Gülşah İÇEN

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

2022-ANTALYA



T.C.

AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

ENDODONTİK TEDAVİ GÖRMÜŞ LEZYONLU MAKSİLLER SANTRAL DİŞTE HAZIRLANMIŞ FARKLI PROTEZ ALTYAPILARININ SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

Gülşah İÇEN

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Prof. Dr. Ömer KIRMALI

2022

ANTALYA

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

ENDODONTİK TEDAVİ GÖRMÜŞ LEZYONLU MAKSİLLER SANTRAL DİŞTE HAZIRLANMIŞ FARKLI PROTEZ ALTYAPILARININ SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

Gülşah İÇEN

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Ömer KIRMALI

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

2022-ANTALYA

ONAY SAYFASI

(Gülşah İÇEN) tarafından sunulan bu çalışma jürimiz tarafından **oy birliği** ile Protetik Diş tedavisi Anabilim Dalında Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir. 15/03/2022

İmza

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Ömer KIRMALI
Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Üye : Prof. Dr. Ulviye Şebnem BÜYÜKKAPLAN
Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Üye : Prof. Dr. Kürşat ER
Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Üye : Prof. Dr. Hasan Önder GÜMÜŞ
Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Üye : Dr. Öğr. Üyesi Özlem ÜSTÜN
Akdeniz Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Bu tez, 02/03/2022 tarih ve 9/53 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 safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı beyan ederim.

Gülşah İÇEN

İmza

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince, mesleki ve akademik becerilerimi kazanmamda desteğini ve yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen danışman hocam Prof. Dr. Ömer KIRMALI' ya,

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

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

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

Çalışmaktan mutluluk duyduğum değerli asistan arkadaşlarım başta Arş. Gör. Recep KARALI, Arş. Gör. Barış AKAR ve Arş. Gör. Ayşe TÜRKYÖN olmak üzere tüm hekim ve teknisyen arkadaşlarıma ve bölümümüz fakülte personellerine,

Beni bu günlere getiren, maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen ve bu amaç için hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan; beni her daim özveriyle destekleyerek her şartta yanımda olan canım annem, babam ve kardeşlerime,

Desteğini ve sevgisini her zaman yanımda hissettiğim canım eşim Mustafa İÇEN'e

Teşekkürlerimi sunarım…

Gülşah İÇEN

ÖZET

Amaç: Bu çalışmada, lezyonlu ve kanal tedavili maksiller sağ santral kesici dişlerin fiber post ile restorasyonunun ardından farklı altyapı malzemeleri kullanılarak kuronlanması durumunda statik yük altında meydana gelen yapısal gerilme dağılımlarının sonlu elemanlar analizi (SEA) yöntemi ile incelenmesi amaçlanmıştır.

Yöntem: Diş bileşenlerin oluşturulmasında ve ölçülerin parametrik hale dönüştürülmesinde ileri düzey bir 3 Boyutlu (3B) parametrik katı modelleme yazılımı (Solidworks) paket programı kullanıldı. SEA yöntemi ile literatürdeki verilere göre destekleyici dokularla beraber mevcut maksiller santral diş, alveolar kemik ve periodontal ligamentin (PDL) ortalama anatomik boyutlarına uygun olarak, 5 farklı model oluşturuldu. Eleman seçimi, malzeme özelliklerinin tanımlanması, sonlu eleman modeli ağ örgüsünün oluşturulması, işlemleri yapıldı. Yükler ve sınır koşulları belirlendi. Çözüm aşamasında elde edilen sonuçlarla düğüm noktaları için deformasyon miktarı ve gerilme gibi değerleri üretildi. Analiz sonuçları elde edilerek sonuçlar görselleştirildi. Değerlendirmeleri yapıldı.

Bulgular: Modellerdeki oluşan eşdeğer gerilmeler Von Mises hipotezine göre hesaplanmıştır. Oklüzal yükleme yapıldıktan sonra oluşan gerilmeler tüm modellerde benzer bölgeler üzerinde yoğunlaşmıştır. Faklı kuronları içeren modellerin değerlerinde farklıklar gözlenerek E-max kurana ait modelde en yüksek değer elde edilmiştir. Periapikal lezyon, bulunduğu tüm modellerde düşük gerilmelerin izlendiği alan olmuştur. Tüm modellerden elde edilen maksimum eşdeğer gerilmesi dişlerin serviko-bukkal kole bölgesinde gözlenmiştir.

Sonuç: Periapikal lezyonu bulunan kanal tedavili dişlerde farklı kuron alternatiflerinin diş bileşenleri üzerinde oluşan gerilme dağılımında etkilediği doğrulanmıştır.

Anahtar Kelimeler: periapikal lezyon, metal destekli porselen, zirkonya, E-max, sonlu elemanlar analizi

ABSTRACT

Objective: In this study, it was aimed to investigate the structural stress distributions under static load by using finite element analysis (SEA) method when lesioned and root canal-treated maxillary right central incisors were crowned using different infrastructure materials after restoration with fiber post.

Method: An advanced 3D parametric solid modeling software (Solidworks) package program was used to create the dental components and convert the dimensions to parametric. According to the data in the literature, using the finite element method, 5 different models were created in accordance with the average anatomical dimensions of the existing maxillary central tooth, alveolar bone and periodontal ligament (PDL) together with the supporting tissues. Element selection, definition of material properties, creation of finite element model mesh, operations were done. Loads and boundary conditions were determined. With the results obtained in the analysis phase, values such as the amount of deformation and stress were produced for the nodal points. Analysis results were obtained and the results were visualized. Evaluations were made.

Results: The equivalent stresses in the models were calculated according to the Von Mises hypothesis. The stresses after occlusal loading were concentrated on similar regions in all models. Differences were observed in the values of the models containing different crowns, and the highest value was obtained in the model of the E-max crown. The periapical lesion was the low stresses area and observed in all models. The maximum equivalent stress obtained from all models was observed in the cervico-buccal region of the teeth.

Conclusion: It has been confirmed that different crown alternatives affect the stress distribution on tooth components in root canal treated teeth with periapical lesions.

Key words: periapical lesion, metallic framework porcelain, zirconia, E-max, 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. Geri Dönüşümlü Pulpitis ……4
2.1.2. Geri Dönüşümsüz Pulpitis……..4
2.1.3. Pulpa Nekrozu…….……4
2.2. Periapikal Hastalıklar……....4
2.2.1. Akut Apikal Periodontitis……..…..5
2.2.2. Kronik Apikal Periodontitis…….……...5
2.2.3. Akut Apikal Apse……..……..5
2.2.4. Kronik Apikal Apse……..……...5
2.2.5. Kondensing Osteitis……....6
2.3. Kök kanal tedavisi…….....6
2.3.1. Kök kanal tedavisinin takibi……....7
2.4. Periodontal ve Radyolojik Değerlendirme ……7
2.5. Lezyonlu Dişlerde Tedavi …….……...8
2.5.1 Lezyonlu Dişlerde Koronal Restorasyonun Tamamlanması……....9
2.6. Fazla Madde Kaybı Olan Dişlerin Restoratif Tedavisi…….9
2.6.1.Tam Kuronlar……10
2.6.2. Endokuronlar……10
2.6.3. Post-Kor Restorasyonlar……...…10

2.7. Post Sistemleri……12
2.7.1. Ferrule Miktarı……..12
2.7.2. İdeal Post Sistemleri İçin Kriterler……12
2.7.3. İdeal Post Seçim Kriterleri……13
2.8. Postların Sınıflandırılması……...13
2.8.1. Tutuculuk Şekillerine Göre……...14
2.8.2. Yapım Şekillerine Göre……14
2.8.3. Post Şekillerine Göre……15
2.8.4. Uygulanan Materyallere Göre ……..15
2.9. Post Yapıştırılmasında Kullanılan Simanlar……19
2.9.1. Çinko Fosfat Siman ……..19
2.9.2. Çinko Polikarboksilat Siman……20
2.9.3. Cam İyonomer Siman ……...20
2.9.4. Rezin Simanlar……..21
2.9.5. Hibrit İyonomer Simanlar……..22
2.10. Diş Hekimliğinde Kullanılan Seramikler…….…….....24
2.10.1 Tarihçe……24
2.10.2. Dental Seramiğin Yapısı……..24
2.10.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması……25
2.11. Metal Altyapılı Seramik Restorasyonlar……25
2.11.1. Metal altyapılı restorasyonlarda kullanılan alaşımlar……...26
2.12. Tam Seramikler……27
2.12.1. Dökülebilir Tam Seramikler……28
2.12.2. Refraktör Die Yöntemiyle Fırınlanan Seramikler ……29
2.12.3. Isı ile Presleme Tekniğiyle Üretilen Seramikler ……..30
2.12.4. Bilgisayar Destekli Tam Seramik Kopyalama Sistemi ile Üretilen Seramikler ……..32
2.12.5. Zirkonya……..33
2.13. Biyomekanik ve Kavramlar……...34
2.14. Stres Analiz Yöntemleri ……35

2.14.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi ……...35
2.14.2. Kırılgan Vernik Kaplama Yöntemi……..36
2.14.3. Radyotelemetri Yöntemi…….36
2.14.4. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Yöntemi……..36
2.14.5. Termografik Yöntem……...36
2.14.6. Lazer Işını (Holografik İnterferometri) Yöntemi…….36
2.14.7. Sonlu Elemanlar Stres Analiz (SEA) Yöntemi ……36
3. GEREÇ ve YÖNTEM……..40
3.1. Yapısal Bileşenlerin Belirlenmesi ve Ana Modelin Oluşturulması ……40
3.2. Mesh (Ağ) Modelleme ……45
3.3. Yükleme Koşulları ……..48
3.4. Sınır Koşulları ……48
4. BULGULAR……..50
4.1. Sağlıklı Diş Modelinde Gerilme Dağılımı ……..……51
4.2. KKT'li Periapikal Lezyonlu Modelde Gerilme Dağılımı……53
4.3. Fiber Postlu ve Zirkonya Altyapılı Kuronla Kaplanan Lezyonlu Modelde Gerilme Dağılımı…….55
4.4. Fiber Postlu ve Metal Altyapılı Kuronla Kaplanan Lezyonlu Modelde Gerilme Dağılımı…...57
4.5. Fiber Postlu ve E-max Kuronla Kaplanan Lezyonlu Modelde Gerilme Dağılımı ……59
4.6. Tüm Modellerde Gerilme Dağılımının Karşılaştırılması ……61
5. TARTIŞMA……...65
6. SONUÇ VE ÖNERİLER……..…77
KAYNAKLAR……..79
ÖZGEÇMİŞ……....108

SİMGELER VE KISALTMALAR

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

Simgeler ve Kısaltmalar	Açıklama
°C	Santigrat derece
N	Newton
σM	Von Mises eşdeğer noktası
S	Sigma
σ	Nu
ν	Poisson oranı
°	Derece
N/mm^2	Newton/milimetrekare
N/m^2	Newton/ metrekare
mm	Milimetre
µm	Mikrometre
µ	Mikron
%	Yüzde
E	Elastik modülü
Ark.	Arkadaşları
CAD	Bilgisayar destekli tasarım
CAM	Bilgisayar destekli üretim
CEJ	Mine-sement birleşimi
MPa	Megapaskal
GPa	Gigapaskal
SEA	Sonlu Elemanlar Stres Analiz
SEM	Sonlu elemanlar modeli
E-cam	Elektrikli cam
MgO	Magnezyum oksit
PDL	Periodontal ligament

GP	Gutta-Perka
KKT	Kök kanal tedavisi
TME	Temporo mandibular eklem
MR	Manyetik rezonans
BT	Bilgisayarlı tomografi
HEMA	Hidroksietil metakrilat
BDS-GMA	Bisfenol glisidil metakrilat
UDMA	Üretan dimetakrilat
TCB	Tetrakarboksilbütan
Cr-Co	Krom-kobalt
CaO	Kalsiyum oksit
Y-TZP	Yttrium tetragonal zirkonya polikristali
t	Tetrogonal faz
m	Monoklinik faz
SiO_2	Silisyum oksit
B_2O_3	Bor oksit
Al_2O_3	Alüminyum oksit
ZnO	Çinko oksit
Li_3PO_4	Lityum ortofosfat
Y_2O_3	Yttrium oksit
$Li_2Si_2O_5$	Lityum disilikat
K_2O-Al_2O_3-$6SiO_2$	Potasyum alumina silikat
Na_2O-Al_2O_3-$6SiO_2$	Sodyum alumina silikat
Al_2O_3-$2SiO_2$-$2H_2O$	Alüminyum hidrat silikat
$ZrSiO_4$	Zirkonyum silikat

ŞEKİLLER

Şekil 2.1.	PAI (Periapikal indeks)	8
Şekil.3.1	Sağlıklı diş modeli (Model 1)	42
Şekil 3.2.	Lezyonlu, kök kanal tedavili diş modeli (Model 2)	42
Şekil 3.3.	Modeli oluşturan katmanlar	43
Şekil 3.4.	Sagittal kesitte, model temel bileşenlerinin gösterimi: **A:** Kuron 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:** Kuron simanı kalınlığı, **M:** Post simanı kalınlığı, **N:** PDL kalınlığı.	44
Şekil 3.5.	3 boyutlu santral kesici diş için tüm modeller (**Model 1:** Sağlıklı diş, **Model 2:** Kök kanal tedavili diş, **Model 3:** Zirkonya altyapılı kuron **Model 4:** Ni-Cr altyapılı kuron **Model 5:** IPS E-max altyapılı kuron)	45
Şekil 3.6.	Skewness mesh metrik skalası	46
Şekil 3.7.	Model 1 için meshli modelde düğüm ve elemanların şematik gösterimi	46
Şekil 3.8.	Tüm modeller için sagittal kesitte meshli düğüm ve elemanların şematik gösterimi (**Model 1:** Sağlıklı diş, **Model 2:** Kök kanal tedavili diş, **Model 3:** Zirkonya altyapılı kuron **Model 4:** Ni-Cr altyapılı kuron **Model 5:** IPS E-max altyapılı kuron)	47
Şekil 3.9.	Model kuvvet uygulaması ve yer değiştirme kısıtlaması (**A:** 100 N yük, **B:** Sabit destek)	49
Şekil 4.1:	Von Mises stres değerlerinin görselleştirilmesinde kullanılan renk skalası	50
Şekil 4.2.	Model 1 için gerilme dağılımları (MPa) **A:** Sırasıyla; bukkal, palatinal, sagittal gösterim **B:** Sagittal kesitte koranelden apikale doğru ölçülen gerilme dağılım değerleri	51
Şekil 4.3.	Model 1 için kuron mine katmanı boyunca gerilme dağılımı (MPa)	52

Şekil 4.4.	Model 1 için toplam deformasyon dağılımı (mm)	52
Şekil 4.5.	Model 2 için gerilme dağılımları (MPa) **A:** Sırasıyla; bukkal, palatinal, sagittal gösterim **B:** Sagittal kesitte koranelden apikale doğru ölçülen gerilme dağılım değerleri	53
Şekil 4.6.	Model 2 kuron mine katmanı boyunca gerilme dağılımları (MPa)	54
Şekil 4.7.	Model 2 için toplam deformasyon dağılımı (mm)	54
Şekil 4.8.	Model 3 için gerilme dağılımları (MPa) **A:** Sırasıyla; bukkal, palatinal, sagittal gösterim **B:** Sagittal kesitte koranelden apikale doğru ölçülen gerilme dağılım değerleri	55
Şekil 4.9.	Model 3 için zirkonya kuronunun gerilme dağılımları (MPa)	56
Şekil 4.10.	Model 3 için toplam deformasyon dağılımı (mm)	56
Şekil 4.11.	Model 4 için gerilme dağılımları (MPa) **A:** Sırasıyla; bukkal, palatinal, sagittal gösterim **B:** Sagittal kesitte koranelden apikale doğru ölçülen gerilme dağılım değerleri	57
Şekil 4.12.	Model 4 için metal altyapılı kuronunun gerilme dağılımları (MPa)	58
Şekil 4.13.	Model 4 için toplam deformasyon dağılımı (mm)	58
Şekil 4.14.	Model 5 için gerilme dağılımları (MPa) **A:** Sırasıyla; bukkal, palatinal, sagittal gösterim **B:** Sagittal kesitte koranelden apikale doğru ölçülen gerilme dağılım değerleri	59
Şekil 4.15.	Model 5 için E-max altyapılı kuronunun gerilme dağılımları (MPa)	60
Şekil 4.16.	Model 5 için toplam deformasyon dağılımı (mm)	60
Şekil 4.17.	Sagittal kesitte tüm modeller için oluşan MPa gerilme dağılımları. (**Model 1:** Sağlıklı diş, **Model 2:** Lezyonlu, kök kanal tedavili, kompozit dolgulu diş **Model 3:** Lezyonlu, fiber postlu, zirkonya altyapılı kuron içeren diş **Model 4:** Lezyonlu, fiber postlu, Ni-Cr altyapılı kuron içeren diş **Model 5:** Lezyonlu, fiber postlu, IPS E- max altyapılı kuron içeren diş)	63

Şekil 4.18. Tüm modeller için sagittal kesitteki trabeküler-kortikal kemikte oluşan MPa gerilme dağılımları. Maksimum gerilmenin izlendiği bölgeler (**Model 1:** Sağlıklı diş, **Model 2:** Lezyonlu, kök kanal tedavili, kompozit dolgulu diş **Model 3:** Lezyonlu, fiber postlu, zirkonya altyapılı kuron içeren diş **Model 4:** Lezyonlu, fiber postlu, Ni-Cr altyapılı kuron içeren diş **Model 5:** Lezyonlu, fiber postlu, IPS E-max altyapılı kuron içeren diş)

TABLOLAR

Tablo 2.1.	Post sınıflandırması	13
Tablo 3.1.	Model oluşturulmasında kullanılan parametreler ve referans değerleri (*CEJ: Mine-sement birleşimi)	41
Tablo 3.2.	Modellerde bulunan sonlu eleman tipleri, mesh kaliteleri, eleman ve düğüm noktası sayıları	46
Tablo 3.3.	Çalışmada kullanılan bileşenlere ait materyal özellikleri	48
Tablo 4.1.	Tüm modellerde diş üzerinde ve alveol kemikte oluşan maksimum Von Mises değerleri	62

1. GİRİŞ

Günümüzde diş çürükleri, hala yaygınlığını koruyan hastalıklardan biri olmakta ve yarattığı etki çoğu zaman endodontik tedavi gerektirmektedir.(1) Oluşan bu etki dahilinde eğer pulpa dokusunda geri döndürebilir bir hasar oluştuysa *vital pulpa tedavileri* yeterli olacaktır. Dişlerdeki hasar, geri döndürülemez durumlarda ise kök kanal tedavisi (KKT) uygulanır.(2) KKT, diş hekimliğinde yıllardır başarıyla uygulanmaktadır. Dişin prognozunu belirleyen unsursa sadece KKT'sinin mükemmel bir şekilde yapılmış olması değildir. Mevcut diş, çevresindeki sert ve yumuşak dokular olmak üzere tüm yapıların etkilenme miktarı, endodontik tedavinin ardından yapılan restoratif tedavi gibi birçok faktör etkili olmaktadır.(2)

Periapikal lezyonlar, enfekte ve nekrotik pulpalı dişler ile ilişkili olan enflamatuar bozukluklardır. Kök ucu çevresinde oluşan kemik yıkımı sebebi ile ilgili bölgeden alınan ragyografilerde radyolusent görüntü vermektedir.(3) Lezyonlu dişlerin tedavi sonrası takibi 4 yıl gibi uzun bir süre gerektirebilmektedir.(4) Bu durum ise hasta için estetik, fonksiyon ve fonasyon açısından hayli önemli olan anterior bölgeyi daha da önemli kılmaktadır.

