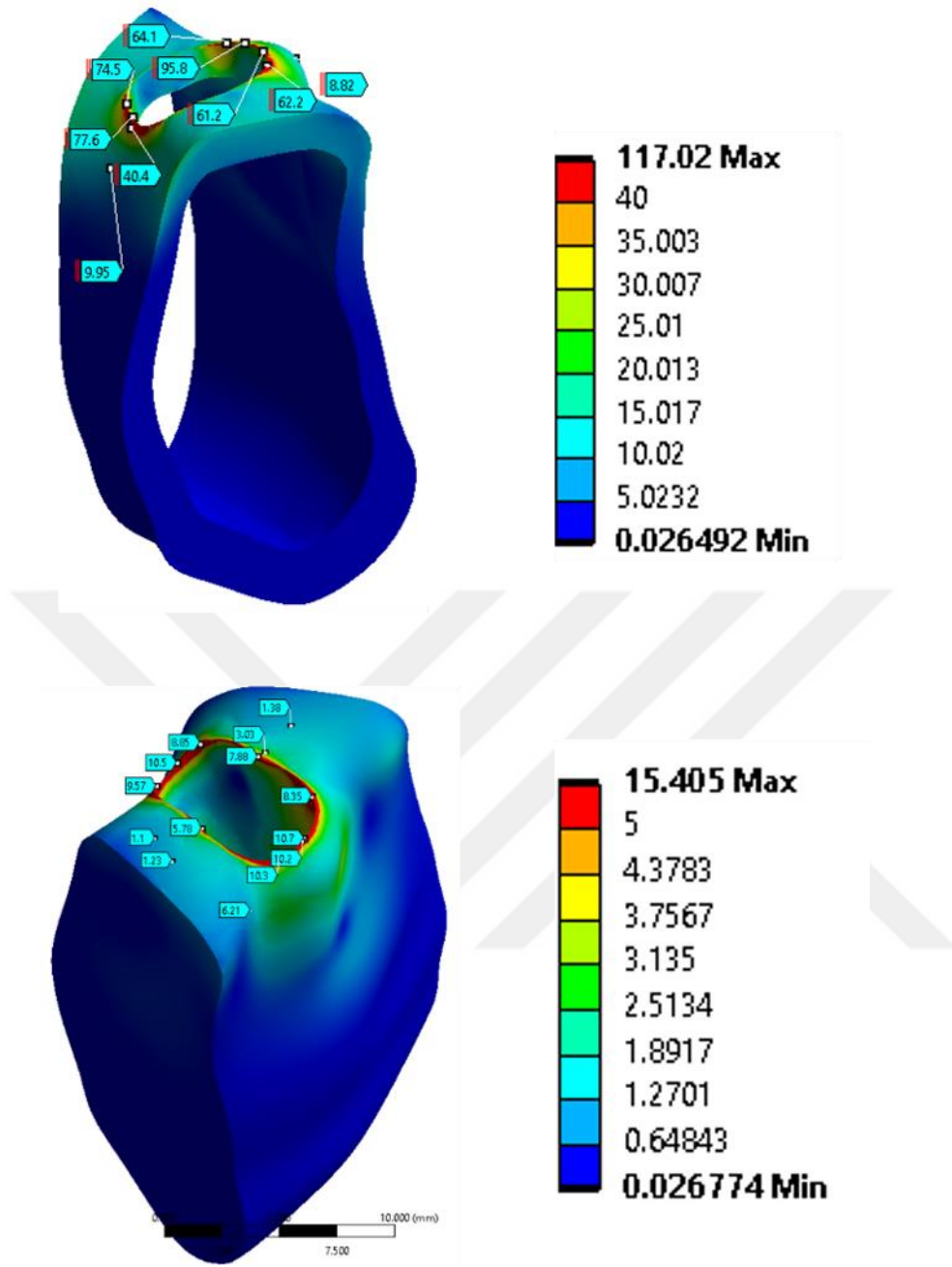


Model 3

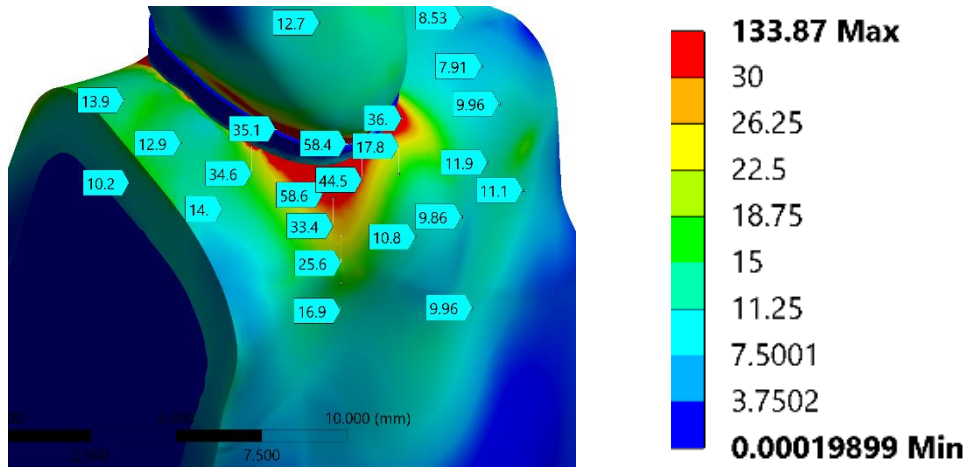
Şekil 4.10. Sagittal kesitte tüm modeller için oluşan MPa gerilme dağılımları. (**Model 1:** sağlıklı diş, **Model 2:** lezyonlu, kanal tedavili, fiber postlu, metal destekli tek kronlu diş, **Model 3:** üç üyeli köprü dayanağı olan diş)



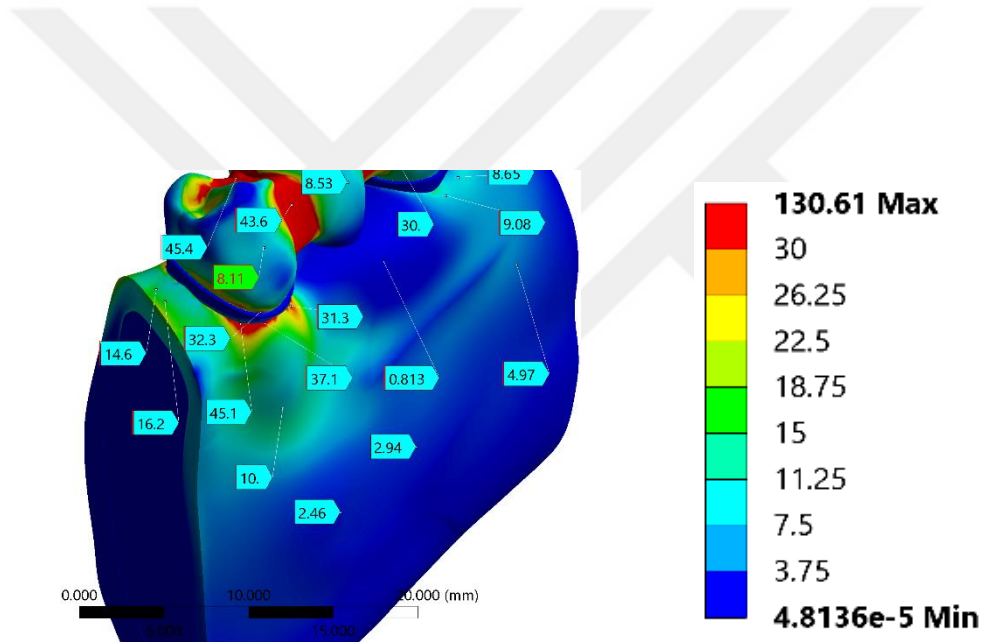
Şekil 4.11: Lezyonlu modellerde periapikal bölgede gerilme dağılımları.

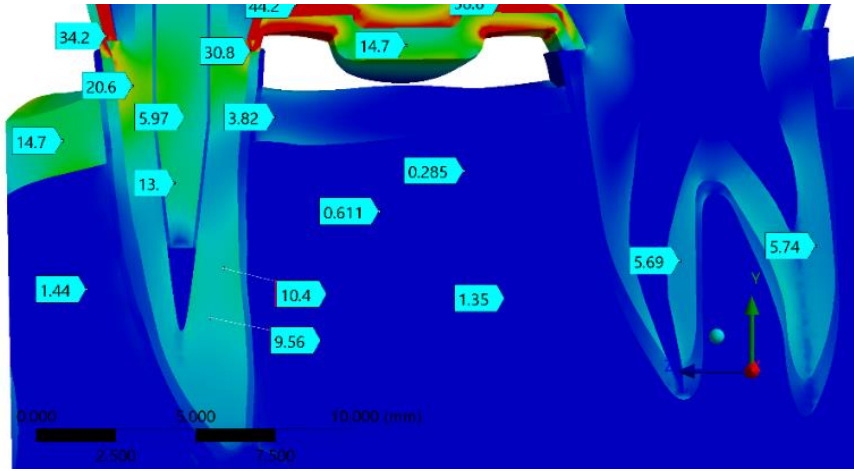


Şekil 4.12: Model 1’de kortikal ve trabeküler kemikte gerilme dağılımları.

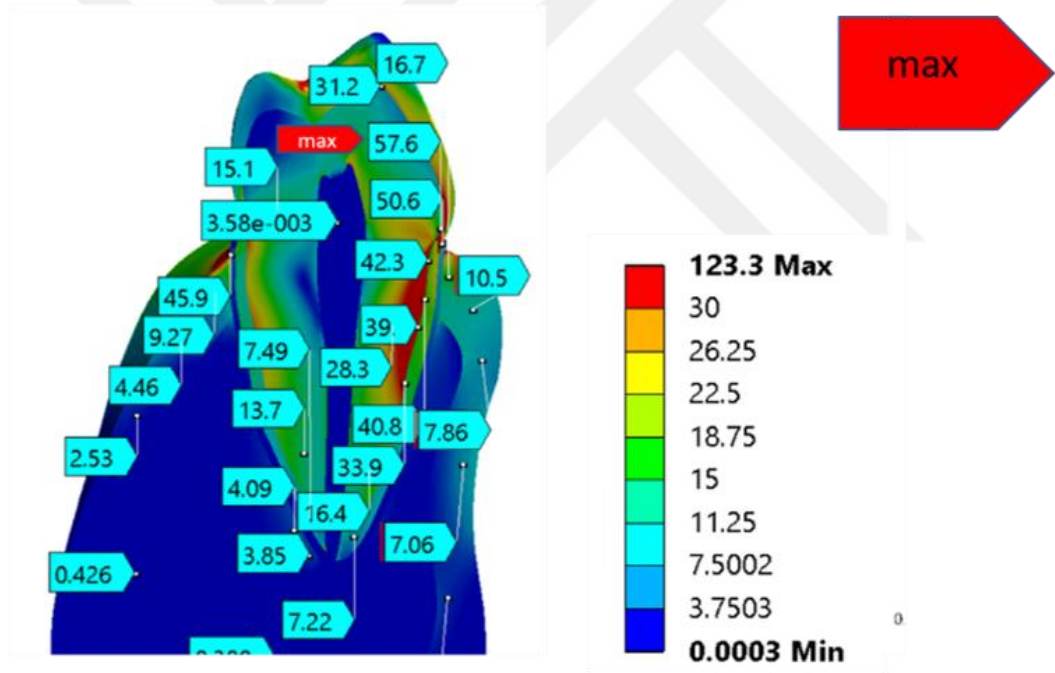


Şekil 4.13: Model 2’de kortikal ve trabeküler kemikte gerilme dağılımları

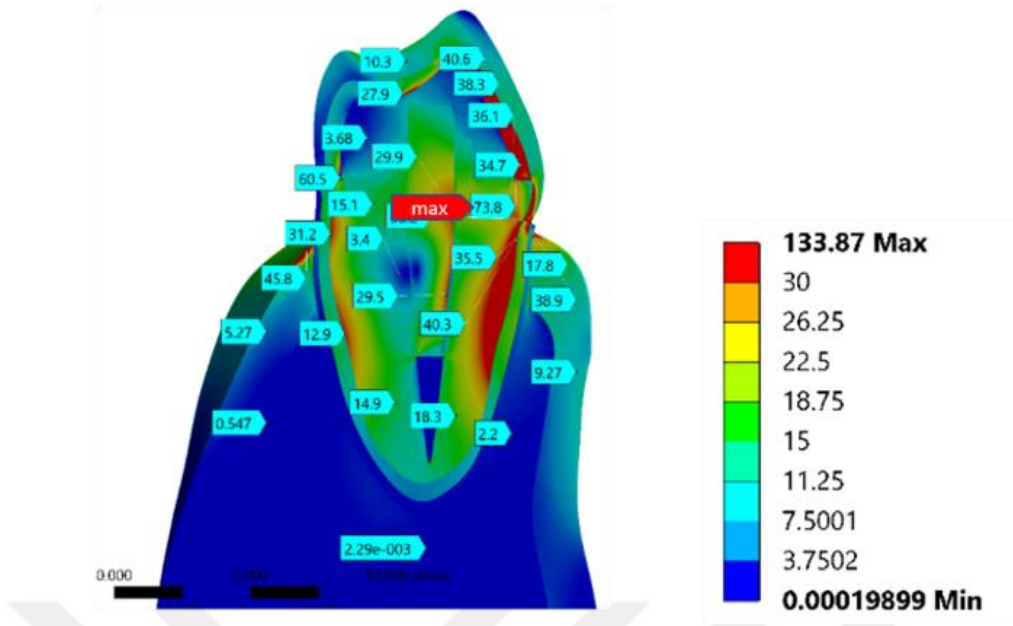




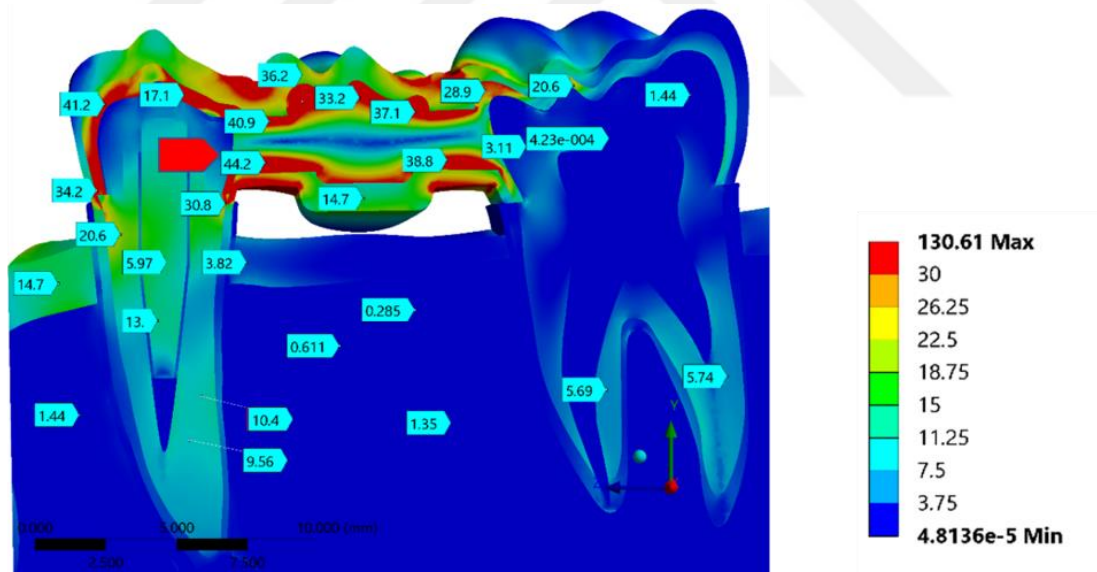
Şekil 4.14: Model 3’de kortikal ve trabeküler kemikte gerilme dağılımları



Model 1

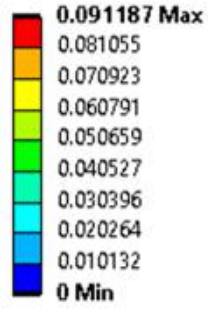
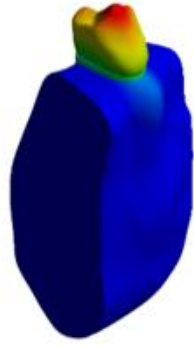


Model 2

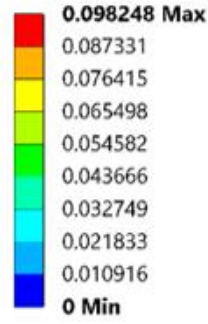
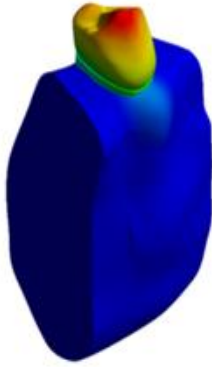


Model 3

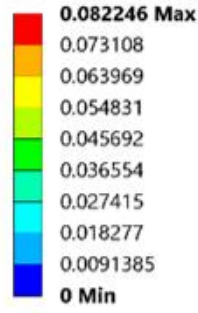
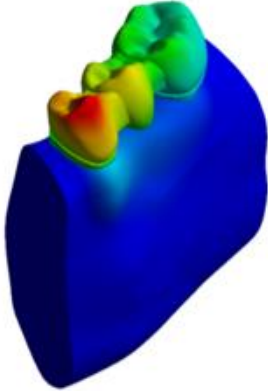
Şekil 4.15. Tüm modeller için sagittal kesitteki trabeküler-kortikal kemikte oluşan MPa gerilme dağılımları. Maksimum gerilmenin izlendiği bölgeler (**Model 1:** sağlıklı diş, **Model 2:** lezyonlu kanal tedavili fiber postlu diş, **Model 3:** üç üyeli köprü dayanağı olan lezyonlu kanal tedavili fiber postlu diş)



Model 1

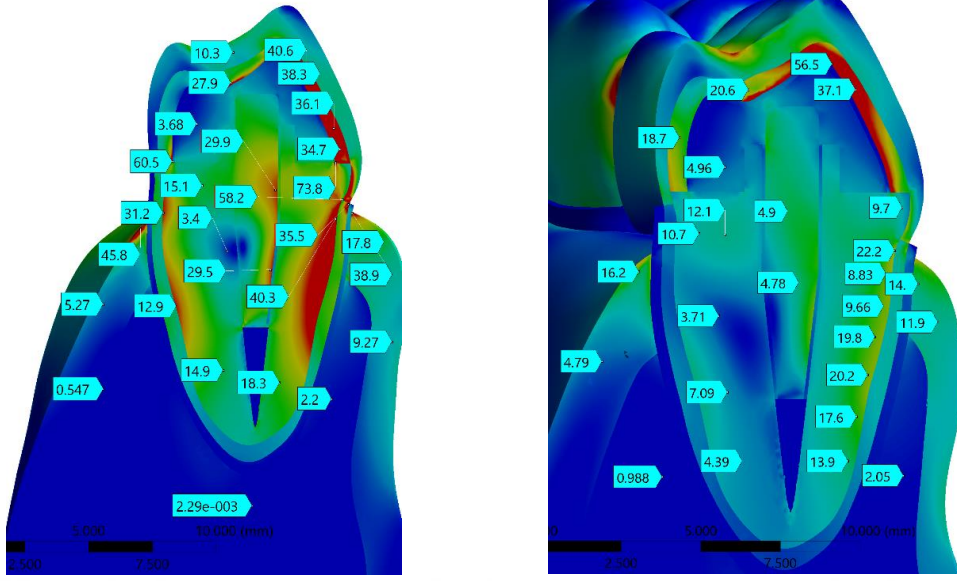


Model 2



Model 3

Şekil 4.16. Tüm modellerde görülen toplam deformasyon dağılımları



Şekil 4.17: Model 2 ve Model 3’de fiber postta görülen gerilme dağılımları

5. TARTIŞMA

Çalışmanın sonuçlarına göre lezyonlu diş kron ve köprü dayanağı olarak kabul edildiğinde Model 2’de ve Model 3’de kuvvet altında diş ve çevre dokularda izlenen Von Mises değerlerinin farklı olduğu bulundu. Ayrıca Model 2 ve Model 3’de diş ve çevre kemik dokuda, lezyon üzerinde oluşan oluşan gerilme dağılımlarının her grupta farklı olmasından dolayı çalışma için öngörülen 2 hipotez de reddedildi.

Çürük, daha önce yapılmış restoratif ve endodontik tedaviler dişleri zayıflatma eğiliminde olduğundan dişlerde görülen doku kaybı biyomekanik problemlere de neden olmaktadır. Bu dişlere daha fazla zarar gelmesini önlemek için yapılan restorasyon, retansiyon ve direnç oluşturmalıdır.(229)

Periapikal lezyonlu ve madde kaybı olan bu tarz vakalarda seçilecek olan restorasyon türüne karar verirken estetik, fonksiyon, fonasyon, maliyet gibi kriterlerin yanısıra restorasyonun diş ve çevre kemik dokularıyla oluşturacağı uzun vadeli etki de önem taşımaktadır.

Yapısal olarak zayıflamış dişlerin korunması ve tutuculuğun artırılması amacıyla en sık ve en yaygın kullanılan restorasyon tekniklerinden biri post-kor uygulamalarıdır. (230)

Post materyali ve dentin arasında elastiklik modülü farkı olduğundan dentinle post arasında oluşan yoğun gerilme alanları mikro-çatlaklara yol açarak dentin yüzeyinde kırıkların görülmesine neden olabilmektedir, bu sebepten dentine daha yakın elastiklik modülüne sahip materyaller kullanılması tercih edilmektedir.(231)

Dişlerin kırılma riskini artıran faktörlerden biri de protez dayanağı olarak kullanılacak lezyonlu dişlerin koronal tedavisininin gecikmesidir. Sağlam bir koronal restorasyon periapikal iyileşmeyi ve tedavinin prognozunu olumlu yönde etkilemektedir.(57)

Doku kaybı olan dişlerde sabit bölümlü protez planlaması yaparken, kullanılacak malzemelerin özelliklerini ve restorasyonun işlev sırasında ağız boşluğunda maruz kalacağı çiğneme kuvvetlerini dikkate almak önemlidir. Dişlerin fonksiyon esnasında dayanabilecekleri maksimum yük farklı kırılma dayanımı testleriyle belirlense de bu testler çekilmiş dişlerle yapılmaktadır. Diş morfolojisi, dehidratasyon derecesi, mineralizasyon derecesi, kimyasal yapı ve hacim gibi faktörler çalışmalarda kullanılan dişlerde değişkenlik gösterdiğinden dişin kırılma direnci de etkilenmektedir.(232)

Bu nedenle uzun dönemde meydana gelebilecek yorulma ve deformasyonun araştırılmasında gerilme analizi yöntemleri, kırılma dayanım testleriyle kıyaslandığında birçok yönden avantajı olduğu için üstünlük elde etmiştir.(206)

SEA yönteminde kullanılan sonlu elemanların boyut ve şekillerinin değişkenliği gerçek yapıya en yakın modelleri oluşturulabilir. SEA yönteminin tekrarlanabilir olması model üzerine uygulanan yükün derecesi ve yönünü değiştirilerek karşılaştırma yapılmasını da sağlamaktadır.(233)

SEA yöntemiyle elde edilen sonuçlarının doğruluk derecesi, fizyolojik koşullara, materyal özelliklerine, modelin gerçek anatomik yapılarına olan uyumuna, sınır şartlarına bağlıdır.(234) Sonlu elemanlar stres analizi sayesinde oldukça hassas sonuçlar elde edilir. Bu yöntemde analizler tek, iki ve üç boyutlu yapılabilir. Modellenen yapıların şekil ve anatomilerindeki düzensizlik dış hekimliğinde üç boyutlu modellemeler, stres dağılımlarının daha gerçekçi sonuçlar vermesi nedeniyle daha sık kullanılmaktadır.(203)

Çalışmamızda materyallerin mekanik özelliklerinin belirlenmesi için, elastisite modülü ve poisson oranları kullanılmıştır. Elastisite modülü, aksiyal yüklemde çekme ve baskı sırasında oluşan materyal deformasyonu olup, gerilim ve gerinimin oranlanmasıyla bulunur.

Poisson oranı ise yatay gerinimin aksiyal gerinime oranı olup materyalin hangi kenarlarının test sırasında ne kadar deformasyona uğradığı göstermektedir. Materyallerin mekanik özelliklerini belirten elastisite modülü ve poisson oranları daha önce yapılmış çalışmalardan örnek alınmıştır.(235)

Yapılan sonlu elemanlar analizinde, Von Mises, maksimum ve minimum asal gerilme değerleri karşılaştırılmaktadır. Analiz sonuçlarının değerlendirilmesinde; kemik gibi kırılğan materyaller için asal gerilim değerleri, metal altyapı gibi çekilebilir materyaller için ise Von Mises gerilme değerleri kullanılır.(236, 237) Asal gerilim değerleri için elde edilecek olan en yüksek maksimum asal gerilim değeri modelde oluşan çekme tip gerilimi; minimum asal gerilimi ise modelde oluşan sıkışma tip gerilimi ifade eder, Von Misses değerleriyle ise tüm yapıda oluşan stres değerleri hakkında bilgi elde edilir ama stresin yönü hakkında bilgi verilemez.(216)

Tüm bu avantajlar göz önüne alındığında tez çalışmamızda, dayanak olarak tercih edilen lezyonlu kök kanal tedavisi görmüş ve fiber post uygulanmış mandibular premolar dişlerde gerilme dağılımının analizi için SEA yöntemi tercih edilmiştir.

Protetik tedavilerde çiğneme kuvveti ile oluşan stresleri değerlendirmek için kullanılan SEA yönteminin avantajları olmasıyla beraber dezavantajları ve kısıtlamaları söz konusudur. Diş hekimliğinde, çoğunlukla lineer elastik gerilim analizi kabul edilse de, doku ve malzemelerde oluşan deformasyon kuvvet ile doğru orantılı olmayabilir (non-linear).(219) Ayrıca doğada hiçbir materyal %100 homojen ve izotropik kabul edilmemesine rağmen yapılan araştırmalarda dental materyaller homojen ve izotropik kabul edilmiştir. Birçok faktöre bağlı değişebilen bu özelliklerden dolayı materyal değerlerini ortalama değer olarak homojen ve izotropik saymak çalışma sonuçlarını etkilemektedir.(206) Bu nedenle çalışmamızda yapılar, homojen, izotropik ve lineer olarak kabul edilmiştir.