KKT'li dişler birçok farklı sebepten (kırık, çürük, restoratif tedavi süreçleri içerisinde diş dokunda oluşan kayıplar, idiyopatik sebepler) dolayı kırılmalara karşı daha duyarlıdır.(5-7) Bu nedenle, tedavi sonrası uygulanan restorasyonlar sayesinde eski biyomekanik performansın yeniden kazandırılması amaçlanır.(8) Çoğu zaman yapılacak koronal restorasyonun retansiyonunu arttırmak ve güçlü bir yapı oluşturmak amacıyla post uygulamalarına ihtiyaç duyarlar.(9, 10) Post uygulamalarında en sık yaşanan komplikasyonlardan biri kök kırıklarıdır. Bu durum en çok dentin ile post materyalinin elastik modülü farkından dolayı meydana gelir.(11) Alharbi ve ark. (12) doğal dişlere daha yakın elastik modülü olan post sistemlerinin başarısızlık ihtimalini düşürdüğünü bildirmektedir. Fiber post sistemleri hem oldukça estetik olmaları hem de dentine yakın özellikler sergilemeleri sebebiyle başarılı bir şekilde uygulanmaktadırlar.(13, 14)

Dental porselenler genellikle alttan destekleyecek daha kuvvetli bir materyalle beraber kullanılır. Protetik tedavilerde kullanılan metal altyapılı seramikler çok uzun yıllardır kullanılmaktadır.(15) Metal altyapı ve onun üzerine işlenerek fırınlanan porselenden ibarettir. Kullanılan metal altyapı

sayesinde restorasyonun direnç kazanarak kuvvetler karşısında oluşabilecek porselen kırıkları önlenmektedir.(16) Klinik uygulamalarda en çok uygulanan malzemelerden biri olmasına rağmen bazı dezavantajları da (alerjik doku reaksiyonları, korozyon, galvanik akım, radyoopak görüntü oluşturması vb.) bulunmaktadır.(16) Hastalar tarafından her geçen gün artan estetik taleple beraber daha estetik protetik materyallere yönelim olmaktadır. Zirkonya seramik restorasyonlara katılan son materyallerden biri olmuştur.(17) Zirkonya biyouyumlu olması, kırılma sertliği, yüksek dayanıklığı gibi üstün özelliklere sahip bir materyaldir.(18) Zirkonya restorasyonların, metal destekli restorasyonlara kıyasla avantajlarında biri ışık geçirgenlikleri nispeten daha iyi olduğu için daha doğal bir renk ve formu yakalamaya olanak tanımalarıdır.(19, 20) Işık iletimi ve estetiği daha iyi sağlamak adına geliştirilen metalik altyapı içermeyen tam seramik sistemler de bulunmaktadır.(21) E-max kuronlar, uzun ömürlü olması ve camsı yapıları sayesinde doğal diş dokularına yakın estetik özellikleri ile tam seramik kuronların tercih edilen bir türüdür.

Literatür verileri ve klinik uygulamalar sonucunda elde edilen bilgiler ışığında kullanılan birçok farklı seramik sistem varken, her vakada kullanılacak tek bir evrensel malzeme veya sistem olmadığı görülmektedir.(22) Ayrıca, bu çok farklı malzemelerin değişen yükler altında farklı özelliklerinin ön plana çıktığı sonucuna varılmıştır.(23)

SEA yöntemi ise materyaller üzerinde belirli bölgelerdeki uzun dönemde meydana gelen problemleri tahmin etmek, *in vitro* testlere ek veriler sağlamak için mükemmel bir araç olarak yaygın şekilde kullanılmaktadır.(24)

Literatürde KKT'li dişlere yapılan farklı post veya kuron seçeneğinin araştırılmasına dair çalışmalar mevcuttur.(9-14) Ancak, lezyon içeren KKT'li ve fiber postlu dişlere yapılan protetik restorasyonları değerlendiren bir çalışmayla karşılaşılmamıştır.

Bu çalışmanın amacı, periapikal lezyonu bulunan maksiller santral dişlerde farklı protez alternatiflerinin gerilme dağılımlarını nasıl etkileyebileceğini analiz etmektir. Bunu; 3B'lu numerik modelleme tabanlı simülasyonlar ile SEA modeli geliştirerek, belirlenen oklüzal yük ve sınır koşullarında, cam fiber post-kor-kuron kompleksi içindeki gerilme dağılımlarının ve dişlerin mekanik performansının analiz ve incelemesi yoluyla yapmaktır.

Bu çalışmanın sıfır hipotezi, periapikal lezyonlu dişlerde farklı kuron altyapılı protezlerin, değişen diş bileşenleri ve alveolar kemiğin oluşturduğu biyomekanik yanıtta etki yaratmayacağıdır**.**

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Pulpa Hastalıkları

Pulpitis; diş pulpasının iltihabi reaksiyon oluşturarak verdiği yanıttır. Klinik olarak geri dönüşümlü (reversible) ve geri dönüşümsüz (irreversible); histolojik olarak hiperplastik, akut veya kronik şeklinde tanımlanabilir.(25)

Günümüzdeki sınıflamaya göre pulpa hastalıkları; geri dönüşümlü pulpitis, geri dönüşümsüz pulpitis, ve pulpa nekrozu şeklindedir.(26)

2.1.1. Geri Dönüşümlü Pulpitis

Pulpa iltihabının şiddetli olmayan evresidir. İrritanlara (soğuk, sıcak, hava) maruz kalan pulpada keskin ve kısa süreli ağrı oluşur. Fakat irritanlar uzaklaştırıldığında semptomlar geçmektedir.(27)

2.1.2. Geri Dönüşümsüz Pulpitis

Devam eden pulpa iltihabı, geri dönüşümsüz evreyle sonuçlanır. Enflame ve vital pulpanın iyileşme şansını kaybettiğini gösterir.(25) Semptomatik veya asemptomatik olarak alt gruplara ayrılır.

2.1.3. Pulpa Nekrozu

Pulpal dokuların canlılığını kaybetmesi sonucu oluşur. Damarlardaki kan dolaşımının durmasıyla hücre hasarı meydana gelir. Termal ve elektrikli pulpa testlerine karşı sonuç negatiftir. Çok köklü dişlerin pulpasında parsiyel nekroz geliştiği varsayılarak pozitif cevap oluşabilir.(25, 28)

2.2. Periapikal Hastalıklar

Periapikal hastalıklar WHO sınıflandırmasına göre 5 gruba ayrılır:

2.2.1. Akut Apikal Periodontitis

Pulpitis veya pulpa nekrozu sonucunda periodondal ligamentin (PDL) iltihabi reaksiyon vermesiyle akut apikal periodontitis gelişir. Ayrıca, oklüzal tramva sonucu periapikal bir yanıt olarak da meydana gelebilir.(29) Kısaca apikal bölge etrafindaki PDL liflerinin lokalize iltihabi reaksiyonudur.(30) Semptomatik olan diş klinik muayenede perküsyon (yatay ve dikey), palpasyon testlerine net bir şekilde cevap verir. Diş ve periapikal dokularda radyografik değişiklikler henüz başlamamış olabilir.

2.2.2. Kronik Apikal Periodontitis

Periradiküler dokuların uzun sürede klinik olarak belirti vermeden cevap oluşturması sonucu oluşur. Pulpal nekroz sonrasında meydana gelir. Dolayısıyla vitalite testlerine negatif cevap gösterir.(31) Klinik olarak genellikle asemptomatik bir tablo sergilediğinden rutinde yapılan kontrol muayenelerinde periapikal radyolüsensilerin görülmesiyle teşhis edilebilir.(3)

2.2.3. Akut Apikal Apse

Periapikal enfeksiyonun eksuda formasyonuna dönüşmesiyle beraber çiğneme ve dokunmada ağrı, zonklama, perküsyon ve palpasyonun pozitif olması hatta bazı durumlarda dişin mobilitesi tabloya eşlik edebilir. Konak doku cevabına bağlı olarak eksudanın kortikal kemiği aşmasıyla beraber yumuşak dokularda şişlik oluşturabilir. Primer olarak akut tablonun hızlı bir şekilde geliştiği durumda radyografik bulgu göstermezken, kronik apikal periodontitisli bir dişin sekonder olarak akutlaştığı durumlarda radyolüsent alanlarla beraber seyredebilir.(32)

2.2.4. Kronik Apikal Apse

Periapikal alanda oluşan eksudanın kronikleşerek ilerlemesiyle enfeksiyon odağı oluşur. Bu enfeksiyon odağını başka bir vücut boşluğu veya yüzeyine bağlayan patolojik oluşuma fistül adı verilir. Klinik tabloda çoğunlukla intraoral olmak üzere nadiren ekstraoral dokularda da derene olmuş fistül oluşumları gözlenir. Hastalık kronik seyirli

oluşundan ağrı veya semptom varlığı bulunmaz.(32-34) Radyografik lezyon klinik tabloya eşlik eder.(35)

2.2.5. Kondensing Osteitis

Periapikal lezyonlara sebep olan irritanlar, osteoklastik aktiviteyi indüklediğinden kemik yıkımıyla sonuçlanan bir süreç işlemektedir. Ancak, kronik irritasyonlarda osteoblastlarda bir miktar uyarı alır. Süreci hangi aktivitenin daha çok uyarıldığı belirlediğinden sonuçlar farklı olabilir. Osteoblastların üstün gelmesiyle dengelerin değişerek kemik yapımı gelişen tablolara kondensing osteitis adı verilir.(36) Klinik radyografi görüntülerinde alveol kemikten daha fazla izlenen radyopasite eşlik eder.(34)

2.3. Kök Kanal Tedavisi

Pulpa; damar ve sinir paketinden oluşan dışarıdan dentin dokusu ile çevrelenmiş bağ dokusundan oluşur. Duyuları algılama, diş dokularını besleme ve şekil verme gibi çeşitli fonksiyonlara sahiptir. Periapikal bölgede bulunan foremen ve aksesuar kanallar vasıtasıyla diş yapısını çevre dokulara bağlar.(37, 38)

Pulpa ve periapikal dokularda oluşan hastalıkların tedavisinde çoğunlukla KKT uygulanmaktadır. Reversible pulpitis teşhisi konulan dişlerde duruma sebep olan etken elimine edilerek restoratif tedavinin tamamlanması yeterli olurken, pulpitisin geri dönüşümsüz evreye geçtiği andan itibaren oluşan pulpal ve periapikal hastalıkların tedavisi KKT sidir. KKT: kanal içeriğinin mekanik aşındırma yöntemi ve kimyasal ajan uygulamaları yapılarak organik-inorganik debrisler, enfekte ve nekrotik dokuların uzaklaştırılmasının ardından biyouyumlu bir materyalle doldurulmasıdır.(39, 40)

Çoğu zaman KKT endikasyonu koyduran periapikal lezyon olarak adlandırılan yapıların oluşum mekanizmasının temelinde, mikroorganizmaların kısıtlanarak çevre anatomik yapılara yayılmasını önlemek vardır. Aslında bu yapı bir bariyer olarak görev almaktadır. Diş dokularında yaşamını devam ettirmekte olan mikrobiyal toksinler primer veya sekonder olarak, periapikal lezyon oluşumunu indükleyebilirler.(41, 42) Bu duruma çoğu zaman; bir tramva, dişlerde meydana gelen aşınma veya çürük eşlik eder.(43) Kemik dokusu rezorbsiyonu ve granülamatöz doku oluşumuyla bereber, çok sayıda

polimorfonükleer lökosit (PMN) göçü gerçekleşir. Lamina duranın kaybı, kemik yıkımı ve kök ucu radyolüsensileriyle süreç devam eder.(44) Lezyon eğer endodontik kaynaklı ise başarılı bir KKT ardından iyileşme gerçekleşecektir.(30)

2.3.1. Kök Kanal Tedavisinin Takibi

Literatüre göre endodontik tedavilerin başarı kriterleri değişkenlik gösterir. Sadece klinik olarak semptom olmaması durumu veya hem radyografik hem klinik olarak asemptomatik olması başarı kriteri olabilir.(45) KKT ardından düzenli aralıkla yapılan klinik ve radyografik takiplerle minimum 1 yıllık bir gözlem süreci uygulanır. İyileşmenin tamamlanmadığı durumlarda, bu sürenin uzatılması isabetli olacaktır.(46) Çünkü, KKT ardından öngörülen iyileşmenin miktarının zamanla arttığı(4, 47, 48) hatta bazen bu sürecin yıllar alabileceği gösterilmiştir.(49-51)

Tedavi protokollerine uygun yapılan KKT lerinde başarı miktarı %85-90 aralığındadır. Bu oran mevcut dişin tedavi öncesi periodontal sağlık durumuna göre değişkenlik gösterir. Örneğin apikal lezyonu bulunan dişlerde %62'dir.(52)

2.4. Periodontal ve Radyolojik Değerlendirme

Endodontik tedavilerin takibi; belirli süre zarflarıyla yapılan klinik muayeneler ve beraberinde alınan radyografilerle yapılır. Radyografik açıdan tedavinin başarılı olduğunun göstergeleri; mevcut radyolüsentliğin azalması, tamamen kaybolması veya yeni bir lezyonun oluşmamasıdır. Başarısızlık ise, radyolüsentliğin miktarının aynı kalması, büyümesi veya yeni bir lezyonun görülmesidir.(53)

1986 yılında Ørstavik ve ark. (54) periapikal lezyonlar *için "periapikal indeks (PAI)"* isimli skorlama sistemi geliştirilmiştir. Bu indeks bugün hâlâ; klinik deney çalışmaları, epidemiyolojik araştırmalar ve KKT sonuçlarının değerlendirilmesinde kullanılmaktadır.(55)

Periapikal indeks; periapikal radyografilerde karşılaşılan apikal periodontitisin, artan şekilde 1'den 5'e kadar oluşturulan bir skalada gösterilmesidir (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. PAI (Periapikal indeks) (54)

PAI 1: Sağlıklı-normal periapikal,

PAI 2: Demineralizasyon içermeyen, kemik yapıda oluşan küçük değişiklikler,

PAI 3: Çok az miktarda diffüz demineralizasyon içeren değişiklikler,

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

PAI 5: Apikal periodontitisin şiddetlenerek alevlenmesi.

2.5. Lezyonlu Dişlerde Tedavi

Birçok periapikal lezyon cerrahi müdahaleye gerek kalmadan titiz yapılmış bir endodontik tedavi ardından iyileşme gösterir.(4, 56) Lezyonların küçülerek iyileştiğini görebilmek için 6(57)-12(4) aylık bir süre gerekmektedir. Özellikle maksiller ön bölgede yaygın olarak karşılaşılan periapikal lezyonlar (51, 58) bazen KKT sine cevap vermeyebilir. Bu tarz vakalarda apikal bölgeden cerrahi olarak yaklaşılarak bölgenin temizlenmesi şeklinde bir tedavi protokolü de uygulanabilir.(59) Örstavik 1996 yılında lezyonu bulunan kronik apikal periodontitisli dişler üzerinde yaptığı bir çalışmada (4) 6 aylık takipte vakaların yarısının olumlu belirti gösterdiğini 12 aylık takipte ise %88'ninin iyileşmesini tamamlandığını göstermektedir. Gelişen endodontik tedaviler dikkate alındığında bu oranın günümüzde daha yüksek çıkması muhtemeldir. Fakat, burada dikkat edilmesi gereken, takip sürelerinin uzaması doğrultusunda başarı yüzdelerindeki gözle görülen artıştır.

2.5.1 Lezyonlu Dişlerde Koronal Restorasyonun Tamamlanması

Periapikal lezyonlu bazı vakaların 4 yıla kadar uzayan iyileşme süreleri bulunmaktadır.(4) Bu tarz vakalarda ilgili diş protez dayanağı olarak kullanılacaksa, komplikasyon riskini düşürmek adına tedavi öncesi en az 1 yıllık bir takip süresinden geçirilmesi önerilir.(60) Fakat, zaten endodontik tedavi sonrası fazlaca madde kaybı olan bu dişlerde gecikmiş koranal restorasyonlar dişte kırık meydana gelmesine sebep olabilir. Sağlıklı ve sızdırmaz bir üst yapı periapikal iyileşmeye olumlu yönde katkı sağlarken, gecikmiş restoratif tedaviler başarısızlığa yol açabilir.(61, 62)

KKT'si yapılmış dişlerin radyografilerinde görülen lezyon varlığı retreatment (kanal dolgusunun sökülerek tedavinin tekrarlanması) endikasyonu koymak için tek kriter olmamalıdır. 20 yıllık süreçte dişte alevlenme görülerek semptomatik hale gelme olasılığı %6'nın altında olduğundan bu dişler asemptomatik olarak devamlılığını sürdürebilmektedir.(63) Bu sebeplerden dolayı kuron, köprü gibi daha maliyetli ve komplike protetik uygulamalara geçilmeden önce dişin takip edilerek iyileşmenin kesinleştiğini görmek mantıklı olsa bile; endodontik tedavi sonrası mümkün olan en kısa sürede daimi koranal restorasyonun yerleştirilmesi tavsiye edilmektedir.(64)

2.6. Fazla Madde Kaybı Olan Dişlerin Restoratif Tedavisi

Klinik uygulamalarda KKT yapılan dişler genellikle; geniş ve derin çürükler, kırıklar veya idiyopatik sebeplerle fazla madde kaybına uğramış dişler olmaktadır. Bunlara ilaveten tedavi süresince yapılan kavite preparasyonları sonucu kalan dentin miktarı oldukça azalırken dentinin nemliliği ve kuvvetler karşısında esneyebilme kabiliyeti de azalmaktadır. Böylelikle, KKT'li dişler kırılmaya daha yatkın olur.(5-7)

Endodontik tedavi görmüş dişlerin uzun süreli sağkalımı için kuron yapısının korunması gerekmektedir. Vire (65) çekilmiş endodontik tedavili dişleri incelediğinde, dişlerin %59'unun çekim sebebi kuron kırıkları veya restoratif-protetik olarak başarısız yapılan restorasyonlardan kaynaklandığını bildirmiştir. Ayrıca, KKT'li dişlerin diş eti altında kalan bölgede meydana gelen kırıklara karşı daha hassas olduğundan bu tarz dişlerde tüberküllerin kaplanması gerekmektedir.(66) Tamamen koranal örtülenmenin

sağlanmadığı KKT'li dişlerde kayıp oranı ful kuron kaplanan dişlerden 6 kat daha fazladır.(67)

Kök kanal dolumu yapıldıktan sonra koranal bölgeden bakterilerin sızmasını engelleyecek şekilde hem estetik hem de fonksiyonel özellikleri dişe geri kazandıran restorasyonlar yapılmalıdır.(68, 69) Veneer kuron kaplamalar bu gibi durumlarda protetik tedavi açısından oldukça yeterlidir. Restorasyon çeşitleri:

2.6.1.Tam Kuronlar

Dental dokularda oluşan çürük, onu tedavi etmek için uygulanan restoratif prosedürler ve KKT'si sonrası önemli miktarda koronal harabiyeti bulunan dişler için tam kuron restorasyonlar ideal bir tercihtir. Fakat, bazı tablolarda kuron materyali direkt olarak kalan diş dokusu üzerine yapıştırıldığında başarılı bir sonuç elde edilemeyebilir. Çoğu zaman, kor bölgesini ve kuron materyalini korumak için kök kanalı içerisinden bir destek yapı oluşturan uygulamalara gidilir.(70)

2.6.2. Endokuronlar

KKT'li dişlerin restorasyonunda tam kuronlar ve post-kor restorasyonlara alternatif olarak başarılı sonuçların rapor edildiği bir yöntem olan endokuron restorasyonlar bulunmaktadır.(71) Adeziv protokollerinin gelişmesi, yeni jenerasyon kompozit sistemlerin üretilmesi, seramik sistemleri ile beraber bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sistemlerinin her geçen gün gelişmesi, güçlü rezin simanlarla diş dokularıyla oluşturulan bağlantının arttırılması; özellikle molar dişlerde endokuronların uygulanabileceği fikrini ortaya çıkarmıştır.(72, 73) Endokuronların tasarımını, ortalama 1 mm genişliğindeki *"butt-joint"* marjinli tam kuron restorasyondan pulpa boşluğuna uzanan merkezi bir tutucu oluşturmaktadır.