Çalışmada modelleme için seçtiğimiz diş çiğneme esnasında önemli rolü olan mandibular premolar dişlerdir. Fakat oklüzal çiğneme kuvvetleri, her birey için farklı olup, bireyin yaşına, cinsiyetine, ağızda mevcut olan restorasyonlara, brüksizm gibi parafonksiyonel durumun olup olmamasına, hastanın mental durumuna göre büyük değişiklik göstermektedir. Bu nedenle çiğneme esnasında oluşan molar oklüzal kuvvetlerin değeri geniş bir aralık gösterir.(238) Maksimum oklüzal kuvvetler anterior bölgeden posteriora doğru gittikçe artış göstermektedir. Bu durum için çiğneme mekaniği sınıf 3 kaldıraç gibi düşünülerek, kondil fulkrum ve çiğneme kasları da kuvvet olarak kabul edilmiştir. Buna göre fulkrum olarak kabul edilen kondile yaklaştıkça kuvvette de artış olacaktır.(239) Craig ve ark., vertikal ısırma kuvvetinin molar dişlerde 390-880 N, premolar dişlerde 453 N, keserlerde 222 N, Helkimo ve ark ise, erkeklerde maksimum ısırma kuvvetinin molarlarda 382 N, insizal bölgede 176 N olduğunu belirtmişlerdir.(192, 238) Attia ve ark. göre yetişkinlerde oklüzal kuvvetler molar bölge için 400-800 N, premolar bölge için 300 N, anterior bölge için ise 200 N olarak kabul edilmiştir.(228) Falk ve ark. oklüzal kuvvet büyüklüğü ve dağılımının implant destekli köprüler ile diş destekli köprüler arasında yaklaşık olarak aynı olduğu belirtmiştir.(240) Başka bir çalışmaya göre ise implant destekli restorasyonlarda, dişte bulunan proprioepsiyon duyusu olmadığından daha fazla çiğneme kuvveti oluşmaktadır.(241)

Zivko-Babic ve ark.(242) ise ortalama maksimum ısırma kuvvetinin 150,1 N standart sapma ile 392,3 N olduğunu hesaplamıştır. Belli ve ark.,(243) Gonza'lez-Lluch ve Pe'rez-Gonza'lez (244) ile Rodri'guez-Cervantes (245) çalışmalarında bu değeri 300 N olarak belirlemiştir.

Bruksizmi hastalarda restorasyonun üzerine normal ısırma kuvvetinden fazla yükler gelmektedir ve restorasyona gelen kuvvet miktarının artmasıyla başarısızlık olasılığı artmaktadır.(246)

Calderon ve ark. (246) yaptıkları çalışmaya göre ortalama en yüksek ısırma kuvvetini non-bruksistler (bruksist olmayanlar için) için 584 N (minimum:185), bruksistler için ise 590 N (minimum:155 N) olarak bulunmuştur.

Dişin uzun aksına 135° açıyla kuvvet uygulayarak fonksiyon sırasında oluşan gerilmelere benzer şekilde farklı eksenlerde oluşan kuvvetler kök kanal tedavisi görmüş ve fiber post ile restore edilmiş dişlerin kırılma direncine ilişkin en kötü senaryo olarak kabul edilerek, biyomekanik davranışın değerlendirilmesi açısından uygun bulunmuştur. (247, 248)

Bu bilgiler ışığında daha önce yapılan SEA çalışmaları temel alınarak;(21, 243, 249) çalışmamızda uygulanan okluzal kuvvet premolar dişin, uzun eksenine 45 derece açıyla, 300 N değerinde fonksiyon esnasında oluşan farklı eksenlerdeki kuvvetleri yansıtabilecek şekilde uygulandı. Kuvvet uygulama alanı dişin bukkal kaspının lingual yüzeyi olarak belirlenmiştir.

Marjinal sırt-tüberkül kapanış ilişkisinde gelen kuvvetlerin kontakt dişten de karşılanması nedeniyle kuvvetler Okeson kapanış kriterlerine uyarak üç nokta teması şeklinde uygulandı ve tüberkül-fossa ilişkisi esas alındı.(250).

Dental arktaki fonksiyon esnasında mandibular premolar bölge gerilme, sıkışma, döndürme ve makaslama kuvveti gibi birçok kuvvete maruz kalır.(249) Özellikle doku kaybı olan dişlerde tüm riskler göz önüne alınarak ferrule oluşturulmalı, post-kor uygulanarak basamaklı bir kron preparasyonu ile tedavi tamamlanmalıdır.(251) Ferrule etkisi yaratmak, restore edilmiş dişlerin optimum biyomekanik davranışı açısından koronal ve radiküler diş yapısı korunmasında çok önemlidir.(252) Post-kor uygulanmış kök kanal tedavili dişlerin uzun süreli sağ kalımını iyileştirilmesinde kabul görülen ferrule yüksekliği 1,5-2 mm'dir.(253) Yapılan çalışmalarda ferrule yüksekliğini artırarak diş kronunun yer değiştirme ve dönüşünün azaldığını

bildirmiştir.(254) Bu bilgiler örnek alınarak çalışmamızda ferrule yüksekliği 1,5 mm olarak modellenmiştir.

Aşırı doku kaybı olan dişlerin sağlam dayanak fonksiyonu görmesi için kron restorasyonlarından önce post uygulanması gerekmektedir. Diş hekimliğinde bu zamana kadar farklı türlü post sistemi uygulanmakta olup her birinin kendine göre avantaj ve dezavantajları görülmüştür. İdeal bir post materyalinde aranan özellikler; dentine benzer biyomekanik özelliklere sahip olması, dişe minimal gerilme iletmesi, çevre dokulara uyumlu olması ve yeterli estetik özelliklerinin olması gibi faktörlerdir. (120) Pegoretti ve ark. nın yaptığı bir çalışmada, cam fiberler kök içindeki en düşük gerilme dağılımlarını göstermiş ve araştırmacılar bu malzemenin dentine oldukça benzer bir gerilim alanları oluşturduğu sonucuna varmıştır.(13) İn vivo ve in vitro çalışmalar klinik performanslarından dolayı kompozit rezin core destekli cam fiber postları metal post çeşitlerine kıyasla endodontik tedavili dişlerin restorasyonu için mükemmel bir yaklaşım olduğunu göstermiştir.(255) Restorasyonun kırılma direncini arttırması, aynı zamanda diş dokularıyla uyum sağlayan üstün estetik özelliklerinden dolayı çalışmamızda fiber postlar tercih edilmiştir.

Yeterli tutuculuk için ideal post uzunluğu tartışmalı bir konudur. Daha iyi diş desteği sağlamak ve kırılma riskini aza indirme için, alveolar kemik seviyesinin çok altında sonlanan uzun postlar tercih edilmektedir. (256) Post uzunluğunun kök uzunluğunun 1/2, 2/3 veya 4/5'ine eşit olduğu durumlar uygun görülmektedir. (165) Çalışmamızda post uzunluğu, apikal tıkamayı bozmayacak şekilde oluşturulan iki modelde (Model 2, Model 3) her birinde kron içi 5 mm, kök içi 10 mm olarak modellenmiştir.

Post çapının artmasıyla yüzey bağlanma alanında da artış görüldüğünden, tutuculuğun da arttığını ortaya koyan çalışmalar vardır.(62)Al-Omiri ve ark.(257) ise post çapındaki artışın dişlerin kırılma mukavemetini azalttığını ileri sürmüştür. Post stabilitesinin sağlanması için gerekli post çapına dair çalışmalarda Lambjerg-Hansen ve Asmussen en az 1.3 mm olmasını (258), Shillingburg ve ark.(259) ise en fazla 1.7 mm olması gerektiğini bildirmiştir. Stren ve Hirshfeld (260) ile Sirimai ve ark. (261) optimum post çapının kök çapının üçte biri olması gerektiğini ileri sürmüştür. Bu çalışmaları göz önünde bulundurarak, çalışmamızda post çapı 1.5 mm olacak şekilde modelleme yapılmıştır.

Gerilme dağılımını etkileyen önemli faktörlerden biri de post tasarımıdır. Paralel kenarlı postların tutuculuğu konik postlardan 2-4 kez daha fazladır. Bu postlar fonksiyonel yükleri köke pasif olarak ilettiği halde, konik postlar ise dişe gelen lateral kuvvetleri kama etkisi yaratarak köke iletmektedir.(262) Hem biyolojik, hem de mekanik açıdan en uygun post tasarımının paralel başlayıp, konik sonlanan tasarım olduğunu gösteren çalışmalar vardır.(263) Bu tez çalışmamızda da kullanılan modellerde postlar, paralel başlayıp konik sonlanacak şekilde planlanmıştır. Daha önceki çalışmalarda da en yaygın görüş olduğundan, çalışmamızda kullanılan post materyalinin uzunluğu, apikalde 4 mm gutta-perka bırakılacak şekilde belirlenmiştir. (62)

Rekow ve ark.(264), sonlu elemanlar stres analizi ile yaptıkları çalışmada siman aralığının stresler üzerinde etkili olduğunu gözlemlemişler. Zang ve ark.(265), yaptığı çalışmada farklı siman aralıkları kullanarak monolitik zirkonyanın kırılma direnci üzerine etkisine bakmışlar ve siman aralığının arttıkça servikal bölgelerde oluşan streslerinde arttığını bildirmişlerdir. Cam fiber postlar ve dentin yüzeyi arasındaki bağlantının retantif olabilmesi için ince bir siman kalınlığının olması gerektiğini araştıran çalışmalar var.(266) D'Arcangelo ve ark. ise (267) bu kalınlığın 0,1- ile 0,3 mm değer aralığında olmadığında, bağlantı dayanımının azaldığını açığa çıkarmıştır. Bu bilgilere dayanarak tez çalışmamızda siman kalınlığı; dentin-post arası 0,1 mm ve kron-kor arası 0,2 mm olarak modellenmiştir.

Dişin maruz kaldığı farklı yük miktarı, yaş gibi faktörlere göre PDL kalınlığı da değişmektedir. Bu değerler 0,12 ile 0,27 mm arasında değişebilmektedir.(268) González-Lluch ve ark.(244) ile Gomes ve ark.(269)'nın yaptığı çalışmalara benzer olarak, çalışmamızda PDL kalınlığı 0,2 mm olarak belirlenmiştir.

PDL oklüzal yüklerin destekleyici kemik dokusuna transferinde ve hatta dağılımında da önemli bir rol oynar.(270) Periodontal desteğin azalması ve diş çevresindeki kemik seviyesinin azalması dişin prognozunu daha da kötüleştirir. Lezyonlu dişlerde zamanla PDL kalınlığında görülen değişiklik kemik kaybına da neden ola bilmektedir. Roscoe ve ark.(271) 5 mm kemik kaybının kök dentinindeki stres konsantrasyonunu ve gerilimi önemli ölçüde artırdığını bildirmiştir. Ma ve ark. (257) normal ve alveolar kemik rezorpsiyonu vakalarını karşılaştırmış ve düşük young modülü ve daha uzun olan bir cam fiber postun her iki durumda da stres konsantrasyonunu azaltabileceğini öne

sürmüştür. Naumann ve ark. (272), daha fazla kemik kaybı olan dişlerde servikal bölgedeki streslerin başarısızlık riskini artırdığını belirtmişlerdir.

Ho ve ark.(273) SEA çalışmalarında sement dokusunun ince bir yapı olduğunu ve elastiklik modülünün dentinle eşdeğer kabul edildiğini bildirmişlerdir, bundan dolayı bizim çalışmada da sement dokusu dentin gibi düşünülerek kalınlığı dikkate alınmamıştır.

Metal destekli seramik tek kron ve üç üyeli köprü dayanağı olan modellerde kor tasarımı standart diş kesim prensipleri doğrultusunda; kron tasarımının 2 mm oklüzal redüksiyon, 1,5 mm vestibul redüksiyon, 1 mm interproksimal ve lingual redüksiyon yapılmış haliyle, 1,5 mm supragingival chamfer basamak olacak şekilde oluşturulmuştur. Kron malzemelerinin altyapıları her yerde homojen ve eşit (0,5 mm kalınlığında) tasarlanıp kalan kısmı porselen oluşturmuştur. Kronlarla kompozit kor arasında 30 µm kalınlığında siman tabakası oluşturulmuştur.

Lezyonlu kanal tedavili dişlerin yeterli biyomekanik performansını sağlanmasında kalan diş yapısının korunması ve restoratif materyallerin doğru seçimi önemlidir. Literatür taramaları ve klinik uygulamalara bakıldığında zaman birçok farklı protetik materyal seçeneği bulunmaktadır. Cervino ve ark.(23) farklı restoratif materyaller üzerinde yaptığı çalışmada ideal bir kron materyali olmadığı ve bu malzemelerin değişen yükler altında farklı özelliklerinin ön plana çıktığı sonucuna varmıştır.(274) Moris ve ark. (6) ise maksiller kanin dişlerin yapılan farklı kron alternatifleri üzerine yaptığı çalışmada, kalan kök dentininin durumuna bağlı olmayarak , metal destekli seramiklerin olumsuz estetiğine rağmen daha iyi performans gösterdiği, endodontik tedavili dişler için uygun bir malzeme olduğu sonucuna varılmıştır. Bu sebepten çalışmamızda metal altyapılı seramik kron ve köprülü modeller üzerinde araştırma yapılmıştır. Moris ve ark. tüm modellerdeki Von Mises dağılımının fiber post, kök, siman ve PDL boyunca benzer ve homojen olduğunu bulmuştur. Ayrıca sağlıklı diş modeli, kök kanal tedavili diş modellerine kıyasla daha düşük Von Mises değeri göstermiştir. Bizim çalışmada ise sağlıklı diş modeli bileşenlerinde izlenen max Von Mises değerleri lezyonlu kronlu dişlerden daha yüksek değerlerde izlenerek Morris ve ark çalışmasıyla örtüşmemiştir.