2.6.3. Post-Kor Restorasyonlar

Koronal bölge diş yapısında fazlaca hasar oluşan dişler, düşük kırılma dirençleri dalayısıyla yüksek oranda kırık riskine sahiptir. Yapılacak koronal restorasyonun retansiyonunu arttırmak amacıyla post uygulamalarına ihtiyaç duyarlar.(9, 10) Kullanılan

birçok kanal patıyla kanal duvarları ve kanal dolum malzemeleri arasında sıkı bir tıkaç oluşup boşluksuz temas sağlanamadığından, post ve kor işlemiyle oluşturulan sızdırmaz yapı tedavi sonuçlarını olumlu etkileyecektir.(70) Geride kalan diş dokusu yeterince retantif bir kuronun üretilmesini sağlayamadığında (koranel diş anatomisinin %40'tan fazlası kayıpsa) post uygulamalarına gidilmesi gerekir.(74, 75) Çünkü, postların esas amacı, koranal bölge restorasyonunu korumaktır.(76)

Post: Kök kanalının 2/3'ünü kaplayarak tutuculuk ve destek sağlayan kısımdır. Geride kalan diş yapılarına stres oluşturmadan çiğneme kuvvetlerini kök boyunca dağıtır ve gerekli retansiyonu sağlar.(77, 78) Postların işlevi dişleri kuvvetlendirmek yada kalan dentin yapısının kırılma direncini arttırmak değildir. Bu sebeplerle mümkün olduğunca retantif ve diş yapısını zayıflatmayan bir post sistemi kullanmak gerekir.(79, 80)

Kor: Restorasyon ve post arasındaki bağlantıyı sağlayan, prepare edilmiş diş anatomisine sahip kuron yapısıdır. Postun koronal bölgedeki devamlılığı olarak da nitelendirilebilir.(81) Korun temel işlevi; gözle görülebilen bir platformla kuronun retantif ve adaptif oturuşunu sağlar.(78) Bazı post-kor sistemlerinde (örn: döküm), kor bölgesi post ile beraber üretililirken; diğer birçok sitemde kor bölgesi farklı materyaller (amalgam, kompozit, seramik, cam iyonomer) kullanılarak şekillendirilmektedir.(82) Kullanılan kor materyali özellikle diş dokularıyla ve seçilen post sistemiyle tamemen uyumlu olmalıdır çünkü post-kor sistemi içerisinde oluşan stres dağılımını etkileyecektir. (83, 84)

Post-korun sabit ve stabil olması başarılı bir yeniden yapılandırma işlemi için önemli bir kriterdir. Çünkü, her ikisi de genelde farklı malzemeler kullanılarak üretilir. En son aşamada postun, korun ve kuronun dişe adezyonunu sağlamak için uygulanan yapıştırma ajanı da restorasyonun kalitesini ve ömrünü etkilemektedir.(85) Temelde tabloya bakılacak olursa post, kor ve dişin birlikteliğini sağlayacak olan yapıştırıcı ajan bir sonraki aşamada uygulanacak olan kuronun ana platformunu oluşturacaktır.(35)

2.7. Post Sistemleri

Öncelikle post materyalinin yerleşeceği boşluğu oluşturmak için GP'nın uygun araçlarla çıkarılması gerekir.(86) Bu amaçla kullanılan aletler, kullanım kolaylığı ve harcanan sürenin düşürülmesi açısından her geçen gün geliştirilmektedir.(87) En çok Gates-Glidden ve Peeso reamer gibi frezlerle mekanik olarak uzaklaştırma yöntemi kullanılır.(86) Kimyasal olarak çözücü ajanlar (okaliptüs yağı, ksilen, kloroform, terebentin yağı) kullanılarak da işleme destek sağlanabilmektedir.(88)

Endodontik olarak apeks bölgesinde yeterli tıkamanın sağlanabilmesi için 3-5 mm GP bulunması yeterlidir.(89, 90) Bundan daha az miktarda bırakılması sorun yaratabilir.(91) Postun kanal içerinde en apikalden en koranale kadar kök duvarlarlarıyla bütünlük içerisinde olması, kökte homojen bir stres dağılımı göstermesini sağlar.(92)

2.7.1. Ferrule Miktarı

Ferrule: kalan sağlıklı diş dokusunun gingival bölgesinde bulunan, yapılacak olan kuron restorasyonuyla etrafının çepeçevre sarıldığı bölgedir. Kök ve kuron yapısının bütünlüğünü oluşturarak kuronun desteklenmesi açısından önemli bir oluşumdur. Çünkü, birkaç parçadan oluşan post kore restorasyonların homojen olarak tek bir ünite gibi davranıp kuvvetleri periodontal bölgeye iletilmesi gerekir. Eğer ferrule miktarı yetersiz olursa, gelen oklüzal yükler direkt posta iletildiğinden kökte veya postta kırıklar meydana gelebilir. Bu tarz ferrulenin yetersiz olduğu vakalarda kuron boyu uzatma tedavisi suklıkla uygulanmaktadır.(77) Yapılan bir araştırmaya (93) göre vertikal olarak 1 mm ferrulesi olan dişlerin ferrulesiz dişlerden 2 kat daha fazla kırığa karşı dirençli olduğu ifade edilmektedir. Başarılı bir koronal restorasyon elde etmek için en az 1,5-2 mm ferrule olması gerekmektedir.(94-96)

2.7.2. İdeal Post Sistemleri İçin Kriterler

Klinik olarak başarılı ve uzun ömürlü bir post sisteminin sahip olması gereken bazı özellikler vardır. Bu özellikler şöyle sıralanabilir (97); *(a)* Fiziksel özellikleri dentin ile benzerlik göstermelidir, *(b)* Kanala yerleştirilirken ve simante edilirken minimum düzeyde stres oluşturmalıdır, *(c*) Kök kanal anatomisine şekil olarak uyumlu olmalıdır,

(d) Kanaldan uzaklaştırılması gerektiğinde, en az komplikasyon riskiyle uzaklaştırılabilmelidir, *(e)* Kök dentini ile arasında oluşan siman kalınlığı her yerde eşit ve homojen olmalıdır, *(f)* Dişe gelen stresleri homojen olarak dağıtmalıdır. *(g)* Kolay uygulanabilir, dayanıklı ve düşük maliyetli olmalıdır, *(h)* Koroziv olmamalıdır, (ı) Kuron ve kor materyali ile tek parça oluşturacak şekilde uyum içinde olmalıdır.

2.7.3. İdeal Post Seçim Kriterleri:

Post-kor restorasyon üretimin en önemli aşaması, doğru ürün ve sistemin seçilme aşamasıdır.(98) Dikkat edilmesi gereken bazı özellikler şunlardır; estetik, korun retansiyonu, oklüzal stresler, koranal yapı, kanal uzunluğu ve konfigürasyonu, post materyali-genişliği-tasarımı, postun adaptasyonu, dişin anatomisi, bağlantı şekli, materyal uygunluğu, torsiyonal kuvvetler

2.8. Postların Sınıflandırılması

Postların birçok sınıflandırması bulunmaktadır.(77, 99-101)

Tablo 2.1. Post sınıflandırması

Postların Sınıflandırması			
Tutuculuk şekillerine göre	Yapım şekillerine göre	Post şekillerine göre	Uygulanan materyallere göre
➢ Aktif ➢ Pasif	➢ Prefabrik ➢ Döküm	➢ Konik ➢ Paralel	➢ Metal ➢ Seramik • Cam seramikler • Alüminyum oksitle güçlendirilmiş seramikler • Freze tekniği ile üretilen seramikler ➢ Zirkonya esaslı ➢ Fiber • Karbon fiber • Kuartz fiber • Polietilen fiber • Cam fiber

2.8.1. Tutuculuk Şekillerine Göre:

Aktif Postlar

Üzerlerinde bulunan yivler sayesinde dentine vidalama yapılarak teması sağlanan konik veya paralel şekilli metalik postlardır.(77) Retantif olmaları açısından en ön sırada yer alırlar, fakat özellikle ince kök dentinine sahip dişlerde vidalama işlemi sırasında oluşan stresler sonucu kök kırıkları meydana gelebilir.(100) Kullanımı maksimum retansiyon gerektiren kısa köklerle sınırlı tutulmalıdır.(102)

Pasif Postlar

Kök kanal anatomisiyle uygun formlu, vidalama işlemi yapılmadan yerleştirilen, retansiyonun simantasyonla sağlandığı postlardır.(103) Seramik, fiber ve tüm döküm postlar bu özellikleri taşır.(104) Üzerlerinde yiv benzeri girinti çıkıntılar olsa dahi, bu yivler dentine retantif olarak tutunmak için değil, simanın tutuculuğunu arttırmak içindir.

2.8.2. Yapım Şekillerine Göre

Üretim tekniklerine göre postlar 2 grupta (döküm ve prefabrik) incelenir.(105)

Döküm Postlar

Düzensiz ve geniş kanal anatomisine sahip, diş dokusunun çok az kaldığı vakalarda tercih edilirler. Kıymetli metal içeren (platin, altın, paladyum) alaşımlardan üretilmesi tavsiye edilirken günümüz koşullarında düşük maliyetli olmaları sebebiyle baz metal alaşımlar kullanılmaktadır. Korozyona olan eğilimleri, dökümün hassas olarak yapılamayışı, yüksek elastisite modülleri sebebiyle kuvvet iletiminin artmasıyla kök kırıkları meydana gelebilmektedir.(106) Bununla birlikte estetik olarak tatmin edici değillerdir. Ayrıca, birden fazla seansta işlemin gerçekleşmesi sebebiyle kökte oluşacak olası bakteri kontaminasyonu komplikasyon ihtimalini arttırmaktadır.(107)

Prefabrik Postlar

Klasik yöntemlerle üretilen döküm postların yapım yaşamalarının uzun ve meşakkatli olması kullanıcıları pratik uygulama yöntemleri olması sebebiyle prefabrik postlara yönelmişlerdir. Tek seansta uygulanabilmeleri, düşük maliyetleri, laboratuvar aşamalarının olmaması en büyük avantajlarıdır.(108, 109)

2.8.3. Post Şekillerine Göre

Konik veya Paralel Postlar

Konik postlarla kıyaslanacak olursa, paralel postlar daha retantiftir ve kanalda daha az stres oluşturduklarından dolayı fraktür riskleri daha azdır. Ancak, diş dokusunu korumak açısından bakıldığında konik postlarda daha az dentin uzaklaştırıldığından daha avantajlı görülmektedirler.(102) Konik postlar dişte kama etkisi oluşturabildiklerinden zamanla kökte vertikal kırıklar meydana gelebilir. Post uygulamalarının başarı kriterlerine bakıldığında, özellikle stres iletimi ve retansiyon kriterleri beraber değerlendirilmelidir. Konik ve vida retansiyonlu olan postların yayılan stresi arttırarak kök kırıkları oluşturması sebebiyle, bunlara alternatif olarak vidalı fakat paralel kenarlı post sistemleri tercih edilmelidir.(92)

Paralel-konik postlar ise koronal bölgede paralel başlayıp apikalde açılanma gösterirler. Her iki tasarımında olumlu yönlerini taşırlar. Açılı apikal kısımları sayesinde hazırlık aşamasında daha az dentin prepere edilirken daha koranaldeki paralel kısımlar tutuculuğa katkı sağlar.(102)

2.8.4. Uygulanan Materyallere Göre

Metal Postlar

Günümüz uygulamalarında çeşitli seçeneklerinin bulunması ve uygulamalarının kolay olması açısından prefabrik postlar oldukça sık kullanılmaktadırlar. Paslanmaz çelikler, krom-nikel, krom-kobalt, altın-platin-palladyum alaşımları, ve titanyumdan üretilebil-mektedirler.(110)

Yapılan bir çalışmada (111), prefabrike titanyum ve fiber postlar kıyaslanmış; 3 yıl klinik takip süresi boyunca herhangi bir fark bulunamamıştır.

Döküm veya prefabrike metal post farketmeksizin; yüksek elastisite modülü, kuvvetleri fazlaca iletmeleri ve estetiğin yetersiz olması nedeniyle metal içerikli olmayan post sistemleri geliştirilmiştir.(77)

Seramik Postlar

Gelişen teknoloji ve materyal bilimiyle seramiklerin dental uygulanma sıklığı her geçen gün artmaktadır. Post uygulamalarında kullanılan seramikleri; cam, alüminyum oksit (Al_2O_3) ile güçlendirilen, frezelenerek üretilen ve zirkonya seramikler başlığında toplayabiliriz.

Cam Seramikler: Işık geçirgenlikleri oldukça yüksektir. Dökülebilir cam seramikler ilk olarak 1989 yılında post sistemleri için uygulanmıştır.(112) En yaygın olanı Dicor ismiyle bilinirken; dayanıklılık konusunda yetersiz olmalarından dolayı kullanımları sınırlıdır.(113)

Al_2O_3 ile Güçlendirilmiş Seramik Postlar: Bu sistemde post materyalinin Al_2O_3 ile güçlendirilerek kullanılması amaçlanmıştır. Fakat, üretiminin zaman alması ve iyi bir teknik hassasiyet istemesi dezavantajları olarak görülmektedir.(114)

Frezelenerek Üretilen Seramik Postlar: Kanal anatomisine uygun olması açısından kopya-freze yöntemiyle rezin materyalinin şekillendirilmesiyle üretilir. Zirkonya materyali kullanılmaktadır.(112, 115)

Zirkonya Esaslı Seramik Postlar: 1980'li yıllarda post uygulamalarında tercih edilmeye başlamışlardır. Biyolojik olarak uyumlu ve estetik açıdan başarılı olmaları en önemli avantajlarıdır.(116, 117) Aynı zamanda yüksek dayanıklılık ve direnç sergilerler. Yapılan *in vitro* çalışma (118) sonuçlarına göre rezin simanlarla olan bağlantısının yüksek kuvvetler karşısında yetersiz kaldığı ve anlık stres kuvvetleri karşısında rahatlıkla kırılmalar yaşandığı görülmektedir. Kırılgan yapıyı tolere etmek için daha kalın zirkonya esaslı postlar üretilmelidir. Fakat, bu durum kök kanal preperasyonun daha fazla yapılmasını gerektirir.(119)

Fiber Postlar

Fiberler restoratif materyallerin yapısına eklenerek stresin daha geniş alanlara yayılarak, gelen kuvvetlere karşı koyma miktarının ve yorgunluk direncinin artmasına yardımcı olurlar.(120) Fiberler yapısına göre farklı şekillerde [devamlı, örgü tipi (Ribbond), parçalı, tek yönlü (Everstick, Snowpost) fiberler] olabilirler.(121, 122) Örgü tipinde olan fiberler çok yönlü liflerden elde edilir ve diş hekimliğinde birçok alanda kullanılırlar. Örneğin; periodontal splint, hareketli bölümlü protezlerin tamiri, post-kor, ortodonti sonrası dişlerin splintlenmesi, tek diş eksikliklerinde geçici olarak yapılan köprüler.

Bu sistemde, epoksi rezinden oluşan makrikse cam, karbon, kuartz ve polietilen fiberler eklenir.(123, 124) Matrix ve fiber lifleri arasında oluşan bağlantıda silanlar görev alır.(125) Fiber postlar dentine benzer elastik modülleri ve estetik restorasyonlarla beraber kullanımında başarılı sonuçlar vermesi sebebiyle günümüz post sistemlerinde en çok tercih edilenlerden biri olmuştur.(126)

Fiber postlar, radiküler dentine yakın olan rigiditeleri ve elastik modülleri sayesinde, gelen kuvvetleri köke homojen ileterek post ile dentin arayüzündeki stresi azaltır. Bu mekanizmayla kök kırığı komplikasyonları da azalır.(127, 128)

Fiber postlar, yaklaşık 20 GPa, metal postlar (döküm ve prefabrike) yaklaşık 200 GPa ve seramik postlar yaklaşık 150 GPa elastik modüle sahiptir.(128) Retrospektif olarak yapılan 2 çalışmanın sonucuna göre, fiber postların başarısızlık oranı %3,2 iken; başarı oranı %95 olarak kaydedilmiştir.(129, 130)

Karbon Fiber Postlar: 1992 yılında diş hekimliğinde kullanılmaya başlanarak, metal içermeyen post sistemlerinin ilki olmuşlardır. Rezin matriks içerisinde 8 μm çapa sahip karbon fiberler paralel olarak sıralanır. Postun ağırlıkça %64'ünü bu yapı oluşturur.(77) Karbon fiber postların dentine çok yakın olan elastik modülleri sayesinde arayüzde stres birikimi oluşmaz. Stres ve yorgunluğa karşı dayanımları yüksektir ve korozyona uğramazlar.(129, 131) Kor yapıları kompozit rezinlerle kolaylıkla şekillendirilebilir. En önemli dezavantajlarından biri su emilimleridir. Su ile temas eden karbon fiberlerin

sertlik ve dirençlerinde %60-70 azalma olur.(132) Ayrıca, renklerinin koyu olması estetik bölgede sorun yaratabilir.