Gomes ve ark ark. araştırmalarında bir yapının yük altındayken, stresin, en yüksek elastisite modülünü sunan bölgede yoğunlaşarak, yükü daha yüksek yoğunlukta

çevreleyen yapılara aktardığını gözlemlemiştir ve farklı restoratif malzeme kombinasyonları olan gruplarda kök boyunca benzer stres dağılımı izlenmiştir, koping, tüm sistemdeki en büyük stres miktarını absorbe ederek en yüksek elastisite modülü göstermiştir, daha yüksek Young modülüne sahip malzemelerin daha yüksek stres absorbe ettiği görülmüştür. Bu da fiber postlarla restore edilen dişler için olumlu bir prognozu temsil eder.(269) Çalışmamızın sonuçlarına göre; yük uygulanan tüm modellerde, gözlemlenen gerilmeler kronun bukkal kole bölgesinde mine-sement birleşimi hizasında oluşmuştur.

Shetty ve ark.(275) estetik post sistemlerinin gerilme dağılımına etkisini araştırmışlar; cam fiber post sistemi uygulanarak oluşturulmuş modelde, dentindeki gerilme dağılımı kökün servikal ve orta üçlüsünde yoğunlaşmasıyla sonuçlanmıştır. Başka bir SEA çalışmasındaysa Coelho ve ark.nın(276) post ve tam seramik kron ile restore edilmiş maksiller santral kesici diş üzerinde yaptığı araştırmada, cam fiber post ile restore edilen diş modeli de dahil tüm post sistemleri için; dentindeki gerilme dağılımının özellikle kökün orta üçte birinde olmak üzere bukkal ve palatinal bölgede yoğunlaştığı görülmüştür. Diğer post çeşitleriyle kıyaslandığında fiber post uygulanan modelde gerilme dağılımının, tüm diş yapıları için, daha homojen olduğu gözlenmiştir.

Bu çalışmada görülen sonuçlara göre Model 2’de fiber posttaki gerilme dağılımı Model’3ten daha fazla olduğu izlenmiştir. Her iki modelde (276)’deki çalışmayla benzerlik gösterecek şekilde fiber postun orta üçlüsünde, dişin servikobukkallı alanına uygun yüzeğinde daha fazla gerilme dağılımı izlenmiştir.

Yüksek elastiklik modülüne sahip restoratif materyaller dişin doğal biyomekanik davranışını değiştirirler. Cam fiber postlar, fleksibl ve daha esnek bir kor materyaline sahip olduğundan dişin servikal bölgesinde oluşan gerilmeleri yoğunlaştırmaktadır. (13)

Chuang ve ark.(277) çalışmaları sonucunda, tüm fiber post modellerinde maksimum Von Mises eşdeğer gerilmesini dişin servikal bölgesinde bulmuştur. Karaoğlu ve ark. çalışmasında oluşturulan tüm modellere uygulanan analiz sonucu, gerilme dağılımının dişin bukkal ve palatinal servikal bölgesinde yoğunlaştığı ve maksimum eşdeğer gerilmenin olduğu bölgenin dişin kole bölgesinin bukkali olduğu izlenmiştir. (278)

Toksavul ve ark.(279) farklı post çeşitlerinin gerilme dağılımı üzerine yaptıkları araştırma sonucu; cam fiber postun da içinde bulunduğu tüm modeller için dentindeki

maksimum Von Mises eşdeğer gerilmesinin, kök yüzeyinin bukkal ve koronal üçte birinde yoğunlaştığı sonucuna varmıştır. (277-279) çalışmalara benzer olarak bu çalışmada da dentinde gerilme dağılımının yoğunlaştığı bölge dişin bukkal kole bölgesi olmuştur, bu değerler Model 1’de ve Model 2’de benzer olup, Model 3’e göre daha yüksek olduğu ortaya çıkmıştır.

Bu çalışmada araştırılan; lezyonlu dişlerin protetik restorasyonlara dayanak olması durumunda dişlere gelen gerilme dağılımının diş ve çevre dokulara etkisini incelenmesine yardımcı olacak çok az sayıda SEA çalışması bulunmuştur. Değerlendirmeler periapikal lezyonlu diş modellerin simüle edildiği benzer metodolojiye sahip çalışmaların sonuçları üzerinden yapılmıştır.

Belli ve ark.(243) endodontik-periodontal lezyonlu alt çene küçük azı dişlerinde kök kanal dolgusunun gerilme dağılımı üzerine etkisini inceleyen çalışması vardır. Sağlıklı diş modeliyle beraber 3 farklı endodontik-periodontal lezyonu simüle eden toplam 4 model oluşturulmuştur. Kontrol modeli dışında tüm modellerde periapikal lezyon çapının 2 mm olduğu kabul görülmüştür. Yalnızca primer endodontik lezyonu olan diş modeli ile çeşitli kanal dolgu malzemeleri kullanılarak restore edilen endodontik tedavi görmüş diş modeli arasında gerilme dağılımı açısından büyük bir fark bulunmazken; periodontal hastalıkların eklendiği diğer modellerde gerilmelelerde önemli ölçüde artış izlenmiştir. Maksimum Von Mises eşdeğer gerilmeleri en yüksek değerini kuvvet uygulanan bukkal kaspda göstermiştir. Bu çalışmanın sonuçlarına benzer olarak bizim çalışmamızda da periapikal lezyonu olan modellerdeki (Model 2, Model 3) değerler arasında büyük fark izlenmeyerek, lezyon bölgesinde düşük gerilme ve toplam deformasyon dağılımı görülmüştür. Maksimum Von Mises eşdeğer gerilmeleri en yüksek değerini bukkal kole bölgesinde göstermiştir.

Belli ve ark.(249)’nın diğer bir çalışmasında, post ve tam seramik kronla restore edilmiş kök kanal dolgulu alt çene küçük azı dişlerini incelemiştir. Modelleri çevreleyen kemik dokusu, primer endontik, primer endodontik sekonder periodontal tutulumlu ve gerçek kombine lezyonları SEA ile simule edilmiştir. Primer endodontik lezyon modelinde periapikal lezyon çapının 2 mm olduğu kabul görülerek; fiber postun homojen gerilme dağılımı gösterdiği izlenmiş ve lezyonsuz diş modeliyle kıyasladığımızda gerilmedeki artışın düşük miktarda olduğu tespitlenmiştir. Dişin periapikalinde lezyon olmasına rağmen, dentine benzer elastik özelliklere sahip olmasından dolayı cam fiber postun hala kök yapısını koruyabildiği sonucuna

varılmıştır. Bu çalışmada da buna benzer veriler elde edilerek, fiber post içeren her iki modelde gerilmenin kor yapısında ve kökte düşük ve homojen olup dentinden daha düşük değerlerde olduğu izlenmiştir. Model 2’de fiber posttaki gerilme dağılımı Model 3’ten daha fazla olduğu izlenmiştir. Her iki modelde fiber postun orta üçlüsünde, dişin serviko bukkal alanına uygun yüzeğinde daha fazla gerilme dağılımı görülmüştür.

Karaoğlu ve ark. (278) çalışmalarında apikalinde farklı büyüklükte lezyonu olan maksiller santral dişleri simule etmişler ve tüm modellerde yük uygulanması sonucu oluşan gerilmenin, modeller üzerinde benzer bölgelerde yoğunlaştığı görülmüştür. Ancak, lezyonsuz diştten itibaren artan lezyon çapıyla birlikte kökün bukkal orta üçlüsünde oluşan yoğun gerilme alanının dişin koroneline doğru taşındığı gözlenmiştir, bu da çalışmamızın sonuçlarıyla benzerlik göstermektedir. Diğer tüm bileşenlerde sağlıklı modelde izlenen Von Mises değerlerinin lezyonlu modellerden daha yüksek olduğu izlenmiştir. Alınan sonuçlara göre lezyonlu premolar dişe kuvvet uyguladığımız zaman oluşan basıncın az olması lezyon bölgesi hücrelerini aktive ederek kemik oluşumunu uyara bilir ve bu da lezyonun iyileşmesini hızlandırır bilir.

Jang ve ark.(280) periodontal kemik kaybı ile karşılaştırıldığında apikal kök rezeksiyonunun biyomekanik parametreleri daha zayıf bir şekilde etkilediğini gözlemlemiştir. Cho ve Kim ise (281) oklüzal yüklemekten kaynaklanan gerilmenin çoğunun kökün apikal üçlüsünde değil servikal üçlüsünde yoğunlaştığına dikkat çekilmiştir. Kalkwarf ve ark. (281) tarafından yapılan çalışmada dişin apikalindeki kemik kaybının, kökün gerilme dağılımına etkisinin, servikal bölgedeki kayıplara kıyasla dişi biyomekanik cevap açısından daha az etkilediği sonucuna varılmıştır. Bu çalışmada tüm modellerde, kortikal kemikte oluşan Von Mises değerleri trabeküler kemikten çok daha yüksek miktarda izlenmiştir. Maksimum eşdeğer gerilim tüm modellerde birbirine benzerlik gösterip dişin serviko-bukkaliyle temasta olan kortikal kemikte oluşmuştur. En düşük değer Model 3’de, en yüksek değer ise Model 1’de görülmüştür.

Kırmalı ve ark.(282) ototransplante azı dişlerinde stres dağılımını inceledikleri SEA çalışmasında sağlam, kanal tedavili, ankilozlu, kronlu 3. Molar dişler olmakla toplam 7 farklı model simule etmişler. Oklüzal morfoloji ve PDL'nin varlığının dentin ve kortikal kemikte stres dağılımını etkilediğini izlemişler. Normal periodontal aralıktaki dişlerde trabeküler kemikte daha yüksek stresler gözlemlendiği halde, ankiloze dişlerde

kortikal kemikte daha yüksek stresler görülmüştür. Ankiloze modelde stres öncelikle dişin koronal bölgesinde, kronlu modellerde, kronsuz modellere göre dişin koronal bölgesinde stres daha fazla gözlenmiştir. Ankiloze dişlerde servikal bölgedeki stres yoğunlaşması ve olası kırıkların dişin kronlanmasıyla engellenebileceği izlenmiştir.

Bu çalışmada da tüm modellerde dişin servikalinden apikaline doğru indikçe alveol kemikte ve diş kökünde oluşan gerilmelerde düşüş izlenmiştir. Bu durum kuvvet uygulama doğrultusu ve diş anatomisine bağlı olarak homojen olmasa da belirgin bir düşüş dikkat çekmektedir. Lezyonlu dişlerde kortikal ve trabeküler kemikte izlenen Von Mises değerleri sağlıklı diş modelinden daha düşük değerlerde olmuştur.

Sabit protez üye sayısı arttıkça, oklüzal kuvvetler altında dayanaklarda oluşan stres miktarı da artmaktadır.(3) Hem dişüstü, hem implantüstü sabit protetik restorasyonlarda gövde sayısına bağlı deformasyon miktarı gövde sayısının küpü kadar değişmektedir. Örneğin diğer tüm koşullar aynı kalırsa, tek gövdeye göre iki gövde bulunan köprülerde deformasyon miktarı sekiz kat, üç adet gövde bulunan köprülerde 27 kat artmaktadır. (158)

1926 yılında Ante tarafından tanımlanan kanuna göre sabit köprü ile restorasyon yapılacak durumlarda destek dişlerin periodontal alanlarının toplamı, gövde olarak yerleştirilecek olan kayıp dişlerin periodontal alanlarından daha fazla veya en azından eşit olması gerekir.(283)

Chitumalla ve ark.(283) Ante yasasının geçerliliğini kontrol etmek için sağlam ve periodontal doku kaybı bulunan 1. premolar ve 2. molar dayanak dişler üzerine yapılan köprü modellerinden ibaret bir SEA çalışması yapmıştır. Periodontal kaybı olan dayanak dişler ek bir dişle splintlendiğinde kemik desteği kaybı olan dayanak diş gelen stresler daha fazla görülmüştür. Her iki dayanakta da periodontal destek kaybı olan modelde, 1. premoların tek köklü, 2. moların 2 köklü olmasından dolayı 1. premoların stres konsantrasyonunun molardan daha fazla olduğu görülmüştür. Bu çalışmada da lezyonlu diş köprü dayanağı olunca tüm bileşenlerde görülen gerilme dağılımları tek kronlu dişden daha düşük değerlerde izlenmiştir.