Kuartz Fiber Postlar: Kristalize olarak oluşan saf silikaya kuartz adı verilir. Termal ekspansiyon katsayısı düşük olan doku dostu bir materyaldir.(133) Post sistemi içindeki optimal estetik kriterleri sağlayan materyal şeffaf yapıdaki kuartz olmuştur.(134) Işık geçirgenlikleri oldukça yüksek olduğundan, rezin simanların polimerizasyonunda olumlu etki gösterir.(106) Birim alana düşen fiber lif sayısı cam fiberlere göre daha yüksek olduğundan, yüksek çekme ve kırılma dayanımı sergilerler.(124, 135) Dentine benzer elastik modülleriyle restorasyon arayüzünde oluşan stres azalır. (136)

Polietilen Fiber Postlar: Estetik, kullanımı kolay ve dokularla biyolojik olarak uyumlu bir materyaldir. Yumuşak halde iken şekillendirilerilerek uygulandığı için dentin dokusunda çok fazla aşındırma yapılmasını gerektirmez.(137) Polietilenlerin üretiminde gaz plazma uygulanmaktadır. Ribbond isimli örgü şerit formasyonunda yeni bir post sistemi sunulmuştur. Kompozit ve akrilik rezinlerle kombine olarak kullanılabilmektedirler. Bu yöntemle hibrit bir yapı oluşur ve adezivlerle başarılı bir bağlantı sağlanır.(138) Ek olarak gaz plazma uygulaması, örgü yapının aralarına sızan bonding ajanlarının penetrasyonunu arttırmaktadır. Kanal tedavisi sonrası yapılan restorasyonlarda, özellikle kök kırıklarına karşı ve postun iç direncini arttırmaya yönelik Ribbond uygulamalarının restorasyonların uzun dönem başarısında etkili olduğu bildirilmiştir. (139, 140)

Cam Fiber Postlar: Cam fiberler; karbon fiber ve zirkonya seramiklerden sonra kullanılmaya başlanmıştır. Elastik modülü dentine çok yakındır.(134, 141) Farklı cam bileşenleri ile üretilmeleri mümkündür. Özellikle post üretiminde yaygın kullanılan E-cam (elektrikli cam); bazı alkali metal oksitler, CaO, Al_2O_3, SiO_2, B_2O_3 içerir.(126) Cam fiber postlar, temelde silika bazlıdır fakat; sodyum, boron, kalsiyum gibi değerli oksitleri de içermektedir. Cam fiberler, karbon fiberler kadar dayanıklı değillerdir ve elastik modülleri dentine daha yakındır (dentinin elastik modülü: 14-18 GPa, cam fiber postların elastik modülü: 9-50 GPa). Bu durum, stres konsantrasyonlarını düşüş ile sonuçlandırarak tedavi başarısını olumlu yönde etkilemektedir.(12) İskelet yapıyı oluşturan cam fiberler rezin matriks içerisinde tek yönlü olarak sıralanmaktadır.(13) Dentine ve kompozit rezinlere benzer mekanik özellik sergilerler. Korozyona karşı dirençli ve biyouyumlu bir

materyaldir. Rezin simanlar ile birlikte kullanılmaktadır.(142) Hem diş sert dokularına, hem kompozite, hem rezin simanlara bağlanımı çok iyidir.(77) Işık geçirgenliği çok iyi olduğu için ön bölge estetik restorasyonların yapımında alternatif post materyalidir.(13) Uygulama kolaylığı, tek seansta post işleminin bitirilebilmesi, dirençli yapıları ve özellikle estetik özellikleri sebebiyle oldukça yaygın olarak kullanılmaktadırlar.(14) Nemli ortamlarda, örneğin ağız boşluğunda, stabil olmamaları sebebiyle yaşanan mikro sızıntılar en önemli dezavantajlarındandır.(14, 143) Ayrıca, radyolüsent özellik sergiledikleri için radyografik analizlerde görselleştirme yapmak konusunda yetersizlerdir.(144)

2.9. Post Yapıştırılmasında Kullanılan Simanlar

Dental post uygulamalarında, simantasyon aşaması en önemli aşamalardan biridir çünkü; restorasyon sonrası oluşabilecek mikrosızıntıları önlemek, aynı zamanda retansiyon ve rezistansı sağlamak için doğru simanı seçmek gerekir.(113)

İdeal siman özellikleri (84); *(a)* Adeziv olmalı, sıkıştırma, çekme kuvvetlerine karşı dirençli olmalı, *(b)* Çevre dokularla biyolojik olarak uyumlu olmalı, toksik olmamalı, *(c)* Optik özellikleri diş dokulara benzer olmalı (özellikle translüsent restorasyonlarla beraber kullanıldığında), *(d)* Direnci yüksek olmalı, *(e)* Sıvı ile temas ettiğinde çözünmemeli, *(f)* Uygun çalışma zamanına izin vermeli, *(g)* Hem diş dokularına hem restoratif materyallere iyi bağlanmalı, *(h)* Uygulandığı aletten kolay uzaklaştırılabilmeli, *(ı)* Sıvı haldeyken viskozitesi düşük ve film kalınlığı ince olmalı, *(j)* Restorasyon rahatlıkla yerleştirilebilmeli.

Post uygulamaları başladığı günden beri birçok farklı siman tipiyle beraber kullanılmışlardır.

2.9.1. Çinko Fosfat Siman

Toz (%90 ZnO, %10 MgO, SiO_2, B_2O_3 ve az miktarda diğer maddeler)-likit: (%67 ortofosforik asit, %33 su) formasyonundadır. Simantasyon için kullanılan en eski simanlardır. Metal ve seramik restorasyonlarda kullanılabilir. Diş dokularıyla herhangi bir reaksiyona girmediğinden kimyasal bağlantı görülmez. Simantasyon mekanizmasında

diş ve restorasyon yüzeylerinde bulunan girinti çıkıntılara tutunmasıyla mekanik retansiyon oluşturur.(76, 145-147)

Asit-baz reaksiyonu sonucu sertleşme gerçekleşir. Siman ilk karıştırılıp ağza yerleştirildiğinde oluşan pH değeri, içerisindeki *"fosforik asit"* sebebiyle çok düşüktür. 24-48 saat süreyle hızla artarak nötral aralığa ulaşır.(148) Kullanımlarının kolaylığı, dentine yakın elastik modülleri, ince film kalınlıkları, çalışma zamanlarının uzun olması en büyük avantajlarıdır. Yüksek baskı dayanımı, düşük çekme dayanımları vardır. Ağız sıvılarında kolay çözünürler ve karıştırılırken neme karşı hassas davranırlar. Düşük pH'da uzun süreli, ekzotermik bir sertleşme reaksiyonu gösterirken; pulpal hassasiyete sebep olabilirler. Bu sebeplerden dolayı vital dişlerde kullanımı tavsiye edilmemektedir. (149)

2.9.2. Çinko Polikarboksilat Siman

Toz (ZnO, MgO)-Likit (Poliakrilik asit) formasyonundadır. 1968 yılında, Dennis Smith isimli bir araştırmacının siman-diş adezyonunu sağlamak ve gerilme dayanımını arttırmak amacıyla; çinko fosfat simanların likit formülüne poliakrilik asit ilave etmesiyle ortaya çıkmıştır.(150) Dişteki kalsiyumla simandaki serbest karboksil iyonları arasında kimyasal bir bağ oluşur. Elde edilen adezyon sonucu yüksek gerilme dayanımı oluşur. İçerisindeki organik asit moleküllerinin boyutundan dolayı, dentin tübüllerinden geçiş çok azdır. Pulpal irritasyon meydana gelmez. Yapısındaki organik asitler visköz oluşum sergilediğinden çinko fosfat simanlardan daha kalın bir yapıları vardır. Fakat, pseudo-plastik özelliği sayesinde restorasyon yerleştirilirken viskozitesi 25 μm'a kadar düşer. Sıkışma dayanımları çinko fosfat simanlardan daha düşüktür.(147, 151)

Dezavantajları ise: kısa çalışma süreleri, yüksek viskoziteleri, sıkışma dayanımının düşük olması, altın alaşımlarla bağlantı kuramamasıdır.(151) Diş dokularıyla bağlantısı oldukça güçlü iken bazı döküm restorasyonlarla çinko fosfat simanlara göre daha zayıf bağ kurar. (148, 149)

2.9.3. Cam İyonomer Siman

Toz (kalsiyum, alüminyum, flor silikat cam)- Likit (poliakrilik asit) formasyonundadır. İlk olarak 1970'li yıllarda Alan Wilson ve Brian Kent isimli araştırmacılar tarafından

üretilmiştir.(152-154) Polikarboksilat ve silikat simanların hibrit halidir. Silikat cam iyonları sayesinde rigidite, dayanıklılık, flor salınımı; poliakrilik asit sayesinde adeziv karakter gösterir.(155) Asit-baz reaksiyonuyla polimerize olurlar. Diş dokularına hem fiziksel (mikromekanik retansiyonla) hem kimyasal (poliasitteki karboksil gruplarıyla dişteki Ca iyonlarının şelasyonu) olarak bağlantı sağlar.(156) İnorganik içeriğinin yüksek olması sebebiyle minede oluşan bağlantı dentindekinden daha yüksektir. Cam iyonomer simanlar neme karşı oldukça hassastır. Polimerizasyon esnasında nem veya tükrük ile teması simanın fiziksel özelliklerini olumsuz etkiler. Restorasyonun izolasyonuna önem gösterilmesi, kavite lakı ile örtülmesi tavsiye edilir.(157) Diğer adeziv olmayan simanlara göre daha az mikrosızıntı oluşturur. Çinko fosfat ve polikarboksilat simanlara kıyasla çalışma süresi daha kısa, pulpal hassasiyet daha az, basma dayanımı daha yüksektir. Elastik modülü ve germe direnci ise daha düşüktür. (157, 158)

Kullanım alanlarına göre 3 alt gruba ayrılırlar:(148, 159)

Tip 1. Yapıştırıcı ajan olarak kullanılan cam iyonomer simanlar.

Tip 2. Restoratif materyal olarak kullanılan cam iyomoner simanlar.

Tip 3. Hızlı sertleşme mekanizmaları olan kaide simanları ve fissür örtücü ajanlar.

Tip 1 cam iyonomer simanlar; inleylerde, postlarda, metal ve porselen restorasyonlarda kullanılabilirler.(149, 154)

2.9.4. Rezin Simanlar

Rezin simanlar; kendinden asitli (self-etch) ve ayrıca asitlenip yıkanan (total-etch) sistem olmak üzere 2 grupta incelenirken, 2002 yılında self-adeziv rezin simanlar gruba dahil edilmiştir.(160) İçerik ve yapısal özellikleri bakımından kompozit rezinlere benzerler. Hem diş dokularına hem de birçok dental materyale adezyon sağlayabilirler. Adezyon; minede hidroksiapatit kristallerine, dentinde ise hibrit tabakanın altındaki demineralize dentine mikromekanik olarak sağlanır.

Kompozit rezinlere benzer şekilde; organik matris, inorganik doldurucu ve ara fazdan meydana gelirler. Polimerizasyon şekillerine göre: Kimyasal olarak polimerize

(chemical-cure), ışıkla polimerize (light-cure), hem kimyasal hem ışıkla polimerize (dual-cure) olmak üzere 3 grupta incelenirler.(84) Çözünürlükleri çok düşüktür. Ayrıca, mekanik ve fiziksel açıdan yüksek dayanıma sahiplerdir.(161) Olumlu birçok özelliğiyle beraber; uygulamalarının titiz çalışma gerektirmesi, film kalınlığının fazla olması, polimerizasyon sonrası taşan simanın zor temizlenmesi gibi dezavantajları bulunmaktadır. (162, 163)

Total-etch Rezin Simanlar: Kullanım yöntemindeki basamak sayısına göre 2 veya 3 basamaklı olarak 2 alt gruba ayrılırlar. 3 basamaklı sistemlerde diş dokusuna fosforik asit uygulamasından sonra primer uygulanır, ardından adeziv rezin yapılır. 2 basamaklı sistemde ise asitleme işleminin ardından tek şişede birleştirilen primer ve adeziv uygulanır.(164) Bu sistemin en önemli dezavantajı, dentindeki neme karşı olan duyarlılığıdır.(165, 166)

Self-etch Rezin Simanlar: Total etch sisteminde olduğu gibi asit uygulamaları için ayrı bir işlem gerektirmezler, çünkü mine ve dentini aynı anda asitleyerek primer uygulayan sistemlerdir.(167) Literatürde self-etch ve total-etch adezivlerin laboratuvar koşullarındaki performansları değerlendirilmiş, total-etch sistemlerin bağlantı açısından daha başarılı olduğu gösterilmiştir.(168-171) Mikrogerilim ve bağlantı dayanımı test sonuçlarına göre ise belirgin bir fark olmadığını söyleyen çalışmalar (172, 173) da bulunmaktadır.

Self-adeziv Rezin Simanlar: Self-adeziv rezin simanlar, uygulama öncesi diş dokularında herhangi bir hazırlık gerektirmemektedir. Konvansiyonel ve rezin simanların olumlu özelliklerini biraraya getirirler. Estetik, boyutsal stabilite ve bağlantı şekli açısından diğer rezin simanlara benzemektedir. Uygulama basamak sayısının azalması, adeziv protokollerde yaşanacak hata ihtimalini minimuma indirir.(160, 174)

2.9.5. Hibrit İyonomer Simanlar

Rezin ve cam iyonomer simanların farklı oranlarda kombine edilerek olumlu özelliklerinin bir araya gelmesi için geliştirilmişlerdir.(150) Bu simanlar ikiye ayrılır:

- Rezin modifiye cam iyonomer simanlar

- Poliasit modifiye rezin simanlar (kompomerler)

Basma ve çekme kuvvetleri geleneksel simanlardan daha yüksek kompozit rezin simanlardan daha düşüktür. Nem hassasiyetleri yoktur. En önemli dezavantajları içeriğindeki hidroksietil metakrilat (HEMA) gruplarının hidrofilik doğası gereği su emilimleri sayesinde yapılarının zayıflamasıdır.(158)

Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar: Geleneksel cam iyonomer siman içeriğine monomerlerin HEMA veya bisfenol glisidil metakrilat (BDS-GMA) katılmasıyla elde edilmişlerdir. Bu sabeple sertleşme reaksiyonunda hem akrilik asitlerin asit-baz reaksiyonu hem metakrilat monomerilerinin ışıkla polimerizasyonu ile olmaktadır.(147, 154, 175) Böylece cam iyonomerlerin neme karşı hassasiyetleri ve düşük mekanik dirençleri tolere edilmiştir.(150, 158) Rezin modifiye cam iyonomer simanlar, seramik simantasyonunda yaygın olarak kullanılmaktadır. Flor salınımları, kolay uygulama yöntemleri, bükülme dayanımlarının yüksek olması gibi avantajlara sahiplerdir. En önemli olumsuz özellikleri yapılarındaki hidrofilik HEMA'nın, su absorpsiyonuna sebep olmasıdır.(147, 154, 175)

Poliasit Modifiye Rezin Simanlar (Kompomerler): Hibrit iyonomer simanlar arasında yer alsalar da asit-baz reaksiyonu göstermediklerinden yapısal olarak kompozit rezinlere daha benzer materyallerdir. Yapısında; HEMA, üretan dimetakrilat (UDMA), tetrakarboksilbütan (TCB), monomerler, florosilikat cam (%72 flor), pigmentler, stabilizatörler, reaksiyon başlatıcılar bulunmaktadır.(158) Sertleşme reaksiyonunda metakrilatların polimerizasyonuyla asidik polimerler meydana gelir. Ardından asidik polimerlerin camla etkileşimiyle ortama metal iyonları salınır ve asit grupları ile aralarında çapraz bağlar oluşur.(70, 176) Flor salınımları, suda çözünürlüklerininin cam iyonomerlerden daha az olması, aynı zamnada adezyonlarının, mekanik ve fiziksel özelliklerinin iyi olması genel avantajları olarak görülebilir.(177, 178) Bükülme dayanımları ve abrazyon dirençleri düşüktür. Neme karşı hassasiyet gösterirler.(178, 179) Metal-seramik kuronların, tam seramik protezlerin simantasyonunda ve kor yapımında kullanılabilirler.(178, 180)

2.10. Diş Hekimliğinde Kullanılan Seramikler

2.10.1 Tarihçe

Seramik kelimesi, Yunanca'da *"keramikos"* olarak geçen; topraktan üretilen, yanık madde anlamına gelmektedir.(181-183) Seramikler, inorganik yapıdaki minerallerin ham hallerindeyken yüksek ısılarda pişirilerek katı nesneler haline dönüşmüş şeklidir.(184) Diş hekimliğinde porselenlerin ilk olarak kullanıma girmesi ise 1774 yılında, Fransız bir eczacı olan Alexis Duchateau ve diş hekimi olan Nicholas Dubois de Chemant tarafından olmuştur. Estetik ve mekanik özelliklerinin çok sevilmesiyle dental uygulamalarda yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır.(185) 19. Yüzyılın sonlarında, platin yapraklara feldspatiklerin işlenerek fırınlanmasıyla, jaket kuron isimli restorasyonların üretimi başlamıştır. Daha sonraki yıllarda, McLean ve Hughes porselenin içeriğine alümina ilavesiyle yapıyı güçlendirmiş, 1965 yılında metal desteksiz porselenler piyasaya çıkmıştır.(186) 1980'li yıllardan sonra ise farklı üretim teknikleriyle tam seramik sistemler oldukça yaygınlık kazanmıştır.(187)

2.10.2. Dental Seramiğin Yapısı

Dental seramiklerin içeriğinde, %75-85 feldspar, %12-22 kuartz, %3-5 kaolin bulunmaktadır. (188, 189)

Feldspar: Feldspar, sodyum-alüminyum silikattan (Na_2O-Al_2O_3-$6SiO_2$) ve potasyum-alüminyum-silikattan (K_2O-Al_2O_3-$6SiO_2$) oluşmaktadır. Bağlayıcı özelliğe sahiptir. Fırınlandığında, kuartz ve kaolinle bütünleşerek cam matriksi oluşturur. Ayrıca, restorasyonun translusens yapısından sorumludur.(190)

Kuartz (Silica): Kuartz, kristalin yapıya sahip, doğada silika halinde bulunan bir materyaldir.(181, 190) 1700 ˚C'de erir. Doldurucu özelliğiyle porselenin dayanıklılığını arttırma görevi vardır. Fırınlanan porselenin yapısını koruyarak büzülmesini engeller.(16, 190)

Kaolin: Porselenin opak yapısından sorumludur. Volkanik kayalardan elde edilir. Alüminyum hidrat silikatı (Al_2O_3-$2SiO_2$-$2H_2O$) olarak adlandırılır. Bağlayıcıdır. Hamur haldeki porselenin şekillendirilmesini sağlar.(189, 190) Porselen içeriğindeki 3 ana

maddeye ilaveten; ara oksitler, flouresans etki yaratan ajanlar, porselenin akışkanlığını sağlamak, yumuşama ısısını düşürmek için cam modifiye ediciler, diş dokularına benzer yüzey karakterizasyonunu sağlamak için ise renk pigmentleri ilave edilir.(190, 191)

2.10.3. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Dental seramikler farklı şekillerde sınıflandırılabilmektedir.