Onodero ve ark.(284) yaptıkları çalışmada, Y-TZP'den üretilen üç üyeli sabit bölümlü proteze mekanik kırılma testi uygulamışlar ve kırılmaların genel olarak distal konnektörde olduğunu görmüşlerdir. Wimmer ve ark. PMMA'yı değerlendirdikleri çalışmada, üretilen üç üyeli sabit bölümlü protezlere kırma testi uygulandığında,

kırılmaların daha çok distal konnektör bölgesinde gerçekleştiğini bildirmişlerdir.(285) Bu çalışmada da köprüye dayanak olan lezyonlu premolar dişe gelen gerilme dağılımları değerlendirildiğinde; konnektör bölgelerinde, 1. premoların bukkal kolesinde, köprüye kuvvet uygulandığı birinci premoların bukkal kaspında gerilmelerin yoğunlaştığı görülmüştür. Konnektörlere gelen kuvvetler kıyaslandığında ise kuvvet uygulanan premolar dişin distal alanındaki konnektörde molar dişin mezialinde yer alan konnektöre göre daha fazla gerilme dağılımı izlenmiştir.

Onodera ve ark.(284) çalışmalarında, mandibular posterior bölge için, tam seramik malzemelerden yapılan köprülerin, konnektör şeklinin ve büyüklüğünün de restorasyon dayanıklılığı üzerindeki etkisini araştırmışlardır ve konnektör şeklinin, restorasyon başarısında anlamlı bir etkisinin olmadığını, ama konnektör boyutları arttıkça restorasyonların daha dayanıklı hale geldiğini raporlamışlardır. Metal destekli porselen restorasyon için Omar ve ark.(162), 4,1 mm yükseklik ve 4 mm genişlikte konnektör kalınlığını önermişlerdir. Krom-kobalt altyapılar için Krug ve ark.(163) ideal konnektör kalınlığının 12 mm² olduğunu söylemektedirler.

Almasi ve ark.'nın(286) Y-TZP den yapılmış üç üyeli köprülerde kuvvet dağılımının SEA ile inceledikleri çalışmada yük dağılımının konektörün kesit şekli ve alanından etkilendiğini gözlemlemişler ve en kesiti eliptik olan konnektörün stresi tüm altyapı içinde daha muntazam bir şekilde dağıttığını izlemişler.

Karakurt ve ark.(287) çalışmalarında farklı üstyapı materyalleri (metal destekli seramik, monolitik zirkonya, zirkonyum altyapılı porselen, PEEK) ile hazırlanan implantüstü sabit köprü protezlerinin implant, abutment, vida ve kemik üzerindeki stres dağılımının sonlu elemanlar analiz yöntemiyle inceleyerek mandibular premolar ve molar arası yapılan 3 üyeli köprüye dikey ve oblik kuvvetler uygulamışlar. Bu çalışmaya benzer şekilde oblik kuvvet uyguladıkları zaman üstyapıda oluşan max Von Mises değerleri monolitik zirkonya üstyapısı olan köprüde köprünün kole bölgelerinde, diğer 3 modelde ise konnektör bölgelerinde görülmüştür. Oblik kuvvetler altında köprülerde oluşan maksimum stres monolitik zirkonyada, minimum stres ise PEEK materyalinde bulunmuştur. Tüm modellerde kortikal kemikte oluşan maksimum gerilme değeri implantların boyun bölgesine denk gelen kısmında ve benzer değerlerde izlenmiştir.

Bu çalışmada tüm modeller kıyaslandığında deformasyon değerlerinin sağlıklı dişte metal destekli fiber postlu tek kronlu modelden daha az olduğu izlenmiştir. Bu da Model 2 de kullanılan metal destekli porselen kron, fiber post, siman, qutta perkanın materyel özellikleri değerlerinin (elastiklik modülü ve poisson oranın) sağlıklı diş modelinden farklı olmasından kaynaklanmaktadır. Model 3’de ise konnektörlerin yardımıyla premolar dişe uygulanan kuvvet ara bölgeye de yayıldığından toplam deformasyonun diğer modellerden daha az olduğu izlenmiştir.

Bu çalışmanın temel limitasyonları;

SEA çalışmalarıyla matematiksel modeller üzerinde klinik koşullar taklit edilmeye çalışılarak karşılaştırılması ve yoruma dayalı sonuçlar elde edilmesidir. Sonlu elemanlar analizi çalışmalarında incelenen yapıları doğal ortamda olduğu şekilde tam olarak modellemek bilgisayar ortamında mümkün olmamaktadır.

Ağız ortamında oluşan kuvvetlerin hem statik hem dinamik yapıya sahip olması, oral aktiviteler sonucu oluşan termal geçişlerin matematiksel modelde birebir aynı olmaması temel limitasyonlardandır.

Modellenen dişlerin anatomik yapıları her insanda aynı boyutlarda değilken bu çalışmalarda ideal diş form ve yapıları standardize edilerek çalışılmıştır.

Bu sebepten çalışmadan elde edilen verilerin klinik araştırmalarla desteklenmesi ve dayanak dokularda oluşabilecek etkilerini inceleyen uzun dönem in vivo klinik takiplerinin yapılması da gerekmektedir. Ayrıca çalışmamızın sonuçlarına göre, dayanak olarak kullanılacak lezyonlu diş sayılarının arttırılması, kullanılacak farklı protetik restorasyonlara dayanak olması, oklüzal kuvvetlerin etkisinin farklı morfolojilerle ve farklı protez materyalleri ile incelenmesi gibi araştırma konularına ihtiyaç doğmuştur.

Bu çalışmanın sonuçları premolar dişe 45 derece açıyla kuvvet uyguladığımız zaman izlendiğinden çiğneme zamanı dişlere iletilen kombine (dik ve oblik) kuvvetlerin lezyonlu dişleri nasıl etkileyeceği ise başka çalışmaya konu olabilir.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Tek kronlu ve üç üyeli köprü dayanağı olan KKT'li, apikal lezyonlu, fiber postlu diş bileşenlerine kuvvet uygulandığı zaman diş üzerinde oluşturacağı etkinin SEA yöntemi ile incelendiği bu çalışmada, aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Sağlıklı diş modeli de dahil olmakla tüm modellerde diş üzerinde oluşan maksimum eşdeğer gerilme bölgesi dişin bukkal kölesinde görüldü.
2. Oluşturulan modellerde oklüzal yük uygulanması sonucu oluşan Von Mises eşdeğer gerilmeleri kanal tedavisi görmüş lezyonlu, fiber postlu, protez dayanağı olan dişlerde (Model 2, Model 3) sağlıklı diş modelinden (Model 1) daha düşük değerlerde izlendi.
3. Farklı protez dayanağı olan SEA modellerinde, kök yüzeyi boyunca oluşan gerilme değerleri arasında fark görüldü. Model 1'de Model 3' e göre kök yüzeyi boyunca oluşan gerilmede de artış görüldü.
4. Maksimum Von Mises gerilmelerinin Model 2'de (133,87 MPa) Model 3'e (130,61 MPa) benzer değerde olduğu ve bu gerilmelerin Model 1'den (123,3 MPa) daha yüksek olduğu izlendi.
5. Periapikal lezyonu olan modellerdeki (Model 2, Model 3) değerler arasında lezyon bölgesinde düşük gerilme ve toplam deformasyon dağılımı görülmüştür.
6. Tüm modellerde, kortikal kemikte oluşan Von Mises değerleri trabeküler kemikten yüksek değerlerde izlenmiştir. En düşük değer Model 3'de, en yüksek değer ise Model 1'de görülmüştür.
7. Tüm modellerde periodontal ligamentde kökün bukkal koronal üçlüsünde daha fazla gerilme değerleri görülmüştür.

KAYNAKLAR

1. Mannocci F, Bertelli E, Sherriff M, Watson TF, Ford TP. Three-year clinical comparison of survival of endodontically treated teeth restored with either full cast coverage or with direct composite restoration. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2002;88(3):297-301.
2. Gökçek M, Bodrumlu EH. Vital pulpa tedavilerinde güncel yaklaşımlar. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2015;26(4).
3. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett S. Fundamentals of fixed prosthodontics: Quintessence Publishing Company Chicago, IL; 1997.
4. Tekin ÖF. Evaluation of the effect of the connector thickness on the stress accumulation areas on the abutment teeth and restoration using the finite element stress analysis method in restorations using polyetheretherketone material. Kütahya Sağlık Bilimleri Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi , Uzmanlık Tezi, 2021.
5. Niem T, Youssef N, Wöstmann B. Influence of accelerated ageing on the physical properties of CAD/CAM restorative materials. Clinical Oral Investigations. 2020;24(7):2415-25.
6. Moris I, Moscardini CA, Moura LKB, Silva-Sousa YTC, Gomes EA. Evaluation of stress distribution in endodontically weakened teeth restored with different crown materials: 3D-FEA analysis. Brazilian Dental Journal. 2017;28:715-9.
7. Nair PR, Sjögren U, Figdor D, Sundqvist G. Persistent periapical radiolucencies of root-filled human teeth, failed endodontic treatments, and periapical scars. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology. 1999;87(5):617-27.
8. Ørstavik D. Time-course and risk analyses of the development and healing of chronic apical periodontitis in man. International Endodontic Journal. 1996;29(3):150-5.
9. Torres-Lagares D, Segura Egea JJ, Rodríguez-Caballero A, Llamas Carreras JM, Gutiérrez Pérez JL. Treatment of a Large Maxillary Cyst with Marsupialisation, Decompression, Surgical Endodontic Therapy and Enucleation. Journal of Canadian Dental Association, 77, b87-b87. 2011.
10. Ng YL, Mann V, Gulabivala K. A prospective study of the factors affecting outcomes of nonsurgical root canal treatment: part 1: periapical health. International Endodontic Journal. 2011;44(7):583-609.

11. Furuya Y, Huang S-H, Takeda Y, Fok A, Hayashi M. Fracture strength and stress distributions of pulpless premolars restored with fiber posts. *Dental Materials Journal*. 2014;33(6):852-8.
12. Cheung W. A review of the management of endodontically treated teeth: Post, core and the final restoration. *The Journal of the American Dental Association*. 2005;136(5):611-9.
13. Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomaterials*. 2002;23(13):2667-82.
14. Aquilino SA, Caplan DJ. Relationship between crown placement and the survival of endodontically treated teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2002;87(3):256-63.
15. Manning K, Yu D, Yu H, Kwan E. Factors to consider for predictable post and core build-ups of endodontically treated teeth. Part I: Basic theoretical concepts. *Journal (Canadian Dental Association)*. 1995;61(8):685-8, 90, 93.
16. Dupont R. Large ceramo-metallic restorations. *International Dental Journal*. 1968;18(2):288-308.
17. Özcan M. Fracture reasons in ceramic-fused-to-metal restorations. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2003;30(3):265-9.
18. Geng J-P, Tan KB, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2001;85(6):585-98.
19. Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. *Dental Materials*. 2005;21(8):709-15.
20. Thresher RW, Saito GE. The stress analysis of human teeth. *Journal of Biomechanics*. 1973;6(5):443-9.
21. Eraslan Ö, Eraslan O, Eskitaşcıoğlu G, Belli S. Conservative restoration of severely damaged endodontically treated premolar teeth: a FEM study. *Clinical Oral Investigations*. 2011;15(3):403-8.
22. Abbott P, Yu C. A clinical classification of the status of the pulp and the root canal system. *Australian Dental Journal*. 2007;52:S17-S31.
23. Morse DR, Seltzer S, Sinai I, Biron G. Endodontic classification. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 1977;94(4):685-9.

24. Jafarzadeh H, Abbott P. Review of pulp sensibility tests. Part I: general information and thermal tests. *International Endodontic Journal*. 2010;43(9):738-62.
25. Levin LG, Law AS, Holland G, Abbott PV, Roda RS. Identify and define all diagnostic terms for pulpal health and disease states. *Journal of Endodontics*. 2009;35(12):1645-57.
26. Seltzer S, Naidorf IJ. Flare-ups in endodontics: II. Therapeutic measures. *Journal of Endodontics*. 1985;11(12):559-67.
27. Barbakow F, Cleaton-Jones P, Friedman D. Endodontic treatment of teeth with periapical radiolucent areas in a general dental practice. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*. 1981;51(5):552-9.
28. Yu C, Abbott PV. An overview of the dental pulp: its functions and responses to injury. *Australian Dental Journal*. 2007;52:S4-S6.
29. Lundy T, Stanley H. Correlation of pulpal histopathology and clinical symptoms in human teeth subjected to experimental irritation. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*. 1969;27(2):187-201.
30. Şimşek N, Bulut ET. Pulpa ve periapikal doku hastalıklarında bakterilerin önemi: bölüm II. 2013.
31. Tronstad L. *Clinical endodontics: a textbook*: Thieme New York, NY, USA; 2003.
32. Stanley H, Weisman M, Michanowicz A, Bellizzi R. Ischemic infarction of the pulp: sequential degenerative changes of the pulp after traumatic injury. *Journal of Endodontics*. 1978;4(11):325-35.
33. Bergenholtz G H-BP, Reit C. *Textbook of endodontology*. New Jersey: Wiley-Blackwell. 2010;2nd ed:113-23.
34. Virdee S, Seymour D, Bhakta S. Effective anaesthesia of the acutely inflamed pulp: part 1. The acutely inflamed pulp. *British Dental Journal*. 2015;219(8):385-90.
35. Venskutonis T, Plotino G, Tocci L, Gambarini G, Maminkas J, Juodzbals G. Periapical and endodontic status scale based on periapical bone lesions and endodontic treatment quality evaluation using cone-beam computed tomography. *Journal of Endodontics*. 2015;41(2):190-6.
36. Fabricious L, Dahlen G, Öhman AE, Möller AJ. Predominant indigenous oral bacteria isolated from infected root canals after varied times of closure. *European Journal of Oral Sciences*. 1982;90(2):134-44.