İçeriklerine göre (16); *(a)* Feldspatik seramikler, *(b)* Alüminöz seramikler, *(c)* Metale bağlanan seramikler.

Fırınlama ısılarına göre (183, 192); *(a)* Yüksek ısılı seramikler: 1290-1370 ˚C, *(b)* Orta ısılı seramikler: 1090-1260 ˚C, *(c)* Düşük ısılı seramikler: 870-1065 ˚C, *(d)* Ultra düşük ısılı seramikler: <850 ˚C.

Kullanıldıkları yerlere göre (183); *(a)* Sabit bölümlü protezlerde kullanılanlar, *(b)* Hareketli bölümlü protezlerde kullanılanlar, *(c)* Full kuronlarda kullanılanlar, *(d)* İnley, onley restorasyonlarda kullanılanlar.

Yapım tekniklerine göre (184, 193); *(a)* Metal altyapılı seramikler; *(a1)* Döküm metal üzerine işlenen seramikler, *(a2)* Metal yaprak üzerinde işlenen seramikler, *(b)* Tam seramikler; *(b1)* Toz-likit (konvansiyonel) yöntemi ile uygulanan seramikler, *(b2)* Döküm yöntemi ile üretilen seramikler, *(b3)* Bilgisayar destekli programlarla üretilen seramikler, *(b4)* Enjeksiyon sistemli seramikler, *(b5)* Cam infiltre seramikler, *(b6)* Diğer porselen sistemleri.

2.11. Metal Altyapılı Seramik Restorasyonlar

Dental porselenler, gerilme kuvvvetleri karşısında çok yüksek direnç gösterecek kadar güçlü materyaller değildir. Bu sebeple dental porselenleri alttan destekleyecek daha kuvvetli bir materyalle beraber kullanma fikri ortaya çıkmıştır. Metal altyapılı seramikler protetik tedavilerde çok uzun yıllar önce kullanılmaya başlanmıştır.(15)

Metal altyapılı bir seramik restorasyon; önceden şekillendirilmiş diş veya implant dayanağı üzerine, adaptif şekilde yerleşen metal altyapı ve onun üzerine işlenerek

fırınlanan porselenden ibarettir. Porselen yığım aşamasından önce, elde edilen metal ısıl işlemden geçirilerek oksit tabakası oluşturulur. Ardından metalin siyah renginin örtülenmesi için opaker uygulanır.(194) Preparasyon yeterli miktarda yapıldığında, ön dişler dahil olmak üzere, kabul edilebilir bir estetik elde etmek mümkündür. Kullanılan metal altyapı sayesinde restorasyonun direnç kazanarak kuvvetler karşısında oluşabilecek porselen kırıkları önlenmektedir.(16, 183)

Metal altyapılı protezlerin bazı dezavantajları bulunmaktadır (16); *(a)* İçerdiği metallere karşı alerjisi olan bireylerde, doku reaksiyonları görülebilir, *(b)* Pulpanın vitalitesini ölçmek için kullanılan testler yapılamaz, *(c)* Metal alaşım korozyona uğrarsa, ağızda galvanik akım meydana gelebilir, *(d)* Diş dokularından daha radyoopak görüntü verdiğinden, röntgende teşhisi engelleyebilir, *(e)* Restorasyonun basamaklarında taşkın yapılması durumunda, diş-diş eti arasındaki biyolojik uyumun bozulmasına sebep olur.

2.11.1. Metal altyapılı restorasyonlarda kullanılan alaşımlar

Kullanılan metaller, soy ve soy olmayan metal alaşımlar olarak ayrılmaktadır.(16)

Soy metal alaşımlar

İçerisinde değerli metallerden; altın (%55-84), gümüş (%10-45) platin (%4-65), paladyum (%5-60)'dan bazılarını daha düşük yüzdelerde; kalay, demir, tantalyum, indium, rutendum gibi metalleri bulundurabilir. Alaşımının tür ve içeriği doğrultusunda oranlar değişmektedir. Biyolojik olarak uyumludurlar ve korozyona uğramazlar.

Yarı soy metallerde ise; paladyum (%55-60), gümüş (%28-30) ve %10 indiyum-kalay gibi elementler içermektedir. Ekonomik olarak daha az maliyetle üretimleri mümkündür. Uzun köprü tasarımlarında uygulanabilirler. İçerisinde bulunan kalayın oksitlenme ihtimali olması ve yüksek genleşme katsayıları en büyük dezavantajlarıdır.(16, 195)

Soy olmayan metal alaşımlar

İçerdikleri metale göre (16); *(a)* Nikel (%60-80) - krom (%10-20) alaşımları, *(b)* Kobalt (%55-65) - krom (%25-35) alaşımları, *(c)* Nikel (%40) - krom (%10-30) - kobalt (%35-40) alaşımları, *(d)* Titanyum (%90) - Alüminyum (%6) - Vanadyum (%4) alaşımları

Soy metal alaşımlara kıyasla daha yüksek erime dereceleri ve daha yüksek elastik modülleri vardır. Ekonomiktirler. Ancak, oluşan kalın oksit tabakası, porselenle arasındaki bağlantı sorunlarına sebep olabilir. Yüzeyleri soy metaller kadar net değildir. Korozyona dirençleri daha düşüktür. Ayrıca, alerjik reaksiyona sebep olabilirler.(16, 195) Titanyum ve titanyum alaşımları bu başlık altında en başarılı olan gruptur. Biyolojik uyumları, korozyona uğramamaları, düşük termal iletkenlikleri sebebiyle oldukça avantajlıdırlar. Fakat, maliyetinin oldukça yüksek olması, laboratuvar aşamalarının zor ve uğraştırıcı olması sebebiyle, kuron altyapı materyali olarak tercih edilmemektedir.(196) Metal alaşımlar içerisinde en çok uygulanan, krom-kobalt (Cr-Co) içerikli olanlardır. Bazı tam seramik sistemleri ve soy metal alaşımlara nazaran daha uygun fiyatlı olmaları en önemli tercih sebepleridir. Ayrıca, daha yüksek elastik modülüne (ortalama 250 Gpa) sahiptirler.(197)

2.12. Tam Seramikler

İnlay, onlay, laminate veneer, kuron ve köprülerde; yüksek estetik talepleri karşılamak adına geliştirilen sistemlerdir.(193) 1903 yılında Dr. Charles Land tarafından üretilerek dahil olmuşlardır. 1960'lı yıllarda Mc Lean isimli araştırmacının alüminöz seramiklerde geliştirdiği farklı üretim teknikleriyle daha dirençli ve estetik bir form almış olsalar da klinik uygulamalarda çok başarılı olmamışlardır.

Gelişen teknolojiyle beraber, doğal görünüm ve optik özelliklerinden ödün vermeden dirençlerinin arttırılmasıyla, günümüz uygulamalarda ihtiyaçları karşılayacak seviyeye ulaşmışlardır.(193) Kullanılan düşük veya orta ısı seramiklerinde güçlendirici ajan olarak, kristalin fazlar bulunmaktadır. Bu kristal partiküllerin büyüklükleri, miktarı, doğası ve dağılımı materyalin temel optik ve mekanik özelliklerini oluşturur. Total hacimlerinin %90 gibi büyük bir kısmını bu kristaller oluşturur.(198) Estetik özellikleri dışında; biyouyumlu yapıları, koroziv olmamaları, elektrik ve ısı iletimlerinin düşük olması önemli avantajlarıdır. Ancak, gerilme dayanımlarının düşük olması klinik kullanım alanlarında sınırlamalara sebep olmuştur. İlk zamanlar sadece estetik bölgede talepleri karşılamak adına kullanım alanı bulurken, güçlendirilerek geliştirilmiş tam

seramik sistemlerin sunulmasıyla posterior bölgelerde kullanımı mümkün kılmaktadır.(199)

Tam seramiklerin endikasyonları (200-203); *(a)* Yüksek estetik beklentinin olduğu vakalar, *(b)* Posteriorda inley-onley, tek kuron ve en fazla 3 üyeli köprülerin uygulanmasında, *(c)* Anterior bölgede; köprü, tam kuron ve lamina veneer uygulamaları gereken vakalarda, *(d)* Eski, geniş kompozitlerin uygulandığı ve tekrar kompozitle tedavinin mümkün olmadığı vakalarda.

Tam seramiklerin avantajları (204, 205); *(a)* Optik özellikleri gelişmiş sistemlerdir. Estetik için istenen ışık geçirgenliğini sağlar, *(b)* Yüzeyde oluşan plak retansiyonu azdır, *(c)* Metal destekli porselenlere göre daha az porselen yığımı gerektiğinden, overkontur olma ihtimali daha düşüktür, *(d)* Düşük termal iletkenlik gösterir, *(e)* Diş minesine yakın termal genleşme katsayısı vardır, *(f)* Radyografide, alltaki dişin görüntüsünü izlemeye izin verir.

Tam seramiklerin dezavantajları (205, 206); *(a)* Gerilme kuvvetlerine karşısında düşük direnç gösterir, *(b)* Kırılgandırlar, *(c)* Parafonksiyonel alışkanlığa sahip hastalarda, alışkanlık giderilmediği sürece kontrendikedir, *(d)* Yüksek maliyetlidir.

Yapım tekniklerine göre 4 sınıfa ayrılırlar (182, 187, 207); *(a)* Dökülebilir seramikler: Dicor, Cerapearl, *(b)* Refraktör day yöntemiyle fırınlanan seramikler: Cerestore\ Alceram, Mirage, Optec, Hi-Ceram, In-Ceram Alumina, In-Ceram Spinell, In-Ceram Zirkonya, *(c)* Isı ile preslenen seramikler: IPS Empress, IPS Empres II, IPS e.Max Press, Finesse All Ceramic, *(d)* CAD/CAM sistemleriyle üretilen seramikler: Procera, All Ceram, Cerec, Lava, Cercon, DC-Zirkon

2.12.1. Dökülebilir Tam Seramikler

Dicor: Dökülebilir sistem arasında en çok bilinendir. 1980'li yılların ilk yarısında üretilmeye başlanmıştır. (208, 209) Yapısının temelinde tetrasilicis fluormica ($K_2Mg_5Si_8O_2F_4$) isimli cam porselen bulunmaktadır. Özelliği gelişmiş geniş kristal tipleri bulundurmasıdır.(208, 210) Sertliği ve yoğunluğu mineye benzer. Fazla diş preparasyonu gerektirmezler. Doğal dişlerden 7 kat daha az plak birikimi görülür.(148, 208, 210) Mum

modelaj klasik yöntemlerle işlenir, muflaya alınır, yakılır ve cam ile dökümü yapılır. Renklendirmesi 4 aşamada sürülerek yapılır. En başarılı estetik sonuç, kor yapıyı cam seramikten döküp feldspatik porselenle veneer işlenerek elde edilir.(148, 210, 211)

Cerapearl: 1985 yılında Hobo ve Iwata isimli araştırmacılar, yapay hidroksilapatit kullanarak doğala yakın sonuçlar elde etmeyi amaçlamışlardır.(212) Teknik açıdan Dicor'a benzemektedir. Ana maddesi kalsiyum fosfat olan cama, kontrollü ısı uygulandığında 'oksiapatit' yapıya dönüşüp kısmen kristalize olur. Elde edilen materyalin doğal diş dokusuna benzer termal iletkenliği ve ışık kırıcılığı vardır.

2.12.2. Refraktör Die Yöntemiyle Fırınlanan Seramikler

Hi-Ceram: Hi-Ceram sistemi %70 Al_2O_3 içeren bir kor seramiğidir. Day üzerinde fırınlanarak pişirilir, ardından mine ve dentin klasik yöntemle işlenir.(208) Geleneksel seramiklerden %25 daha serttir. Boyutsal stabilitesi kenar uyumu ve estetiği iyidir. Uygulama aşamaları diğer tam seramik sistemlerden daha uzundur; fakat daha ekonomiktir. Son fırınlamada day ile kuron ayrılırken kenar uyumunda bozulmalar yaşandığı takdirde tamiri gerekebilir. Homojen partikül dağılımı göstermediğinden pörözite görülebilir.(213)

Alceram/Cerestore*:* 1983 yılında tanıtılmıştır.(214) Plastik bir day ve %70 alümina kristali içeren enjekte edilebilen seramik kullanılır. Daha dirençli fakat parlak ve maskelenmesi zor bir kor elde edilmektedir. Oluşan magnezyum oksit ($MgAl_2O_4$) kristalleri ile büzülmeyi kompanse etmek amaçlanmaktadır.(215) Enjeksiyon muflalama ve uzun-yavaş pişirme yöntemi sayesinde mükemmel marjinal adaptasyon elde edilmektedir. Üretiminde özel ekipman gerektiğinden pahalı bir sistemdir.(208, 215)

In-Ceram Alumina*:*1989 yılında Dr. Michael Sadoun alüminyum partiküllerinin sıvı bir faz içerisinde dağılımını *"Slip Cast"* olarak tanımlamasıyla In-Ceram sistemi uygulanmaya başlanmıştır.(216) Kor materyali %90 Al_2O_3 içerir. İnce grenli Al_2O_3 (1-5 μ) yine ince bir cam tabakasıyla kaynaşarak homojen ve pürüzsüz yapı oluşturur. O güne kadar kullanılmış tüm dental porselen materyallerinden daha yüksek eğilme dayanımına sahiptir.(208, 217, 218) İlk fırın pişiminden sonra (1120 °C'de 10 saat) elde edilen pürüzlü

yapıya, ince bir tabaka *"lanthanum silikat"* içeren cam sürülerek tekrar fırınlanır. Bu şekilde tüm pöröz boşluklara cam matriks akarak alümina ile iç içe geçer.(219) Daha sonra üzerine kor porseleni işlenir.(218) Materyal kalınlığı en az 0,5 mm olmalıdır.(49) Araştırmalara göre marjinal adaptasyonları ve dirençleri oldukça başarılıdır. Fakat özel uygulama araçları, uzun uygulama süreleri ve maliyetleri dezavantajlarıdır.(110, 208, 220)

***In-Ceram Zirkonya**:* Cam infiltre edilmiş alümina ve %35 stabilize zirkonyayı birleştiren sistemdir. In-Ceram Alumina sistemindeki gibi slip casting tekniği kullanılır. Materyalin rapor edilen esneme dayanımı 421-800 MPa arasındadır. In-Ceram Zirkonya'nın koru ve opak görünümünden dolayı, yüksek estetik beklentilerin olduğu anterior sabit protez vakalarında kullanılmaları önerilmemektedir.(221)

Optec: %50 lösit içeren feldspatik seramiğin iyon değişimiyle güçlendirilmiş haline Optec denir. Lösit kristalleri ve cam matriksin yansıma indekslerinin yakın olması dolayısıyla şeffaf yapıya sahiplerdir. Alüminöz kuronlardan daha saydam özellik gösterirler. Dayanıklığını lösit kristallerinden alır.(209) En önemli dezavantajları marjinal adaptasyonunun kötü olmasıdır. Çünkü; kondenzasyon ve sinterizasyon sonrası lösit kristallerinin hacminde küçülme meydana gelir. Estetik bölgelerde oklüzal kuvvetlerin düşük olduğu vakalarda kullanımı uygundur.(209, 222)

2.12.3. Isı ile Presleme Tekniğiyle Üretilen Seramikler

Lösit Esaslı Seramikler

IPS Empress: Diş hekimliğinde kullanılan materyallerden en çok beklenen özellik doğal diş dokularına benzer özellikler göstermesidir. Minedeki şeffaflığı ve sertliği bir kuron protezde yansıtabilmek her zaman mümkün olmamaktadır. Refraktör day yöntemi ve dökülebilir seramiklerle bunu sağlamak amaçlanmış olsada, ısıl işlemlere bağlı ilave büzülmeler, homojenitenin sağlanamamasına bağlı pörözite ve ardından gelen çatlak kırık vb. komplikasyonlara bağlı olarak pek mümkün olmamıştır.(210, 217, 223, 224)

Bu komplikasyonların önüne geçmek adına, 1983 yılında seramik, lösit kristalleriyle (SiO_2 Al_2O_3 K_2O) güçlendirilerek IPS Empress Sistemi geliştirilmiştir.(210, 217, 223)

Matriksin hacminin %40'ını 1-5 µm boyutunda olan lösit kristalleri oluşturur. Fosfat bağlı revetman içerisinde, cam-lösit tabletler ısıtılarak preslenir.(14,50,56) Boyama veya tabakalama tekniği ile üretilme imkânı vardır.(225, 226) IPS Empress'in yüksek bükülme dayanımları (120-200 MPa) ve mineye benzer yarı saydamlıkları vardır.(218) Tek kuron, inlay, onlay restorasyonlarında endikedir.(110, 184, 198)

Finesse All Ceramic: Fırınlama ısıları ve lösit oranları (%8-10) düşürülmüştür. Buda mine porseleninin opasitesini arttırır. Yüksek ısılı seramiklere kıyasla, karşıt arkta %70 daha az abrazive etki gösterir. Ayrıca, birçok dental seramikte olmayan fiziksel özelliklere sahiptir.(227, 228) Polisajları kolay yapılabildiği için tekrar glaze işlemine ihtiyaçları yoktur. (227)

Lityum Disilikat Esaslı Seramikler

IPS Empress II: İlk olarak 1998 yılında geliştirilmişlerdir.(229) Mekanik olarak lösit esaslı seramiklerden çok daha güçlü olmalarıyla bilinirler. Temel kristal faz hacminin %70'ini oluşturan lityum disilikat ($Li_2Si_2O_5$), İkinci kristal fazı daha düşük hacmiyle lityum ortofosfat (Li_3PO_4) oluşturmaktadır. Kırılma dayanımları lösit içerikli cam seramiklerden yaklaşık 3 kat daha fazladır. Pres yöntemiyle lityum disilikatların homojen kritalin yapılarını koruyarak, kolay ve kısa sürede üretimi mümkün olmaktadır. Elde edilen kor yapı üzerine, florapatit cam seramik uygulanır.(198) Bu sistemle üretilen restorasyonlar, ikinci premolara kadar olan bölgedeki üç üyeli köprülerde kullanılabilir. Ancak bu restorasyonların simantasyonunun; seramik yüzeyi pürüzlendirilerek, adeziv protokollere uygun yapılması önemlidir.(230, 231)