37. Harorlı A AH, Yılmaz B, Bilge M, Dağıstan S, Çakur B, Çağlayan F, Miloglu O, Sümbüllü M. . Çene ve Yüz Kemiklerinin Enfeksiyonları. Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi, İstanbul, Nobel Tıp Kitabevleri. 2014:353-66.
38. J. O. The American Academy of orofacial pain: orofacial pain guidelines for assessment, diagnosis, and management. Chicago: Quintessence Publishing Co Inc, 1996:113-84.
39. Alaçam T. Endodonti: Gazi Üniversitesi Basın Yayın Yüksek Okulu Basımevi; 1990.
40. Cohen S HK. Pathways of the pulp. Keiser K editor.9th.
41. MK Ç. Endodontide tanı ve tedaviler. Nobel Tıp Kitabevleri. 2006:463-506.
42. Gutmann JL, Lovdahl PE. Problem solving in endodontics: prevention, identification and management: Elsevier Health Sciences; 2010.
43. Wood N GP. Differential Diagnosis of Oral and Maxillofacial Lesions. . USA, Mosby. 1997;5th Edition
44. Torabinejad M FA, Walton R. Endodontics: Hamilton: BC Decker Inc; 2002.
45. Nguyen T. Obturation of the root canal system. Pathways of the pulp. 1994;6:219-71.
46. Kakehashi S, Stanley H, Fitzgerald R. The effects of surgical exposures of dental pulps in germ-free and conventional laboratory rats. Oral surgery, oral medicine, oral pathology. 1965;20(3):340-9.
47. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. Dent Clin North Am. 1974;18:269-96.
48. Alaçam T AM, Tınaz C, Ömürlü H, Can HE, Uzel İ, Yıldırım S. endodonti. ankara: Özyurt Matbaacılık, ; 2012.
49. Hülsmann M. Retreatment decision making by a group of general dental practitioners in Germany. International Endodontic Journal. 1994;27(3):125-32.
50. <<http://www.completesmiledental.com.au/services/root-canal-treatments/>>. (06 Ekim 2021).
51. Friedman S. Treatment outcome and prognosis of endodontic therapy. Essential endodontology; prevention and treatment of apical periodontitis. 1998:367-401.

52. Endodontology ESo. Quality guidelines for endodontic treatment: consensus report of the European Society of Endodontology. *International Endodontic Journal*. 2006;39(12):921-30.
53. Ørstavik D, Ford TPP. Fundamentos da endodontia: prevenção e tratamento da periodontite apical: Livraria Santos Editora; 2004.
54. Şahinkesen G, Merkezi GDHB. Endodontide retreatment. *Gülhane TD*. 2006;48:59-61.
55. Goaz PW WSİGPe. Intraoral radiographic examinations. *Oral Radiology Principles and Interpretation*. 1994;3:151- 218.
56. Ørstavik D, Kerekes K, Eriksen HM. The periapical index: a scoring system for radiographic assessment of apical periodontitis. *Dental Traumatology*. 1986;2(1):20-34.
57. Friedman S. Prognosis of initial endodontic therapy. *Endodontic topics*. 2002;2(1):59-88.
58. Aşçı SK. Endodonti. İstanbul: Quintessence Yayıncılık. 2014:197-8.
59. Nagasiri R, Chitmongkolsuk S. Long-term survival of endodontically treated molars without crown coverage: a retrospective cohort study. *The Journal of Prosthetic dentistry*. 2005;93(2):164-70.
60. Stokes A. Post crowns: a review. *International Endodontic Journal*. 1987;20(1):1-7.
61. Huang T-JG, Schilder H, Nathanson D. Effects of moisture content and endodontic treatment on some mechanical properties of human dentin. *Journal of Endodontics*. 1992;18(5):209-15.
62. Sorensen JA, Martinoff JT. Intracoronar reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1984;51(6):780-4.
63. Demarco FF, Corrêa MB, Cenci MS, Moraes RR, Opdam NJ. Longevity of posterior composite restorations: not only a matter of materials. *Dental Materials*. 2012;28(1):87-101.
64. Hunter A, Flood A. The restoration of endodontically treated teeth. Part 1. Treatment planning and restorative principles. *Australian Dental Journal*. 1988;33(6):481-90.

65. Naumann M, Schmitter M, Frankenberger R, Krastl G. "Ferrule comes first. Post is second!" Fake news and alternative facts? A systematic review. *Journal of Endodontics*. 2018;44(2):212-9.
66. Peroz I, Blankenstein F, Lange K-P, Naumann M. Restoring endodontically treated teeth with posts and cores-a review. *Quintessence international*. 2005;36(9).
67. Hudis SI, Goldstein GR. Restoration of endodontically treated teeth: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1986;55(1):33-8.
68. Smidt A, Venezia E. Techniques for immediate core buildup of endodontically treated teeth. *Quintessence international*. 2003;34(4).
69. Sahafi A, Peutzfeldt A, Asmussen E, Gotfredsen K. Effect of surface treatment of prefabricated posts on bonding of resin cement. *Operative Dentistry University of Washington*. 2004;29(1):60-8.
70. Aydemir h, balkaya b, yeşilyurt c. iki farklı post ve kor sistem ile restore edilen dişlerin fraktüre direnci. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2008;2008(2):41-6.
71. Alaçam T, Nalbant L, Alaçam A. Alaçam, T., Nalbant, L., Alaçam, A., İleri restorasyon teknikleri, Polat Yayınları, Ankara, 1998. 1998.
72. Shillingburg HT, Kessler JC. Restoration of the endodontically treated tooth: Quintessence Publishing (IL); 1982.
73. Bilgin M. Farklı post-core sistemlerinin iki farklı metod kullanılarak (Fraktür Analizi ve Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi) değerlendirilmesi. *Selçuk Ü Diş Hek Fak Doktora Tezi*. 2008.
74. Fernandes AS, Shetty S, Coutinho I. Factors determining post selection: a literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2003;90(6):556-62.
75. Aydemir M, Bağlar S. Post-Kor Sistemlerinin Güncel Sınıflandırılması. *Türkiye Klinikleri Diş Hekimliği Bilimleri Dergisi*. 2019;25(3).
76. Morgano SM, Milot P. Clinical success of cast metal posts and cores. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1993;70(1):11-6.
77. <https://www.infodentis.com/post-and-core/prefabricated-post-and-core-procedure.php>.
78. Chan FW HJ, Brockhurst PJ. . The effect of post adaptation in the root canal on retention of posts cemented with various cements. *Australian Dental Journal*. 1993;38(1):9-45.

79. B. B. The restoration of non-vital teeth with crowns. . Aust Dent J 1963;8:191-200.
80. Caputo AA, Standlee JP. Biomechanics in clinical dentistry: Quintessence Publishing (IL); 1987.
81. Gelfand M. A preliminary comparative study of the retentive properties of four post and core systems in etched preparations. Journal (Canadian Dental Association). 1992;58(8):665-6, 9.
82. Standlee J, Caputo A, Hanson E. Retention of endodontic dowels: effects of cement, dowel length, diameter, and design. The Journal of Prosthetic Dentistry. 1978;39(4):400-5.
83. Duret B, Reynaud M, Duret F. A new concept of corono-radicular reconstruction, the Composipost (2). Le Chirurgien-dentiste de France. 1990;60(542):69-77.
84. Boudrias P, Sakkal S, Petrova Y. Anatomical post design meets quartz fiber technology: rationale and case report. Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995). 2001;22(4):337-40, 42, 44 passim; quiz 50.
85. <https://www.3m.com.tr/>
86. JL. D. In vitro evaluation of endodontic posts. Am J Dent 2000;13:5-8.
87. Asmussen E, Peutzfeldt A, Heitmann T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. Journal of Dentistry. 1999;27(4):275-8.
88. Ferrari M, Vichi A, Garcia-Godoy F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. Am J Dent. 2000;13(Spec No):15B-8B.
89. Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2005;94(4):321-9.
90. Pest LB, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. Dental Materials. 2002;18(8):596-602.
91. Tay FR, Pashley DH. Monoblocks in root canals: a hypothetical or a tangible goal. Journal of Endodontics. 2007;33(4):391-8.
92. Çal NE, Hersek N, Şahin E. Water sorption and dimensional changes of denture base polymer reinforced with glass fibers in continuous unidirectional and woven form. International Journal of Prosthodontics. 2000;13(6).

93. Behr M, Rosentritt M, Lang R, Handel G. Flexural properties of fiber reinforced composite using a vacuum/pressure or a manual adaptation manufacturing process. *Journal of Dentistry*. 2000;28(7):509-14.
94. <https://glidewell dental.com/education.clinical-techniques-the-creation-of-a-soft-tissue-emergence-profile-with-a-long-term-ribbon-thm-provisional/>: chairside-dental-magazine;
95. <https://www.dentaltix.com/en/abrasive/snowpost-fiber-glass-posts->.
96. Sufyan Garoushi B, Shinya A, Shinya A, Vallittu PK. Fiber-reinforced onlay composite resin restoration: a case report. *The Journal of Contemporary Dental Practice*. 2009;10(4):104-10.
97. Freedman G. The carbon fibre post: metal-free, post-endodontic rehabilitation. *Oral Health*. 1996;86(2):23-30.
98. Torbjörner A, Fransson B. A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth. *International Journal of Prosthodontics*. 2004;17(3).
99. Goldberg A, Burstone C. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. *Dental Materials*. 1992;8(3):197-202.
100. Perdigão J, Gomes G, Lee IK. The effect of silane on the bond strengths of fiber posts. *Dental Materials*. 2006;22(8):752-8.
101. Yazdanie N, Mahood M. Carbon fiber acrylic resin composite: an investigation of transverse strength. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1985;54(4):543-7.
102. Kremeier K, Fasen L, Klaiber B, Hofmann N. Influence of endodontic post type (glass fiber, quartz fiber or gold) and luting material on push-out bond strength to dentin in vitro. *Dental Materials*. 2008;24(5):660-6.
103. 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). *Journal of Endodontics*. 2002;28(9):629-33.
104. Akgunçor G, Akkayan B. Influence of dentin bonding agents and polymerization modes on the bond strength between translucent fiber posts and three dentin regions within a post space. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2006;95(5):368-78.
105. <https://www.ec21.com>. Columnar-Glass-Post
106. Lassila LV, Tanner J, Le Bell A-M, Narva K, Vallittu PK. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. *Dental Materials*. 2004;20(1):29-36.
107. <https://www.dentalproductshopper.com/>. maxima-glass-fiber-post

108. Hornbrook DS, Hastings JH. Use of bondable reinforcement fiber for post and core build-up in an endodontically treated tooth: maximizing strength and aesthetics. *Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry: PPAD*. 1995;7(5):33-42; quiz 4.
109. Miller T. A new material for periodontal splinting and orthodontic retention. *Compendium (Newtown, Pa)*. 1993;14(6):800, 2-4, 6 passim; quiz 12.
110. Ladizesky N, Ho C, Chow T. Reinforcement of complete denture bases with continuous high performance polyethylene fibers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1992;68(6):934-9.
111. Erman G. Fiber ile desteklenmiş kompozit rezin postcore restorasyonların, diagonal kuvvetler karşısındaki dayanıklılığının in-vitro incelenmesi. Hacettepe Ü Diş Hek Fak Doktora Tezi. 2001.
112. Karna JC. A fiber composite laminate endodontic post and core. *American Journal of Dentistry*. 1996;9(5):230-2.
113. Akkayan B, Gülmez T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2002;87(4):431-7.
114. Lee K, Kelly D, Kennedy Jr G. Pulmonary response to inhaled Kevlar aramid synthetic fibers in rats. *Toxicology And Applied Pharmacology*. 1983;71(2):242-53.
115. Hochman N, Zalkind M. New all-ceramic indirect post-and-core system. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1999;81(5):625-9.
116. Isidor F, Ödman P, Brøndum K. Intermittent loading of teeth restored using prefabricated carbon fiber posts. *International Journal of Prosthodontics*. 1996;9(2).
117. Butz F, Lennon ÁM, Heydecke G, Strub JR. Survival rate and fracture strength of endodontically treated maxillary incisors with moderate defects restored with different post-and-core systems: an in vitro study. *International Journal of Prosthodontics*. 2001;14(1).
118. Koutayas SO, Kern M. All-ceramic posts and cores: the state of the art. *Quintessence international*. 1999;30(6).
119. Cagidiaco MC, Radovic I, Simonetti M, Tay F, Ferrari M. Clinical performance of fiber post restorations in endodontically treated teeth: 2-year results. *International Journal of Prosthodontics*. 2007;20(3).
120. Ottl P, Hahn L, Lauer HC, Fay M. Fracture characteristics of carbon fibre, ceramic and non-palladium endodontic post systems at monotonously increasing loads. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2002;29(2):175-83.

121. Meyenberg KH, Lüthy H, Schärer P. Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 1995;7(2):73-80.
122. Maccari PC, Conceicao EN, Nunes MF. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with three different prefabricated esthetic posts. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2003;15(1):25-31.
123. Morgano SM, Rodrigues AH, Sabrosa CE. Restoration of endodontically treated teeth. *Dental Clinics*. 2004;48(2):397-416.
124. Cohen BI, Pagnillo MK, Newman I, Musikant BL, Deutsch AS. Retention of a core material supported by three post head designs. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2000;83(6):624-8.
125. Oblak C, Jevnikar P, Kosmac T, Funduk N, Marion L. Fracture resistance and reliability of new zirconia posts. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2004;91(4):342-8.
126. Bathala L, Majeti V, Rachuri N, Singh N, Gedela S. The role of polyether ether ketone (PEEK) in dentistry—a review. *Journal of Medicine and Life*. 2019;12(1):5.
127. Rosentritt M, Fürer C, Behr M, Lang R, Handel G. Comparison of in vitro fracture strength of metallic and tooth-coloured posts and cores. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2000;27(7):595-601.
128. Bergenholtz G, Hörsted-Bindslev P, Reit C. *Textbook of endodontology*: John Wiley & Sons; 2013.
129. Kaplowitz GJ. Evaluation of Gutta-percha solvents. *Journal of Endodontics*. 1990;16(11):539-40.
130. dentaspeed.com.
131. Alaçam T, Görgül G, Ömürlü H. Eğri Kök Kanallarının Biyomekanik Preparasyonlarında Açısal Değişimler. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 8(2):45-50.
132. Gutmann JL. Preparation of endodontically treated teeth to receive a post-core restoration. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1977;38(4):413-9.
133. Barjau-Escribano A, Sancho-Bru J, Forner-Navarro L, Rodríguez-Cervantes P, Perez-Gonzalez A, Sanchez-Marin F. Influence of prefabricated post material on restored teeth: fracture strength and stress distribution. *Operative Dentistry*. 2006;31(1):47-54.

134. Morgano SM, Brackett SE. Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1999;82(6):643-57.
135. Smith D. Dental cements. Current status and future prospects. *Dental Clinics of North America*. 1983;27(4):763-92.
136. Wassell R, Barker D, Steele J. Crowns and other extra-coronal restorations: try-in and cementation of crowns. *British Dental Journal*. 2002;193(1):17-28.
137. O'brien WJ. *Dental materials and their selection*, 2002. Quintessence. 2002.
138. Wilson AD. A new translucent cement for dentistry: the glass-ionomer cement. *Br Dent J*. 1972;132:133-5.
139. Christensen GJ. When to use fillers, build-ups or posts and cores. *Journal of the American Dental Association (1939)*. 1996;127(9):1397-8.
140. McCabe JF, Walls AW. *Applied dental materials*: John Wiley & Sons; 2013.
141. Kurtoğlu C. Geleneksel ve adeziv dental simanlar hakkında bir derleme çalışması. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2012;2012(2):205-16.
142. Stockton LW. Factors affecting retention of post systems: a literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1999;81(4):380-5.
143. Hikita K, Van Meerbeek B, De Munck J, Ikeda T, Van Landuyt K, Maida T, et al. Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dental Materials*. 2007;23(1):71-80.
144. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *Journal of Biomedical Materials research*. 1982;16(3):265-73.
145. Ogunyinka A. The bond of two adhesive resins to alumina blasted and heat-treated gold alloy surfaces. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2000;27(5):403-6.
146. J P. Resin cements: into the 21st century. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*. 1995:1173-6, 8.
147. Vrochari AD, Eliades G, Hellwig E, Wrbas K-T. Curing efficiency of four self-etching, self-adhesive resin cements. *Dental Materials*. 2009;25(9):1104-8.
148. Simon JF, Darnell LA. Considerations for proper selection of dental cements. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*. 2012;33(1):28-30, 2, 4.
149. Restorasyonlar DBKR. Güneş Kitabevi Ltd. Şti Ankara. 2000.

150. Rueggeberg FA. From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2002;87(4):364-79.
151. Kilinc E, Antonson SA, Hardigan PC, Kesercioglu A. Resin cement color stability and its influence on the final shade of all-ceramics. *Journal of Dentistry*. 2011;39:e30-e6.
152. Burgess JO, Ghuman T, Cakir D, Swift J, Edward J. Self-adhesive resin cements. *Journal of esthetic and restorative dentistry*. 2010;22(6):412-9.
153. Tosun S, Özsevik AS, Aydın U. Endodontik tedavili dişlerin restorasyonu. *Gaziantep Medical Journal*. 2016;22(1):33-8.
154. Shillingburg H, Hobo S, Whitsett L, Brackett S. Sabit protezin temelleri, çeviri editörleri: Ünsal K, Üşümez A, III. Baskı, Quintessence yayıncılık. 2010.
155. Klinik Öncesi Kron – Köprü Protezleri. İstanbul Üni Diş Hek Fak Yayınları.
156. Goldin EB, Boyd III NW, Goldstein GR, Hittelman EL, Thompson VP. Marginal fit of leucite-glass pressable ceramic restorations and ceramic-pressed-to-metal restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2005;93(2):143-7.
157. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2007;98(5):389-404.
158. Rosenstiel SF, Land MF. Contemporary fixed prosthodontics-e-book: Elsevier Health Sciences; 2015.
159. Larsson C, Holm L, Lövgren N, Kokubo Y, Vult von Steyern P. Fracture strength of four-unit Y-TZP FPD cores designed with varying connector diameter. An in-vitro study. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2007;34(9):702-9.
160. Kumari T, Vinayagavel K, Sabarigirinathan C, Francilin F, Deepiha D, Saravanapriya M, et al. Review Article on Connectors in Fixed Partial Dentures. *IOSR Journal of Dental and Medical Sciences*. 2018;17(11):60-4.
161. <https://pocketdentistry.com/construction-of-metal-ceramic-bridgework/>
162. Omar R, Abduljabbar T, Al-Ali K, El-Agouri R, Smyth M. Dimensions of metal framework components of metal-ceramic fixed partial dentures constructed in a dental school setting. *Quintessence international*. 2004;35(10).
163. Krug K-P, Knauber AW, Nothdurft FP. Fracture behavior of metal-ceramic fixed dental prostheses with frameworks from cast or a newly developed sintered cobalt-chromium alloy. *Clinical oral investigations*. 2015;19(2):401-11.

164. Baydaş S. Kuron Köprü Protezleri. Erzurum: Atatürk Üniversitesi Yayınları. 2005.
165. Nallaswamy D. Textbook of prosthodontics: JP Medical Ltd; 2017.
166. AE E. Diş Hekimliğinde Sabit Protezler. Ankara: Akademisyen tıp kitabevi. 2015.
167. Sailer I PB, Zwahlen M, Hammerle CHF. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal–ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: fixed dental prostheses Clin Oral Impl Res. 2007;18:86–96.
168. Pjetursson BE, Lang NP. Prosthetic treatment planning on the basis of scientific evidence. Journal of Oral Rehabilitation. 2008;35:72-9.
169. Leempoel P, Van Rossum G, De Haan A, Reintjes A. Bridges in general dental practices: a descriptive study of the types of bridges and patients. Journal of Oral Rehabilitation. 1989;16(4):381-6.
170. Yang H-S, Chung H-J, Park Y-J. Stress analysis of a cantilevered fixed partial denture with normal and reduced bone support. The Journal of prosthetic dentistry. 1996;76(4):424-30.
171. A S. Diş hekimliğinde metaller ve metal alaşımları. 2015.
172. <https://www.sunrisedentallab.com.hk/products/full-metal-crown->
173. The complete cast crown preparation. <https://pocketdentistry.com/8-thecomplete-cast-crown-preparation/>. <https://pocketdentistry.com/8-thecomplete-cast-crown-preparation/>. [https://pocketdentistry.com/8-thecomplete-cast-crown-preparation/].
174. Bayindir F, Uzun agdih. Tam seramik kuron sistemleri. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2007;2007(2).
175. <https://www.yourdentistryguide.com/crowns/>
176. Koçak A. Cercon zirconia sistemi ile yapılan posterior sabit protezlerin uzun dönem klinik başarılarının incelenmesi: Marmara Üniversitesi (Turkey); 2006.
177. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Hillis SL. Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. The Journal of Prosthetic Dentistry. 2000;83(4):396-401.
178. S. V. Diş destekli üç üyeli ve dört üyeli köprü restorasyonlarında, metal üzerine preslenmiş porselen (POM) ile zirkonyum destekli ve konvansiyonel metal seramik restorasyonların, venerleme öncesi ve sonrası marjinal uyum ve iç uyumlarının karşılaştırılması. Marmara Üni Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi. 2014.

179. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. The Journal of Prosthetic Dentistry. 1992;67(6):859-65.
180. Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J. Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. Dental Materials. 2009;25(1):94-102.
181. Saeed F, Muhammad N, Khan AS, Sharif F, Rahim A, Ahmad P, et al. Prosthodontics dental materials: From conventional to unconventional. Materials Science and Engineering: C. 2020;106:110167.
182. Kaleli N. Farklı tekniklerle hazırlanan metal-seramik altyapılarının fiziksel ve mekanik özelliklerinin karşılaştırılması. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2015.
183. Keskin DH, İskefli N. Farklı sabit bölümlü protez materyallerinin periodontal sağlığı.
184. <https://www.researchgate.net/figure/Chipping-of-ceramic-veneer-on-ceramo-metallic-restoration>
185. Goldstein RE, Chu SJ, Lee EA, Stappert CF. Ronald E. Goldstein's Esthetics in Dentistry: John Wiley & Sons; 2018.
186. Zeighami S, Hemmati YB, Falahchai M. Effect of ceramic thickness and cement color on final shade of all ceramic restoration: a systematic review. Sch Acad J Biosci. 2017;5(6):425-32.
187. Boscato N, Hauschild FG, Kaizer MdR, Moraes RRd. Effectiveness of combination of dentin and enamel layers on the masking ability of porcelain. Brazilian Dental Journal. 2015;26:654-9.
188. Zhang Y, Kelly JR. Dental ceramics for restoration and metal veneering. Dental Clinics. 2017;61(4):797-819.
189. Çalışkan I. Direk metal lazer sinterleme ve döküm yöntemleri ile hazırlanan co-cr altyapılı metal-seramik restorasyonların klinik değerlendirilmesi. Çukurova Üniversitesi Diş Hek Fak 2016.
190. Barghi N, McKeehan-Whitmer M, Aranda R. Comparison of fracture strength of porcelain-veneered-to-high noble and base metal alloys. The Journal of Prosthetic Dentistry. 1987;57(1):23-6.
191. Özkan Y, Uludamar A, Evren BA, Gozneli R. Metal-seramik sistemlerde estetik başarıyı sağlamak için önerilen teknikler. Cumhuriyet Dental Journal. 2012;15(4):348-56.

192. Sakaguchi RL, Powers JM. Craig's restorative dental materials-e-book: Elsevier Health Sciences; 2012.
193. Çavdarlı K. Farklı döküm yöntemleri ve alaşımlar kullanılarak elde edilen kuron restorasyonların marjinal uyumlarının karşılaştırılması: SDÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2013.
194. Coornaert J, Adriaens P, De Boever J. Long-term clinical study of porcelain-fused-to-gold restorations. The Journal of Prosthetic Dentistry. 1984;51(3):338-42.
195. AN. N. Dental biomechanics. Taylor & Francis. 2003;1st ed. London:9-28.
196. Powers JM. Craig's restorative dental materials. Mechanical properties. 2006:51-96.
197. <https://www.researchgate.net/figure/The-muscles-of-mastication>.
198. Terzioğlu S ÖS. Düz ve eğimli yerleştirilmiş farklı implant tasarımları üzerine yapılan sabit restorasyonların fotoelastik stres analizi ile incelenmesi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi. 2007.
199. Reilly DT, Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. Journal of Biomechanics. 1975;8(6):393-405.
200. Cowin SC. Bone mechanics handbook: CRC press; 2001.
201. Spear F. Fundamental occlusal therapy consideration. Science and practice of occlusion. 1997.
202. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' science of dental materials: Elsevier Health Sciences; 2012.
203. Ramoğlu S, Oğuz O. Finite element methods in dentistry. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2014;24(3):175-80.
204. Goodno BJ, Gere JM. Mechanics of materials: Cengage learning; 2020.
205. Falakaloğlu S. Biyolojik dentin post kullanarak kök kanalının rekonstrüksiyonu: Üç boyutlu sonlu elemanlar analizi. Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Uzmanlık tezi, Diyarbakır, 2016.
206. Güngör M, Dünder M, Artunç C. Diş hekimliğinde gerilme analiz yöntemleri. EÜ Diş Hek Fak Derg. 2005;26:107-16.
207. Karl M, Dickinson A, Holst S, Holst A. Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry. 2009;17(2):50-7.