IPS E.max: IPS Empress II' yi üreten aynı firma tarafından 2005'te sistemin bir sonraki jenerasyonu olarak, piyasaya sunulmuştur. Cam matriks içerisine gömülü halde, 3-6 µm uzunluğunda, iğne benzeri şekilleri olan lityum disilikat kristalleri temel fazı oluşturur. İyon yöntemiyle yapılan bir renklendirme sistemi vardır. Rengi sağlamak için cam matrikste homojen olarak çözünen polivalent iyonlar kullanılır. Kırılma dayanımları 400 MPa'dır. İngotlar halinde bulunur. Hem anterior hem posteriorda; inlay, onlay, tek kuron, 3 üyeli köprü endikasyonu vardır.(213, 232)

2.12.4. Bilgisayar Destekli Tam Seramik Kopyalama Sistemi ile Üretilen Seramikler

Zamanla teknolojide yaşanan gelişmeler bilgisayarlar destekli tasarım ve üretim olanağı sunmuştur. Birçok alanda kullanılan bu sistem CAD-CAM olarak isimlendirilmiştir.(228) CAD-CAM sistemi esasen, önceden üretilen porselen blokların, bilgisayar destekli bir freze sistemi kullanılarak tasarıma göre şekillendirilmesine dayanır.(221)

Cerec: 1984 yılında piyasaya sunulan bir sistemdir. 1985'te, Zürih Üniversitesi'nde ilk bilgisayar destekli seramik inlay üretilmiştir. Cerec cihazı ve tekniği uzun araştırmalar sonrası 1994 yılında kabul görmüştür.(233) Restorasyonun 2 farklı frezle, altı eksende şekillendirilmesi yapılabilmektedir.(233, 234) Bilgisayar teknolojilerindeki gelişmelerle Cerec sistemi de zaman içinde gelişmiştir. Örneğin; 2000 yılında geliştirilen Cerec 3 ile veri toplama, görüntü elde etme ve üretim işlemi oldukça hızlandırılmıştır.(233) Bu sistemle beraber kullanılmak üzere üretilen bloklar (Dicor MGC, Vita Mark II, Vita Celay, IPS E.max CAD) geleneksel yöntemlerle üretilen seramiklere göre çok daha yüksek dayanıma sahiplerdir. Fakat; frezeleme işlemi esnasında oluşabilecek hataların restorasyonun dayanıklılığını olumsuz etkileyebileceği unutulmamalıdır.(235)

Celay: 1988 yılında, Zürih Üniversitesi'nin Protez Kliniğinde, daha hızlı üretimin mikroteknolojiyle sağlanabileceği inancıyla geliştirilmiştir. (224, 236) Celay cihazı 2 bölümden oluşmaktadır. Sol taraf tarama veya kopyalama odası, sağ taraf freze odasıdır. Yapılacak olan restorasyonun kompozitten üretilmiş bir örneği manuel olarak tarama odasında kopyalandığı esnada, frezeleme odasındaki türbin sistemi seramik blokları şekillendirir.(224, 237) Restorasyonun üretiminin oldukça hızlı olması ve tamamen mekanik bir sistem olması, önemli avantajlarıdır.(236)

Procera: 1993 yılında alüminyum oksitin yüksek saflıkta kullanılmasıyla geliştirilmiş-tir.(198) Genel iş akışında, alınan ölçü laboratuvarda tarandıktan sonra, e-maille Nobel Biocare Sandvik'e yollanır. Bütün veriler toplandıktan sonra, bilgisayar destekli CAD software programı ile koping şekillendirilir. (208)

IPS E-max CAD: Lityum disilikat bloklar kristalin fazda oldukça homojendir ve kolaylıkla şekillendirilebilir. CAD-CAM seramiklerinin aksine 30 dakikalık

kristalizasyon boyunca büzülme meydana gelmez. Anterior ve posterior tek diş restorasyonlarda 3 üyeli anterior köprülerde kullanılabilir. Kopingin üst yapısında IPS E-max Ceram kullanılır.(232)

IPS E-max ZirCAD: Kısmen stabilize Yttrium (Y-TZP) oksit ile, kısmen sinterize zirkonyum oksit bloklar kullanılır. Yüksek dayanım (900 MPa) gösterirler. İşlenmiş kopingler, yüksek ısı fırını olan sintramatta (Ivoclar-Vivadent) sinterize olurken; kırılma dayanımı da artmış olur.(232)

Lava: 2003 yılında 3M ESPE firması tarafından kullanıma sunulan tam seramik sisteminde, yarı sinterize zirkonya bloklar kullanılır. Lava sistemi zirkonyayı posteriorda köprü restorasyonlar için uygun materyal yapar.(238) Sinterizasyonda oluşacak büzülmeyi kompanze etmek için restorasyon hacmi %20 daha büyük tasarlanır.(213) Sistem; özel bir tarayıcı (Lava Scan), üretim makinesi (Lava Form) ve sinterizasyon fırınından (Lava Therm) oluşur.

2.12.5. Zirkonya

Zirkonya; sitotoksik olmayan, radyoopak, bakteriyal adezyon ve korozyon direnci düşük bir seramiktir. Metal seramiklerden daha doğal sonuçlar verebilmesi ve dirençli yapısı sebebiyle, diş hekimliğinde yerini aldıktan sonra oldukça ilgi görmüştür.(239-243)

Ortam basıncında saf haldeki zirkonya; polimorfik ve allotropiktir. Değişen sıcaklıklarla beraber zirkonyada faz değişimleri olur. Oda ısısından 1170 ^{0}C'ye kadar monoklinik, 1170- 2370 ^{0}C'de tetragonal, 2370-2680 ^{0}C'de kübik fazdadır.(244) Fırınlama ısısından sonra soğuyan zirkonya örneğin tetragonalden daha stabil olan monoklinik forma geçerken kristal hacminde %4-5 oranında artış meydana gelir. Bu hacim artışı materyal içerisinde bulunan çatlakları sıkıştırarak ilerlemesini önler fakat, değişim kontrollü yapıldığı taktirde. Aksi halde hacim artışı sonucu kırıklar meydana gelir. Tüm bu mekanizmaya 'transformasyon sertleşmesi' denir.(245) Bu şekilde diğer birçok seramik arasından zirkonya en yüksek kırılma sertliği ve eğilme dayanımına sahip olur. Zirkonyayı stabilize etmek amacıyla, bazı kübik oksitlerle (CaO, MgO, Y_2O_3 ve CeO_2)

alaşımı yapılır. Böylelikle oda sıcaklığında bulunan zirkonya kristalleri, yarı kararlı kübik veya tetragonal formu alır.(246)

Klinik uygulamalarda en sık kullanılan monofazik formuyla, itriyumla stabilize tetragonal zirkonya polikristalleri (3Y-TZP)'dir. 3 mol Y_2O_3 ilave edilmiştir. Yüksek densite ve düşük pörözite gösterir. Zirkonyanın kırılma dayanımı 6-10 MPa-$m^{1/2}$ ve eğilme dayanımı 900-1200 MPa dır.(137, 239, 247) Yapılan bir zirkonya restorasyonun yük taşıma kapasitesi de 755 N'a kadar çıkabilir.(248)

2.13. Biyomekanik ve Kavramlar

Biyomekanik; canlılardaki biyolojik yapıların kuvvet altında gösterdikleri davranışları araştırarak, hareket mekaniğine odaklanan bilim dalıdır. Diş hekimliğinde bu durum diş, diş üzeri restorasyonlar ve diş çevresi anatomik dokuları içermektedir.(249)

Kuvvet: Duran bir cismi harekete geçiren, hareketli cismi durduran veya cisimlerin şekillerini değiştirebilen etkidir. Birimi, Newton (N)'dur.(101)

Okluzal Kuvvet: Çiğneme kasları ve temporomandibular eklemin (TME) çalışarak hareket etmesiyle dişlere iletilen kuvvettir. Kuvvet miktarı birçok faktöre (yaş, cinsiyet, dişin arktaki konumu vb.) bağlı olarak 150-800 N arasında değişmektedir.(250) Birimi paskal (N/m^2)'dir. Küçük kuvvetler söz konusu olduğunda megapaskal (MPa) olarak ifade edilir.(251)

Gerilme (Stres-Gerilim): Üzerine kuvvet gelen bir cisim, aynı miktarda fakat zıt yönde tepki kuvvetiyle cevap verir. Oluşan her 2 kuvvet sonrası cisim üzerinde birim alana düşen kuvvete gerilme denir.(250) Gerilme S ya da σ şeklinde gösterilir. Birimi Paskal (N/m^2)'dir. Küçük kuvvetler söz konusu olduğunda MPa olarak ifade edilir.(251)

Basma, çekme, kayma tipi olmak üzere 3 farklı gerilme tipi vardır.(101, 154)

Basma tipi: Aynı doğrultuda fakat ters yönlerde 2 kuvvet, cisme sıkıştırma kuvveti uygular.

Çekme tipi: Aynı doğrultuda ve ters yönde 2 kuvvet, cisme uzatma kuvveti uygular.

Kayma tipi: Zıt yönde, farklı doğrultuda fakat birbirine paralel 2 kuvvet, cismin kayması, bükülmesi ya da deforme olmasına sebep olur.

Dayanıklılık (Dayanım): Cismin kırılması ya da bozulması için yeterli olan maksimum miktardaki gerilme değerine denir. Gerilme tipine göre basma, kayma, çekme dayanımı olarak kullanılır.(101)

Poisson Oranı: Bir cisme uygulanan kuvvetler sonucu birim boyutundaki değişiminin en/boy olarak hesaplanmasıdır. Sembolü "ν"dir.(252)

Elastik Modülü (Elastisite-Young Modülü): Formülü: Gerilme/Gerinme, birimi N/mm²'dir.(252) Materyalin kuvvetler karşısında deforme olmamak için gösterdiği dirençtir. Elastik modülü yüksek olan materyaller daha serttir. Homojenite, elastik modülü etkilemektedir. Homojen olmayan materyallerin elastik modülleri değişkenlik gösterir. (253)

Von Mises Eşdeğer Gerilmesi: Biçim değiştirme hipotezi sonucu ortaya çıkan bir kavramdır. Von Mises isimli araştırmacıya göre bir cismin şekil değiştirebilmesi için iç enerjisinin belli bir seviyeyi aşması gerekir o noktaya Von Mises eşdeğer noktası (σM) denir.(254)

2.14. Stres Analiz Yöntemleri

Mühendislik alanlarında sık kullanılan test yöntemlerinin diş hekimliğinde uygulamaya girmesiyle beraber, tedavinin biyomekeniği daha net anlaşılmaya başlanmıştır. Diş hekimliğinde materyal çalışmalarının çoğu *in vitro* olarak yapılmaktadır.(255) Bu anlamda, çalışmalarda kullanılan birçok stres analiz yöntemi vardır.

2.14.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi

Polarize ışığın kullanıldığı deneysel bir yöntemdir. Işığın kuvvet uygulanan malzemeden geçirilmesi sonucu ortaya çıkan renk dağılımını inceler. İşlem esnasında farklı hızlarda dikey yönde titreşimler oluşturan polarize ışık demeti, polariskop isimli cihazla izlenerek yorumlanır.(256)

2.14.2. Kırılgan Vernik Kaplama Yöntemi

Test edilecek model üzerine vernik sürülerek fırınlaması yapılır. Kuvvet uygulandıktan sonra vernik üzerinde oluşan çatlakların doğrultusu incelenerek yorumlanır.(257)

2.14.3. Radyotelemetri Yöntemi

Radyotransmitter, güç kaynağı, gerilimölçerler, anten, yükseltici ve veri kaydedici gibi elemanları vardır. Voltajda yaşanan düşüş sonrası radyo frekans değişimlerinin yorumlanması temeline dayanır.(258)

2.14.4. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Yöntemi:

Özel bir gerinim ölçer cihaz kullanılır. Yük gelen bölgenin, basıç miktarı ölçülür.(258)

2.14.5. Termografik Yöntem:

Lord Kelvin isimli araştırmacının; homojen, izotropik özelliklere sahip materyalin periyodik yükleme sonrası oluşan ısı değişikliklerin streslerle doğru orantılı olduğu fikrinden temel almaktadır.(258)

2.14.6. Lazer Işını (Holografik İnterferometri) Yöntemi:

Lazer ışınlarının girişim ve kırınım özellikleri kullanılarak bir cismin 3 boyutlu görüntüsünün oluşturulmasıdır. Oluşturulan hologram banyo edilir. Görüntüde izlenen saçak oluşumları değerlendirilir.(259)

2.14.7. SEA Yöntemi

SEA yöntemi; küçük parçalara ayrılan sürekli ortamların, elamanlar yardımıyla analitik modellemesinin yapılarak analiz edilmesi temeline dayanır.(260) İlk defa uçak endüstirisinde 1956 yılında kullanılarak daha sonraları birçok alanda yaygınlaşmıştır.(261) Son yıllarda diş hekimliğinde de yaygınlık kazanan metot; klinik yöntemlerle gözlemlenmesi zor olan işlemlerde uygulanabilmektedir. Özellikle implant uygulamaları, protetik ve endodontik yaklaşımların değerlendirilmesinde kullanılır.

Test edilecek alan değişkenlerinin, şekil fonksiyonları halinde daha küçük parçalara bölünmesiyle (elaman) çözümleme yapılır. Oluşan elemanların mekanik özellikleri için diferansiyel denklemler kullanılmaktadır. Daha sonra diferansiyel denklemlerden cebirsel denklemler elde edilir. Onlarda *"katı matriks denklemlerine"* dönüştürülerek tüm modelin denklemi oluşturulur.(262, 263) Kısaca SEA, büyük bir bütün parçanın çözüm fonksiyonunu oluşturmak yerine sonlu elemanlar oluşturarak fonksiyonları ayrı formüle ederek daha sonra bunların tamamını birleştirip parçadan bütüne ulaşır.

SEA yöntemi lineer ya da non lineer olarak iki farklı yöntemde uygulanabilir. Non lineer yöntem; zamana bağlı olarak gözlemlenen değişimleri izlemek için veya elastik ve yüksek deformasyona sahip materyallerle çalışılacağı zaman kullanılır. Zamana bağlı çalışılmadığında ve statik yüklemenin yapıldığı analizlerde, lineer analiz yöntemi tercih edilir.(264, 265)

SEA yöntemi 3 aşamada uygulanır. (263)

Çalışılacak Yapı Modelinin Oluşturulması

Model oluşturmada 2 farklı yöntem kullanılabilir. Birincisi; manyetik rezonans (MR) veya bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülerinin, bilgisayara aktarılarak bunlar üzerinden katı model oluşturulmasıdır.(266) MR ve BT görüntü formatlarının CAD programlarının kullanımına uygun olması gerekir. Ayrıca, görüntülerle model oluşturmak basit bir yöntem gibi görünse de analizin doğruluğu açısından verilerin düzenlenmesi gerekebilir.(263) İkinci yöntem olarak; bilgisayar yazılımları sayesinde modellemeler yapılabilir. Bu yazılımlarla, belirli koordinatlarda oluşturulan nokta ve yüzeyler, 3B olarak görselleştirilir.

SEA'da temel yapıyı elemanlar oluşturur. Çalışılan cismin, elemanlar şeklinde bölünmüş hali *"matematik model"* olarak isimlendirilir. Elemanlar; geometrilerine göre (üçgen, paralelkenar, dörtgen) ve izoparametrilerine göre (bir, iki, üç boyutlu) sınıflandırılır.(266) Elemanların birbiriyle kesişerek temas noktaları oluşturur. Bu noktalara *"düğüm noktaları"* denir. Bu şekilde ağ örgü yapısı meydana gelir. Herhangi bir elemanda değişiklik meydana geldiğinde düğümler aracılığıyla diğer elemanlara bu değişiklik

aktarılır. Ağ örgünün yapısını, elaman sayısı ve tipi belirler. Yapılacak bir SEA çalışmasının, eleman sayısı ve tipinin seçilebilmesinde yeterince mühendislik bilgisi ve deneyimine sahip olunması gerekir. Artan eleman sayısı, kuvvet dağılımının daha iyi analiz edilmesini sağlar.(267) Eleman sayısının arttırılması durumunda çözümün yapılabilmesi için bilgisayar kapasitesinin de yüksek olması gerekir.

Verilerin SEA Programına Yüklenmesi

Ağ yapısı ve katı modellemeler yapıldıktan sonra materyal özellikleri tanımlanarak sınır ve yükleme koşulları belirlenir. Elemanların mekanik özelliklerinin bilgisayara tanımlanabilmesi için poisson oran ve Young's Modülünün (elastisite modülü) yazılıma aktarılması gerekir.

Oluşturulan modeller belirlenen noktalarından sabitlenir. Kuvvetlerin özelliklerinin (uygulanma konumu, şiddeti, yönü, açısı) belirlenmesiyle çözümleme aşamasına geçilir.(268, 269)

Verilerin matematiksel olarak ifade edilebilmesi için dikkat edilmesi gerekenler (250); *(a)* Her bir elemana ait materyalin elastik modülü ve Poisson oranı, *(b)* Her elemanın ve düğüm noktasının numaralandırılması için sistem, *(c)* Uygulanan kuvvetler ve sınır koşulları.

Analizin Çözümlenmesi

Elemanlar arası ilişkiyi oluşturan denklemlerin hepsi, eş zamanlı olarak çözülür. Bunun sonucunda eksensel (axial), asal (principal), eşdeğer (equivalent) gerilimler elde edilir.(266, 270) Analiz yöntemini seçerken, kullanılan materyalin mekanik özelliklerine dikkat edilmesi gerekir.

SEA Sonuçların Değerlendirilmesi

Çekme (gerilme) tipi streslerin en yüksek değerleri 'maximum principal stress', sıkışma tipi streslerin en düşük değerleri 'minimum principal stress' olarak ifade edilir. Yapının tamamında oluşana 'Von Mises' değerleri denir.(263, 271) Değerlendirme yaparken

kırılgan materyaller için, asal gerilimler; çekilebilir materyaller için, Von Mises stres değerleri kullanılır.(263)

Çekme gerilimlerine pozitif, sıkıştırma gerilimlerine negatif değerler verilir. İkisinden biri daha büyük değer aldığında büyük olanın gerilim tipi gerçekleşirken, eşit olduğunda bükülme yani torsiyon oluşturduğu izlenir.(272)

SEA yönteminin avantajları; *(a)* Klinik uygulamalarda cevapları alınamayan sorular ve standardize edilemeyen deneysel çalışmalar kolaylıkla yapılabilir, *(c)* Planlamaya uygun çalışıldığında, zaman kazanımı oldukça iyidir, *(c)* Klinik deney çalışmalarına göre daha düşük maliyetlidir, *(d)* Zor ve karmaşık yapılı modellemelerin oluşturulmasına olanak sağlar, *(e)* Sınır koşulları rahatlıkla tanımlanabilir, *(f)* Birçok çalışma yöntemlerine kıyasla (analitik, deneysel vb.) daha hassas veriler elde edilebilir.(263, 270, 273, 274)

SEA yönteminin dezavantajları; *(a)* Doğada bulunan hiçbir materyal tamamen homojen ve izotropik değildir. Buna rağmen SEA çalışmalarında homojen ve izotropik kabul edilir, *(b)* Sisteme girilen malzeme özellikleri çalışmanın sonuçlarını etkileyen en önemli girdilerden biridir. Doğruluğundan emin olunmalıdır, *(c)* Kullanılan bilgisayar ve yazılımların maliyetleri yüksektir, *(d)* Analizi yapacak kişi konusunda uzman olmalıdır, *(e)* Problem çözümünü kolaylaştırmak adına bazı varsayımlar kabul edilir. Örneğin; gutta-perka ve kanal duvarının boşluksuz olarak temas ettiği varsayımı, *(f)* SEA, lineer ve elastik bir yöntemdir. Uygulanan kuvvet sonrası elastik deformasyon gözlenir. Ancak, doğada bulunan canlı veya cansız tüm yapılar belli bir sınıra kadar elastik daha sonra plastik özellik sergiler.(263, 266, 269, 275)

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışma; Akdeniz Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Ziraat Fakültesi Tarım Makinaları ve Teknolojileri Mühendisliği Bölümü iş birliği ile gerçekleştirildi.

Çalışmanın amacı; apikal lezyonu bulunan maksiller santral dişlere endodontik tedavi sonrası fiber post yerleştirilerek hazırlanan farklı protez altyapılarının, oluşacak gerilme dağılımına etkisini 3B SEA yöntemi kullanılarak değerlendirmektir.

3.1. Yapısal Bileşenlerin Belirlenmesi ve Ana Modelin Oluşturulması

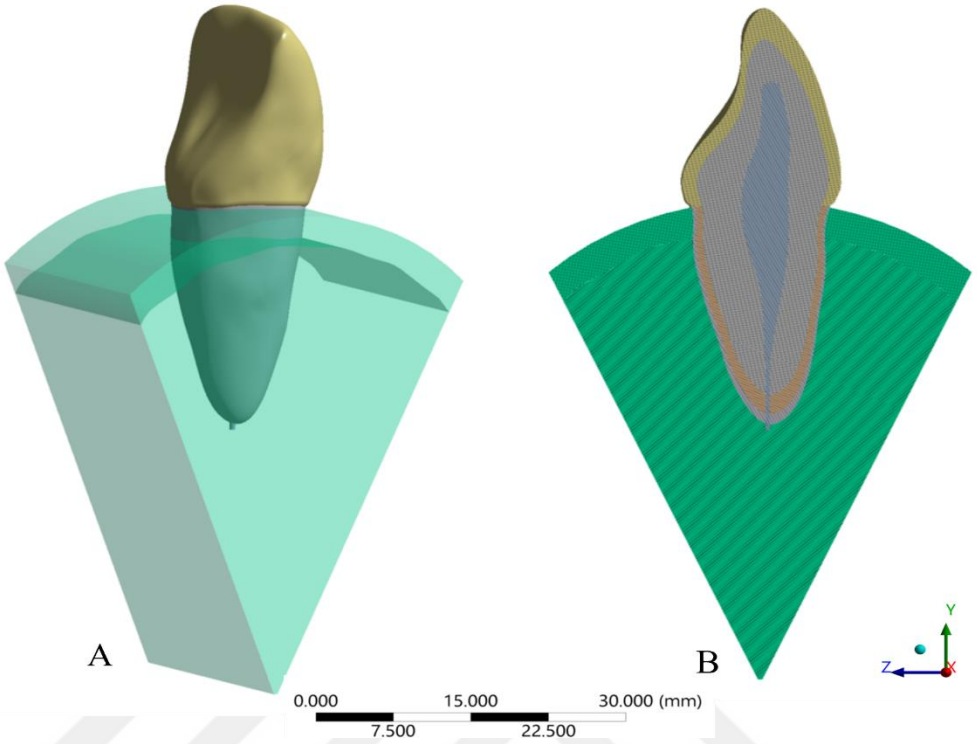
Bu çalışmada, araştırılmak üzere maksiller sağ santral kesici diş seçildi. Literatür verilerinden elde edilen bilgiler ve 3B tarayıcı yardımıyla diş geometrisi oluşturularak sonlu elemanlar modeli (SEM) tanımlandı. (Tablo 3.1)(24, 276-278)

KKT, post, kor ve kuron restorasyonları, Solidworks (SolidWorks Corp., Massachusetts, ABD) programı 3B CAD modeli ile simüle edilerek tasarlandı. Bazı genel prensipler dahilinde, ANSYS Workbench (ANSYS, Canonsburg, ABD) programı ile yapısal analizler uygulandı: *(a)* Post-kor-kuron tasarımına sahip modellerin geometrisi, tüm bileşenler vertikal orta eksene göre simetrik olacak şekilde basitleştirildi, *(b)* Kök anatomisinin çok ince bir bileşeni olan sement tabakası, kök dentininin devamlılığı olarak kabul edildi, *(c)* Tüm bileşenlerin boşluksuz, temaslı ve mükemmel olarak bağlantılı olduğu varsayıldı, *(d)* Alveol kemiğin en dış yüzeyi, hiçbir yer değişimine izin vermeyecek şekilde sabitlendi, *(e)* Normalde kök kanal tedavisine bağlı olarak gelişebilen ön gerilmeler göz ardı edildi, *(f)* Tüm materyaller lineer, homojen ve izotropik kabul edildi.

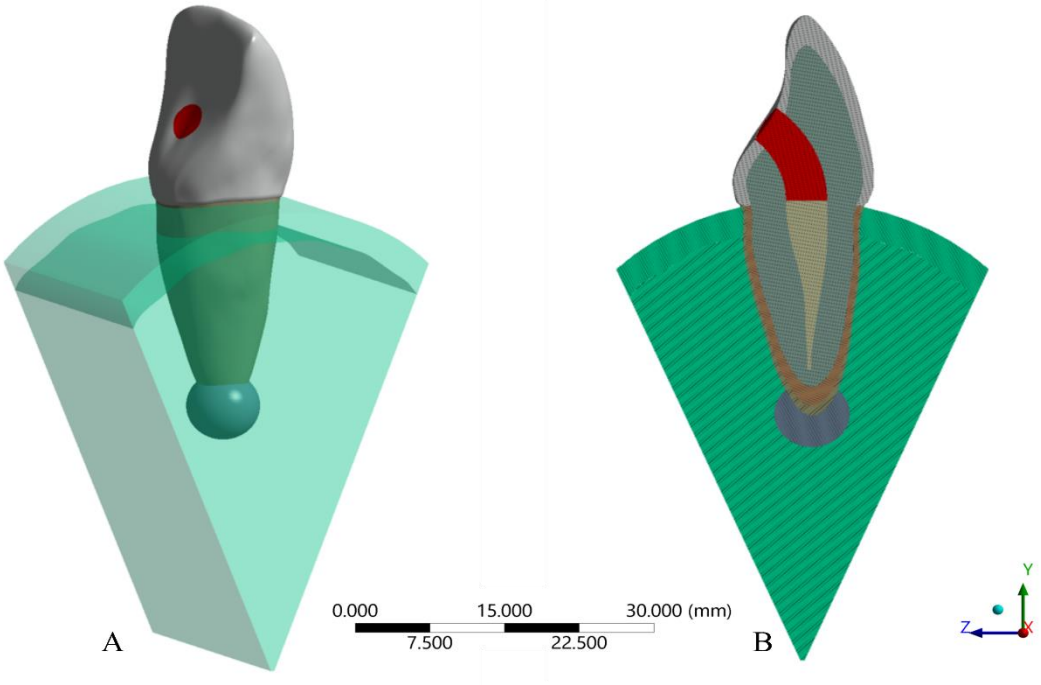
Tablo 3.1. Model oluşturulmasında kullanılan parametreler ve referans değerleri (*CEJ: Mine-sement birleşimi)

Parametreler	Referans değerler
Kuron uzunluğu (A)	11,0 mm
Kök uzunluğu (B)	15,0 mm
Kök içerisindeki post uzunluğu (CEJ' den itibaren) (C)	10,0 mm
Kor uzunluğu (D)	5,00 mm
Ferrule miktarı (E)	1,50 mm
CEJ'de ferrulenin dış çapı (F)	3,00 mm
Vestibulo palatal uzunluk (kök orta hizasındaki) (G)	5,50 mm
Vestibulo-palatinal uzunluk (CEJ) (H)	7,10 mm
Koronal bölgedeki post çapı (I)	1,50 mm
Koronal bölgedeki post uzunluğu (J)	4,00 mm
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

Santral dişe yapılan endodontik tedavinin ve sonrasında yapılan protetik tedavi alternatiflerinin mekanik performans üzerinde oluşturabileceği etkiyi izleyebilmek için öncelikle lezyonsuz, sağlıklı mine dentin ve pulpaya sahip bir diş modeli oluşturuldu (Şekil 3.1). Daha sonra, lezyonlu dişlerde KKT sonrası farklı kuron alternatiflerinin gösterebileceği etkiyi test etmek adına, kanal tedavisi sonrası kompozit rezinle restoratif tedavisi tamamlanmış diş modeli oluşturuldu (Şekil 3.2).



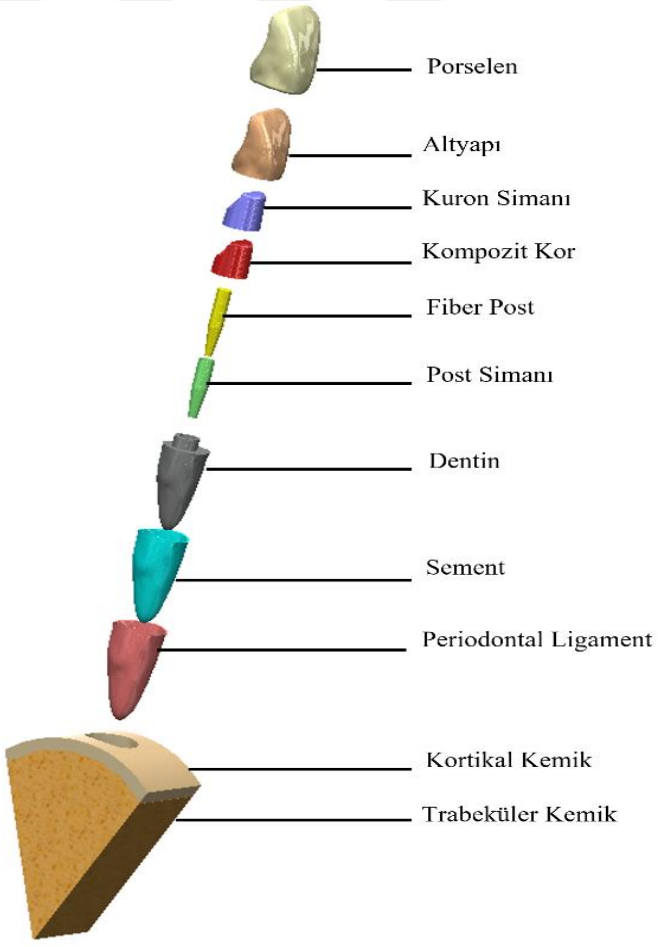
Şekil 3.1. Sağlıklı diş modeli (Model 1)



Şekil 3.2. Lezyonlu, kök kanal tedavili diş modeli (Model 2)

Dentin bileşeninin temasta olduğu yapılar; kuron, mine, sement, pulpa, post, kor, yapıştırıcı siman ve GP ile tamamen bağlantılı oluşturulması planlandı. Klinik uygulamalarda KKT sonrası post boşluğu oluşturulurken, apikal bölgede 4 mm GP nın korunması önerilir.(278) Oluşturulan modellerde de apikal bölge GP uzunluğu 4 mm, apikal sonlanma ve GP arası mesafe 1 mm olarak şekillendirildi. PDL, 0,2 mm kalınlığında oluşturuldu. Trabeküler kemiğin çapı ve uzunluğu sırasıyla 10, 13 mm; kortikal kemiğin çapı ve uzunluğu sırasıyla 12, 15 mm olarak belirlendi.

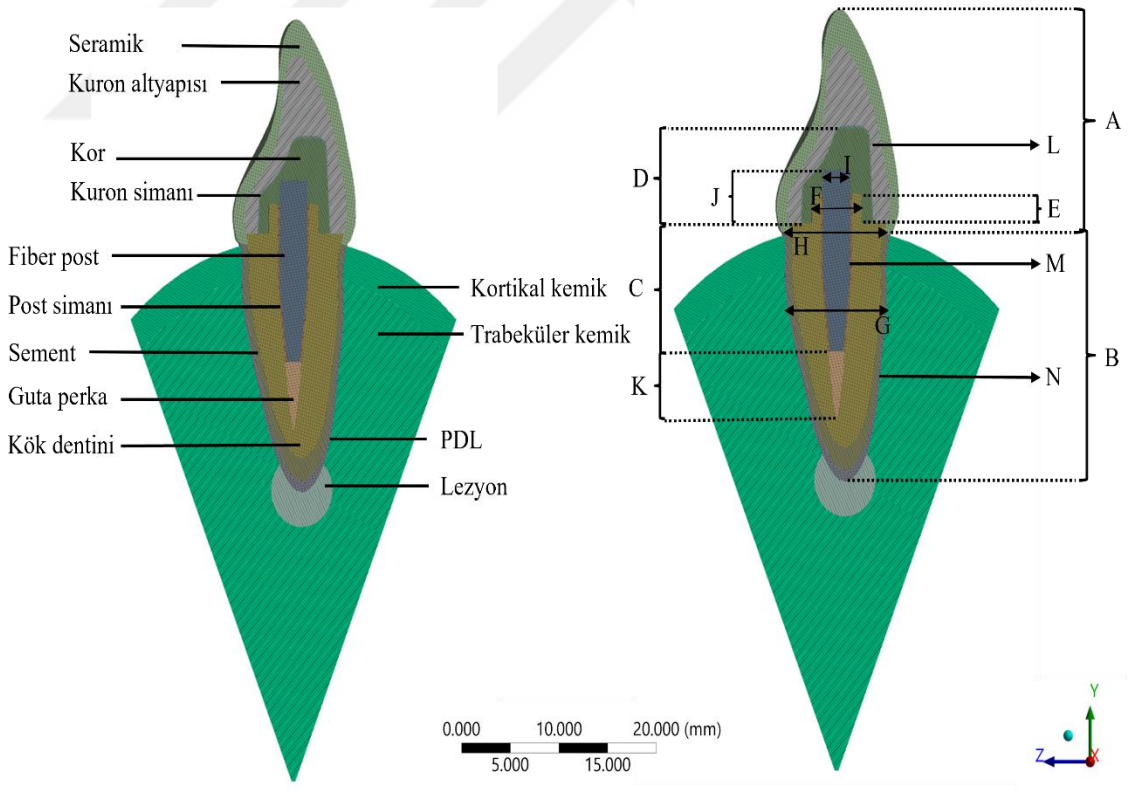
Temel bileşenler; alveol kemik (trabeküler ve kortikal), PDL, sement, dentin, post simanı, post, kompozit kor, kuron simanı ve kuron (altyapı-porselen bileşenleri ayrı) modellendi (Şekil 3.3).



Şekil 3.3. Modeli oluşturan katmanlar

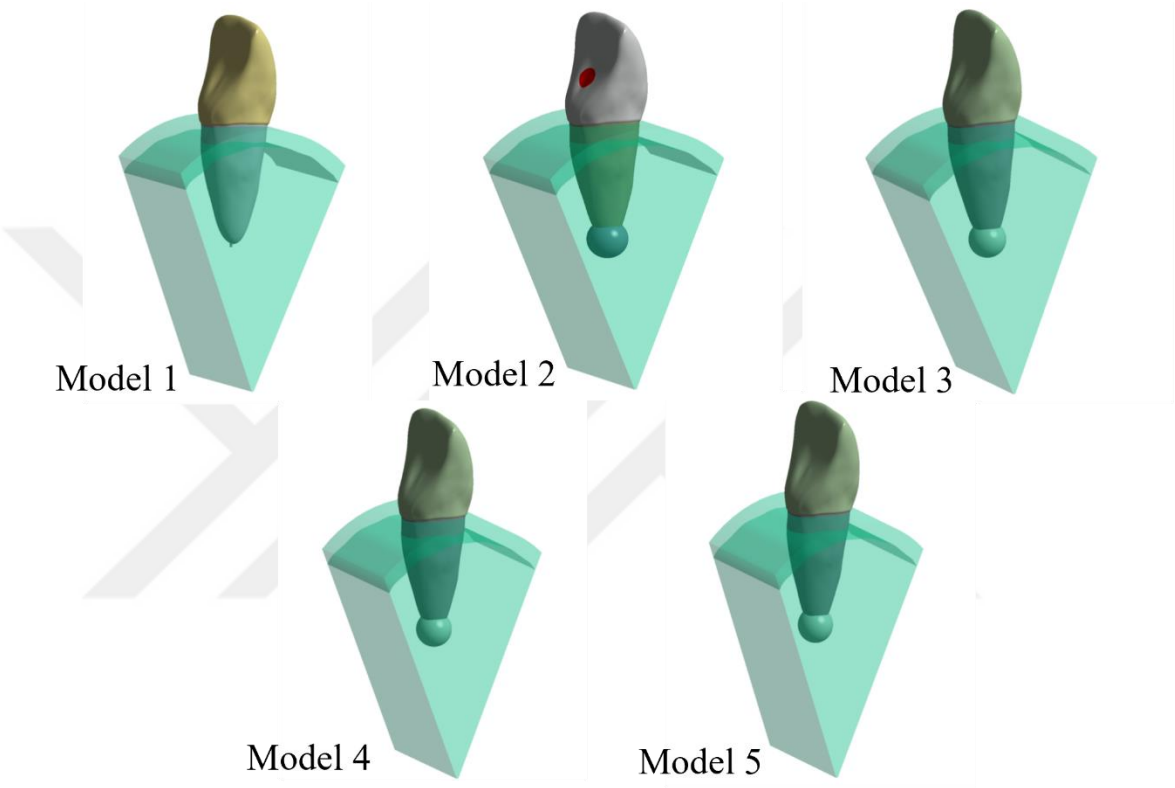
Model 3-5 için; 1,5 mm çap ve 14 mm uzunluğu olan cam fiber post (Para Post Fiber White, Coltène/Whaledent, Mahwah, ABD) tasarlandı. Post formu paralel olarak belirlenip uç kısmı konik şekilde sonlandırıldı. Ferrule mikrarı 1,5 mm olarak belirlendi. Kök formasyonunun hepsi dentin kabul edilip, sement kalınlığı göz ardı edildi.