208. M U. Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. Ankara Üni Diş Hek Fak Yayınları. 2003;2nd ed:487-509.
209. Hanci M, Bozdağ E, Arpacı A. Biyomekanik. İstanbul. Logos Yayıncılık. 2000:10-55.
210. S R. The Finite Element Method in Engineering. Elsevier Science and Technology Books 2004;4. Baskı.
211. Shetty P, Hegde A, Rai K. Finite element method—an effective research tool for dentistry. Journal of Clinical Pediatric Dentistry. 2010;34(3):281-5.
212. Soykan E, Eskitaşçioğlu G, Ünsal E, Bağış N. Dental implantların biyomekaniği ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi uygulamaları. European Annals of Dental Sciences. 2013;40:87-95.
213. Gultekin BA, Gultekin P, Yalcin S. Application of finite element analysis in implant dentistry. Finite Element Analysisd New Trends and Developments Rijeka, Croatia: Intech. 2012:21-54.
214. Aydınlık E ŞE. Diş hekimliğinde stres analizleri. Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 1977;1(1):78-85.
215. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. The Journal of Oral Implantology. 1997;23(3):104-11.
216. Küçük Kurt S. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ve dental implantoloji alanında yapılan araştırmalar. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2019;29(4):701-10.
217. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. Journal of Dentistry. 2008;36(7):463-71.
218. Ramoğlu S, Ozan O. Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2014;24(3).
219. Gümrükçü Z, Seveda K. Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin implant cerrahisinde kullanımı. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2019;29(3):534-41.
220. Reddy MS, Sundram R, Abdemagyd HAE. Application of finite element model in implant dentistry: a systematic review. Journal of Pharmacy & Bioallied Sciences. 2019;11(Suppl 2):S85.

221. Sato Y, Teixeira E, Tsuga K, Shindoi N. The effectiveness of a new algorithm on a three-dimensional finite element model construction of bone trabeculae in implant biomechanics. *Journal of Oral Rehabilitation*. 1999;26(8):640-3.
222. M BG. Maksiller anterior bölgeye uygulanan değişik zirkonyum implant destekli protezlerde abutment, implant ve implant çevre dokuda oluşan stres dağılımlarının üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile değerlendirilmesi. *Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Doktora Tezi Ankara: Gazi Üniversitesi*; 2014.
223. Sirekha A, Bashetty K. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian Journal of Dental Research*. 2010;21(3):425.
224. Konda P ST, Student P. Basic principles of finite element method and its applications in orthodontics *Journal of Pharmaceutical and Biomedical Sciences*. 2012;16(16):1–8.
225. Kaushik M, Kumar U, Sharma R, Mehra N, Rathi A. Stress distribution in endodontically treated abfracted mandibular premolar restored with different cements and crowns: A three-dimensional finite element analysis. *Journal of Conservative Dentistry: JCD*. 2018;21(5):557.
226. Bacchi A, Caldas RA, Schmidt D, Detoni M, Souza MA, Cecchin D, et al. Fracture strength and stress distribution in premolars restored with cast post-and-cores or glass-fiber posts considering the influence of ferule. *BioMed Research International*. 2019;2019.
227. Durmuş G, Oyar P. Effects of post core materials on stress distribution in the restoration of mandibular second premolars: a finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2014;112(3):547-54.
228. Attia MA. Effect of material type on the stress distribution in posterior three-unit fixed dental prosthesis: a three-dimensional finite element analysis. *Egyptian Dental Journal*. 2018;64(4-October (Fixed Prosthodontics, Dental Materials, Conservative Dentistry & Endodontics)):3907-18.
229. Tang W, Wu Y, Smales RJ. Identifying and reducing risks for potential fractures in endodontically treated teeth. *Journal of Endodontics*. 2010;36(4):609-17.
230. VÂrlan C, Dimitriu B, VÂrlan V, Bodnar D, Suciu I. Current opinions concerning the restoration of endodontically treated teeth: basic principles. *Journal of Medicine and Life*. 2009;2(2):165.

231. Faria ACL, Rodrigues RCS, de Almeida Antunes RP, de Mattos MdGC, Ribeiro RF. Endodontically treated teeth: characteristics and considerations to restore them. *Journal of Prosthodontic Research*. 2011;55(2):69-74.
232. Cobankara FK, Unlu N, Cetin AR, Ozkan HB. The effect of different restoration techniques on the fracture resistance of endodontically-treated molars. *Operative Dentistry*. 2008;33(5):526-33.
233. 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. *Dental materials Journal*. 2009;28(6):661-70.
234. Cruz M, Lourenço AF, Toledo EM, da Silva Barra LP, de Castro Lemonge AC, Wassall T. Finite element stress analysis of cuneiform and cylindrical threaded implant geometries. *Technology and Health Care*. 2006;14(4-5):421-38.
235. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2004;91(2):144-50.
236. Ebrahimi F. *Finite Element Analysis: New Trends and Developments: BoD—Books on Demand*; 2012.
237. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. The role of the finite element model in dental implants. *Journal of Oral Implantology*. 2000;26(2):77-81.
238. Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. *Acta odontologica scandinavica*. 1977;35(6):297-303.
239. Misch CE. *Dental implant prosthetics-E-book*: Elsevier Health Sciences; 2004.
240. Falk H. On occlusal forces in dentitions with implant-supported fixed cantilever prostheses. *Swedish Dental Journal Supplement*. 1990;69:1-40.
241. English CE. Biomechanical concerns with fixed partial dentures involving implants. *Implant dentistry*. 1993;2(4):221-42.
242. Živko-Babić J, Pandurić J, Jerolimov V, Mioč M, Pižeta I, Jakovac M. Bite force in subjects with complete dentition. *Collegium antropologicum*. 2002;26(1):293-302.
243. Belli S, Eraslan O, Eskitascioglu G. Effect of root filling on stress distribution in premolars with endodontic-periodontal lesion: a finite elemental analysis study. *Journal of Endodontics*. 2016;42(1):150-5.

244. González-Lluch C, Pérez-González A. Analysis of the effect of design parameters and their interactions on the strength of dental restorations with endodontic posts, using finite element models and statistical analysis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2016;19(4):428-39.
245. Rodríguez-Cervantes P, Sancho-Bru J, Barjau-Escribano A, Forner-Navarro L, Pérez-González A, Sánchez-Marín F. Influence of prefabricated post dimensions on restored maxillary central incisors. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2007;34(2):141-52.
246. Calderon PdS, Kogawa EM, Lauris JRP, Conti PCR. The influence of gender and bruxism on the human maximum bite force. *Journal of Applied Oral Science*. 2006;14(6):448-53.
247. Bolhuis HPB, de Gee AJ, Pallav P, Feilzer AJ. Influence of fatigue loading on the performance of adhesive and nonadhesive luting cements for cast post-and-core buildups in maxillary premolars. *International Journal of Prosthodontics*. 2004;17(5).
248. Sorensen JA, Engelman MJ. Effect of post adaptation on fracture resistance of endodontically treated teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1990;64(4):419-24.
249. 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. *Journal of Adhesion Science and Technology*. 2017;31(6):591-601.
250. Okeson JP. Management of temporomandibular disorders and occlusion-E-book: Elsevier Health Sciences; 2019.
251. Garcia PP, Wambier LM, de Geus JL, da Cunha LF, Correr GM, Gonzaga CC. Do anterior and posterior teeth treated with post-and-core restorations have similar failure rates? A systematic review and meta-analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2019;121(6):887-94. e4.
252. Juloski J, Radovic I, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Ferrule effect: a literature review. *Journal of Endodontics*. 2012;38(1):11-9.
253. Cheung G. Endodontic failures--changing the approach. *International Dental Journal*. 1996;46(3):131-8.
254. Ichim I, Kuzmanovic D, Love R. A finite element analysis of ferrule design on restoration resistance and distribution of stress within a root. *International Endodontic Journal*. 2006;39(6):443-52.
255. Figueiredo FED, Martins-Filho PRS, Faria-e-Silva AL. Do metal post–retained restorations result in more root fractures than fiber post–retained restorations? A systematic review and meta-analysis. *Journal of Endodontics*. 2015;41(3):309-16.

256. Hunter A, Feiglin B, Williams J. Effects of post placement on endodontically treated teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1989;62(2):166-72.
257. Al-Omiri MK, Rayyan MR, Abu-Hammad O. Stress analysis of endodontically treated teeth restored with post-retained crowns: A finite element analysis study. *The Journal of the American Dental Association*. 2011;142(3):289-300.
258. Lambjerg-Hansen H, Asmussen E. Mechanical properties of endodontic posts. *Journal of oral rehabilitation*. 1997;24(12):882-7.
259. Shillingburg HT KJ, Wilson EL. Root dimensions and dowel size. *Calif Dent Assoc J*. 1982;10:43-9.
260. Stern N, Hirshfeld Z. Principles of preparing endodontically treated teeth for dowel and core restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1973;30(2):162-5.
261. Sirimai S, Riis DN, Morgano SM. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-core systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1999;81(3):262-9.
262. Kivanç bh. endodontik tedavili dişlerde post uygulamaları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2006(Supplement 1).
263. Smith CT, Schuman NJ, Wasson W. Biomechanical criteria for evaluating prefabricated post-and-core systems: A guide for the restorative dentist. *Quintessence international*. 1998;29(5).
264. Rekow ED, Harsono M, Janal M, Thompson VP, Zhang G. Factorial analysis of variables influencing stress in all-ceramic crowns. *Dental Materials*. 2006;22(2):125-32.
265. Zhang Y, Mai Z, Barani A, Bush M, Lawn B. Fracture-resistant monolithic dental crowns. *Dental Materials*. 2016;32(3):442-9.
266. Valandro LF, Valera MC, de Araujo MAM. The effect of adhesive systems on the pullout strength of a fiberglass-reinforced composite post system in bovine teeth. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2005;7(4).
267. D'Arcangelo C, Cinelli M, De Angelis F, D'Amario M. The effect of resin cement film thickness on the pullout strength of a fiber-reinforced post system. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2007;98(3):193-8.
268. G. Ç. Periodontal dokuların morfolojisi. *Periodontoloji*. Ankara: Hacettepe Üniversitesi Yayınları,. 2010;1:17-25.

269. Gomes EA, Diana HH, Oliveira JS, Silva-Sousa YTC, Faria ACL, Ribeiro RF. Reliability of FEA on the results of mechanical properties of materials. *Brazilian Dental Journal*. 2015;26:667-70.
270. Soares CJ, Pizi ECG, Fonseca RB, Martins LRM. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. *Brazilian Oral Research*. 2005;19(1):11-6.
271. Roscoe MG, Noritomi PY, Novais VR, Soares CJ. Influence of alveolar bone loss, post type, and ferrule presence on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary canines: strain measurement and stress distribution. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2013;110(2):116-26.
272. 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. *Journal of Dentistry*. 2006;34(10):790-5.
273. 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. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1994;72(4):367-72.
274. Cervino G, Romeo U, Lauritano F, Bramanti E, Fiorillo L, D'Amico C, et al. Fem and von mises analysis of OSSTEM® dental implant structural components: Evaluation of different direction dynamic loads. *The Open Dentistry Journal*. 2018;12:219.
275. Shetty PP, Meshramkar R, Patil KN, Nadiger RK. A finite element analysis for a comparative evaluation of stress with two commonly used esthetic posts. *European Journal of Dentistry*. 2013;7(04):419-22.
276. 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. *Dental Materials Journal*. 2009;28(6):671-8.
277. 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. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2010;104(6):379-88.
278. Karaoğlu I. Fiber post le restore edilmiş kanal tedavili üst santral kesici dişlerde periapikal lezyon çapının diş yüklenmesi altında ortaya çıkan gerilme dağılımına etkisinin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi. Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Uzmanlık Tezi, Antalya 2021.

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. *Operative dentistry*. 2006;31(1):89-96.
280. 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. *Journal of endodontics*. 2014;40(9):1489-93.
281. Cho S-Y, Kim E. Does apical root resection in endodontic microsurgery jeopardize the prosthodontic prognosis? *Restorative Dentistry & Endodontics*. 2013;38(2):59-64.
282. Kırmalı Ö, Türker N, Akar T, Yılmaz B. Finite element analysis of stress distribution in autotransplanted molars. *Journal of Dentistry*. 2022;119:104082.
283. Chitumalla R, Munaga S, Khare A, Agarwal S, Bhoyar A, Parlani S. Stress distribution among periodontally compromised abutments: A comparative study using three-dimensional finite element analysis. *Contemporary Clinical Dentistry*. 2012;3(4):452.
284. Onodera K, Sato T, Nomoto S, Miho O, Yotsuya M. Effect of connector design on fracture resistance of zirconia all-ceramic fixed partial dentures. *The Bulletin of Tokyo Dental College*. 2011;52(2):61-7.
285. Wimmer T, Ender A, Roos M, Stawarczyk B. Fracture load of milled polymeric fixed dental prostheses as a function of connector cross-sectional areas. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2013;110(4):288-95.
286. Almasi A, Antoniac I, Focsaneanu S, Manole M, Ciocoiu R, Trante O, et al. Design Improvement of Y-TZP Three Unit Bridges by Predicted Stress Concentration Using FEA and Experimental Failure Modes after Three Point Bending Test. *Rev Chim*. 2019(1):336-42.
287. Karakurt M. Farklı üstyapı materyalleri ile hazırlanan implant üstü sabit köprü protezlerinin implant, abutment, vida ve kemik üzerindeki stres dağılımının sonlu elemanlar analiz yöntemiyle incelenmesi. Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Uzmanlık Tezi, Diyarbakır 2018.

ÖZGEÇMİŞ