Post-dentin simanı 50 µ, kor-kuron simanı 30 µ kalınlığında, dual-cure rezin siman (Ivoclar Vivadent, Schaan, Lihtenştayn) olarak belirlendi. Kor yapının bileşenlerini; diş ferrulesi (dentin dokusu), koranel fiber post ve kompozit rezin (Para Post Fiber White, Coltène/Whaledent) oluşturdu. Kor tasarım boyutu; kuron tasarımının 2 mm insizal redüksiyon, 1,5 mm vestibul redüksiyon, 1,0 mm interproksimal ve lingual redüksiyon yapılmış haliyle, 1,5 mm supragingival chamfer basamak oluşturacağı şekilde belirlendi. Tüm kuron tasarımlarında altyapı kalınlığı her yerde homojen ve 0,5 mm belirlendi. Kalan koranel üst yapıyı dental porselen oluşturdu (Şekil 3.4).



Şekil 3.4. Sagittal kesitte, model temel bileşenlerinin gösterimi: **A:** Kuron 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:** Kuron simanı kalınlığı, **M:** Post simanı kalınlığı, **N:** PDL kalınlığı.

Sağlıklı ve KKT'li diş modellerinin oluşturulması sonrasında (Model 1 ve 2) oklüzal yükleme sonrası mekanik davranışlarının kıyaslanabilmesi için sırasıyla; zirkonya, metal (Ni-Cr), IPS E-max altyapı materyallerine sahip kuronların modeli tasarlanarak toplam 5 farklı klinik senaryo oluşturuldu (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. 3B santral kesici diş için tüm modeller (**Model 1:** Sağlıklı diş, **Model 2:** Kök kanal tedavili diş, **Model 3:** Zirkonya altyapılı kuron **Model 4:** Ni-Cr altyapılı kuron **Model 5:** IPS E-max altyapılı kuron)

3.2. Mesh (Ağ) Modelleme

Modellerin ağ örgü yapısı (SEM-meshing), ANSYS Workbench (ANSYS, Canonsburg, ABD) isimli program ara yüzü ile oluşturuldu. Modellerin hepsinde bulunan temel bileşen unsurların geometrilerini en ideal şekilde simule edebilmek amacı ile, temas yüzeylerinin oluşturulmasında küçük eleman boyutları kullanıldı. Bununla ağ yapısının kalitesi mümkün olan en yüksek seviyede tutulmaya çalışıldı. Oluşturulan tüm SEA modellerinin eleman tipleri, mesh kaliteleri, eleman ve düğüm noktası sayıları, Tablo 3.2.'de ifade edilmiştir. Analizlerin iç doğrulamalarının yapılmasında skewness mesh metrik skalasından yararlanıldı. Modellerin sonlu eleman kalitelisi ortalama 0,2 skewness metrik değerlidir (Şekil 3.6).

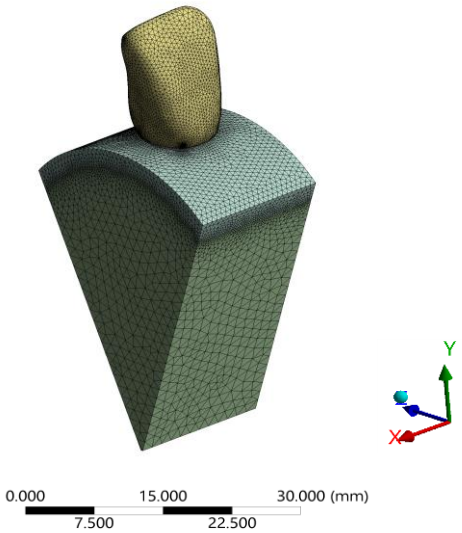
Mükemmel	Çok iyi	İyi	Kabul edilebilir	Kötü	Kabul edilemez
0-0,25	0,25-0,50	0,50-0,80	0,80-0,94	0,95-0,97	0,98-1,00

Şekil 3.6. Skewness mesh metrik skalası

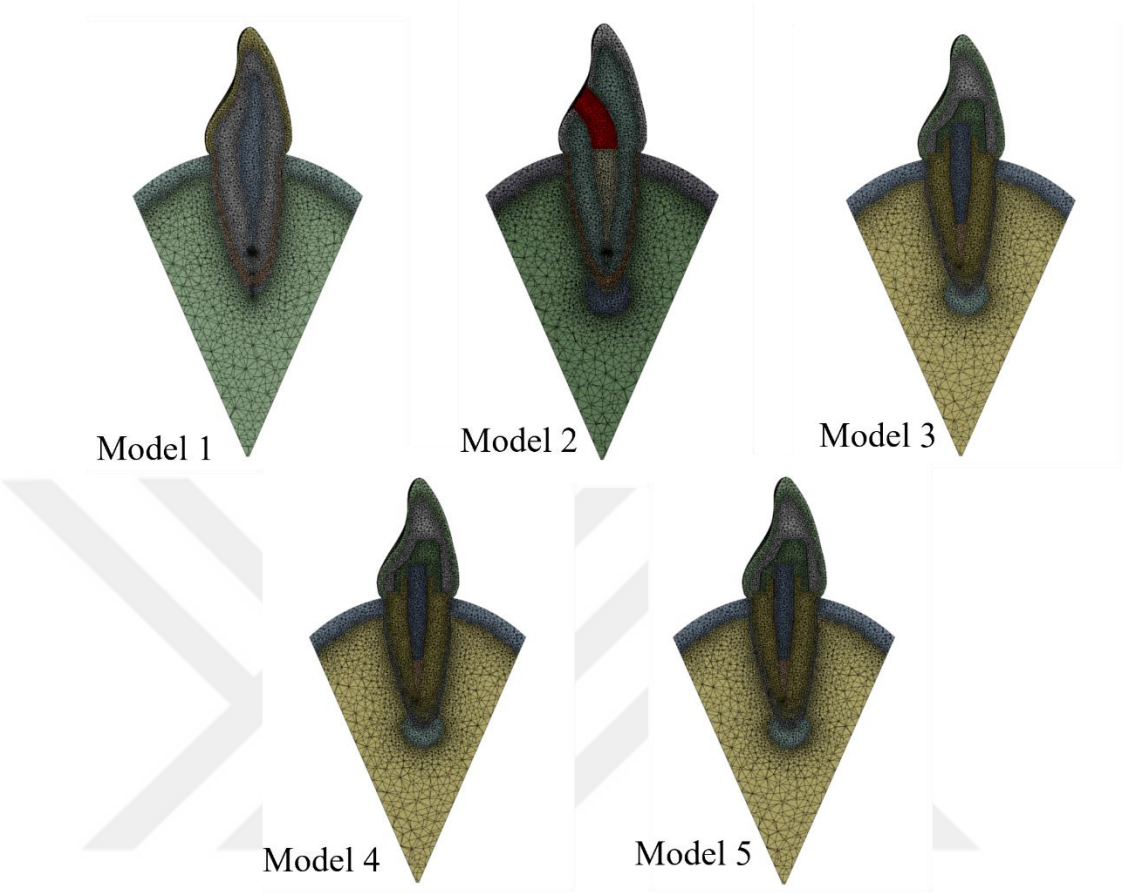
Tablo 3.2. Modellerde bulunan sonlu eleman tipleri, mesh kaliteleri, eleman ve düğüm noktası sayıları.

Sonlu Eleman Modeli (Mesh) Parametre	SEA				
	SEA- 1	SEA- 2	SEA- 3	SEA- 4	SEA- 5
Toplam Düğüm Noktası Sayısı	1299294	1296080	1372083	1372083	1372083
Toplam Eleman Sayısı	876481	873537	913887	913887	913887
Sonlu Eleman Tipi (ANSYS Workbench)	Tet10	Tet10	Tet10	Tet10	Tet10
Ortalama Skewness Metrik Değeri (Mesh Kalitesi)	0,231	0,231	0,235	0,235	0,235

Modeller oluşturulurken, curvature yaklaşımı tercih edildi. Kullanılan tetrahedral elemanların büyüme oranları 1,25 mm, boyutları 0,5 mm'dir (Şekil 3.7, 3.8).



Şekil 3.7. Model 1 için meshli modelde düğüm ve elemanların şematik gösterimi



Şekil 3.8. Tüm modeller için sagittal kesitte meshli düğüm ve elemanların şematik gösterimi (**Model 1:** Sağlıklı diş, **Model 2:** Kök kanal tedavili diş, **Model 3:** Zirkonya altyapılı kuron **Model 4:** Ni-Cr altyapılı kuron **Model 5:** IPS E-max altyapılı kuron)

Yazılıma, modellerin oluşturulmasında görevli her birimin fiziksel özelliklerini tanımlamak adına materyal özelliklerini ifade eden değerler tanıtıldı. Materyal özelliklerinin tanımında her bir birimin elastik modülü ve Poisson oranı kullanıldı. Daha önceki lezyon tanımlı SEA çalışmalarına dayanarak, periapikal lezyonun fiziksel tanımlaması için, pulpal değerler referans alındı.(279) (Tablo 3.3).

Tablo 3.3. Çalışmada kullanılan bileşenlere ait materyal özellikleri

Materyal	Elastik Modülü(E) (GPa)	Poisson Oranı (ν)	Referans
Mine	84,1	0,33	(280)
Dentin	18,6	0,32	(280)
Pulpa	0,003	0,45	(279)
Gutta-perka	0,00069	0,28	(281)
Fiber Post	49,0	0,28	(281)
Kortikal Kemik	13,7	0,30	(282)
Spongioz Kemik	1,37	0,30	(282)
Periodontal Ligament	0,0689	0,45	(283)
IPS E-max	95	0,25	(284)
Porselen	69	0,30	(280)
Ni-Cr	204	0,30	(285)
Zirkonya	200	0,31	(286)
Rezin Siman	8	0,30	(287)
Kompozit	12	0,30	(277)

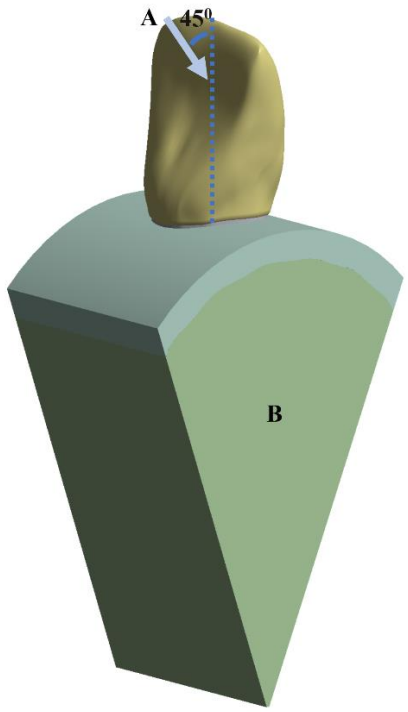
3.3. Yükleme Koşulları

Literatürde benzer çalışmalar(283, 288-293) değerlendirildiğinde, maksiller santral diş modellerin her birine gelen oklüzal statik yükün, palatal yüzeyde insizal hattın 2 mm servikalinden diş uzun eksenine 45^0 açıyla 100 N değerinde uygulandığı görülmüştür. Bu çalışma da tercih edilen okluzal statik yük numaralı çalışmalardakine benzer olacak şekilde belirlenmiştir.

3.4. Sınır Koşulları

Oluşturulan SEA modellerinin analizleri yapılmadan önce, tüm bileşenlerin birbirleri ile olan yüzey ilişkileri %100 temas ettikleri varsayılarak programa tanıtıldı. Ayrıca; diş

dokuları, hareket-rotasyon oluşmaması için yan ve üst yüzeylerinden sabitlendi (Şekil 3.9).



Şekil 3.9. Model kuvvet uygulaması ve yer değiştirme kısıtlaması (**A:** 100 N yük, **B:** Sabit destek)

4. BULGULAR

SEA çalışma sonuçlarına göre elde edilen değerlerin istatistiksel analizi yapılamamaktadır. Çünkü çalışmanın sonuç değerleri, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar yapılarak elde edilir. Bu sebeple elde edilen verilerin dikkatli bir şekilde incelenerek yorumlanması önemlidir.(294)

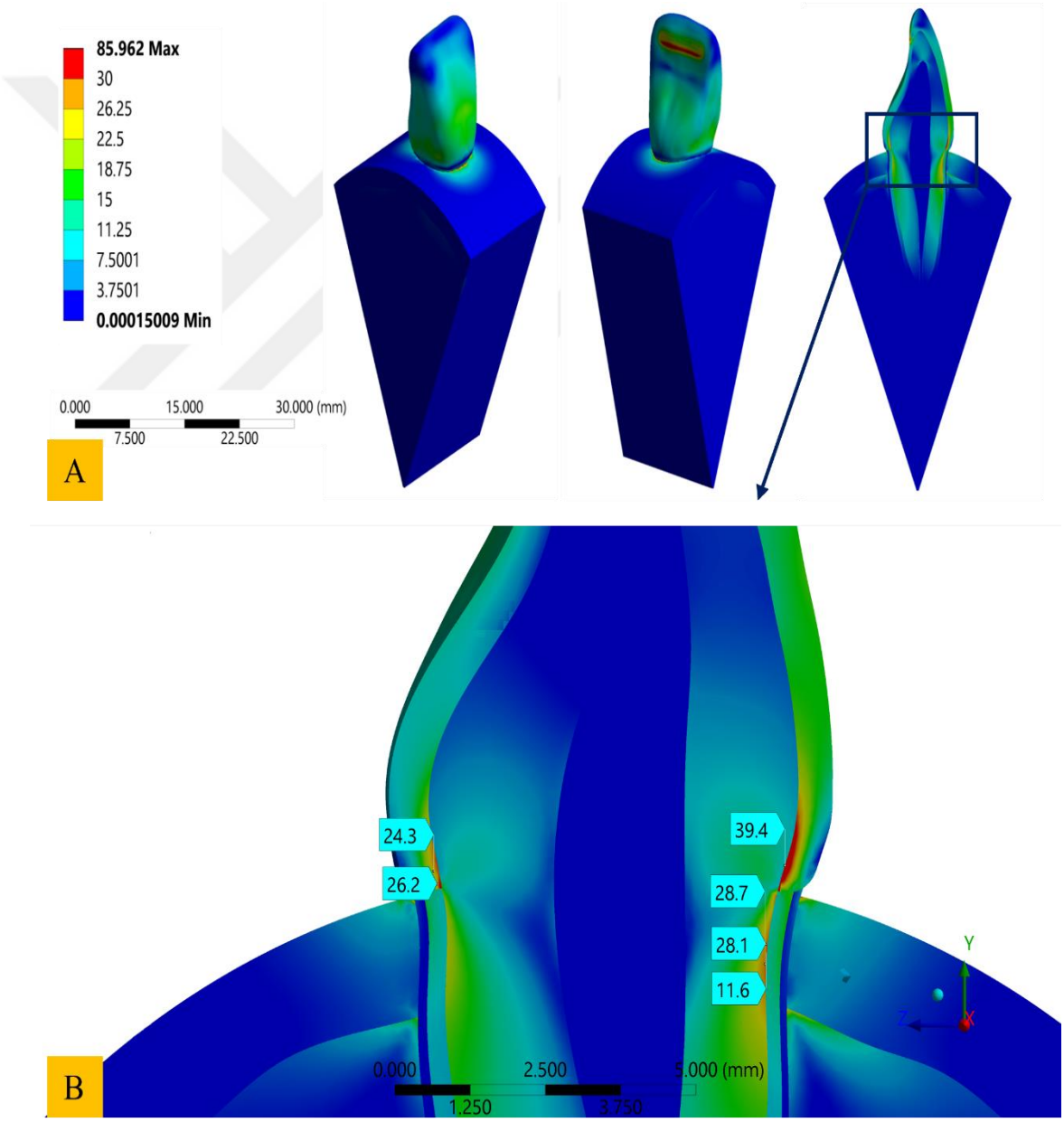
Beş farklı senaryonun temsili adına oluşturulan 5 modelde; uygulanan kuvvetle beraber eşdeğer gerilme değerleri elde edildi. Sonuçlar Von Mises hipotezine göre sonlu elemanlar yazılımında hesaplandı. Aynı zamanda gerilme dağılımlarının renklendirilmesi ile görsel veriler elde edildi. Görsellerdeki renkli gerilme haritaları, stres miktarlarını temsil etmek amaçlı kullanılmaktadır. Sıcak renklerden soğuk renklere doğru gidildikçe değerler düşer. Yani kırmızı bölgeler en yüksek, mavi bölgeler en düşük stres alanlarını gösterir (Şekil 4.1).



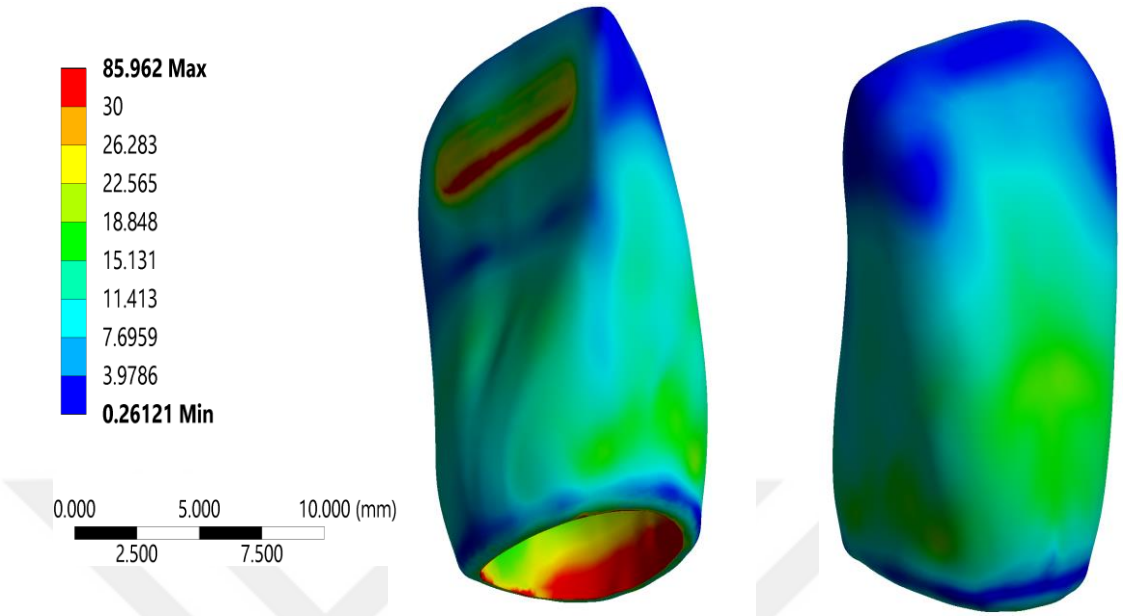
Şekil 4.1: Von Mises stres değerlerinin görselleştirilmesinde kullanılan renk skalası

4.1. Sağlıklı Diş Modelinde Gerilme Dağılımı

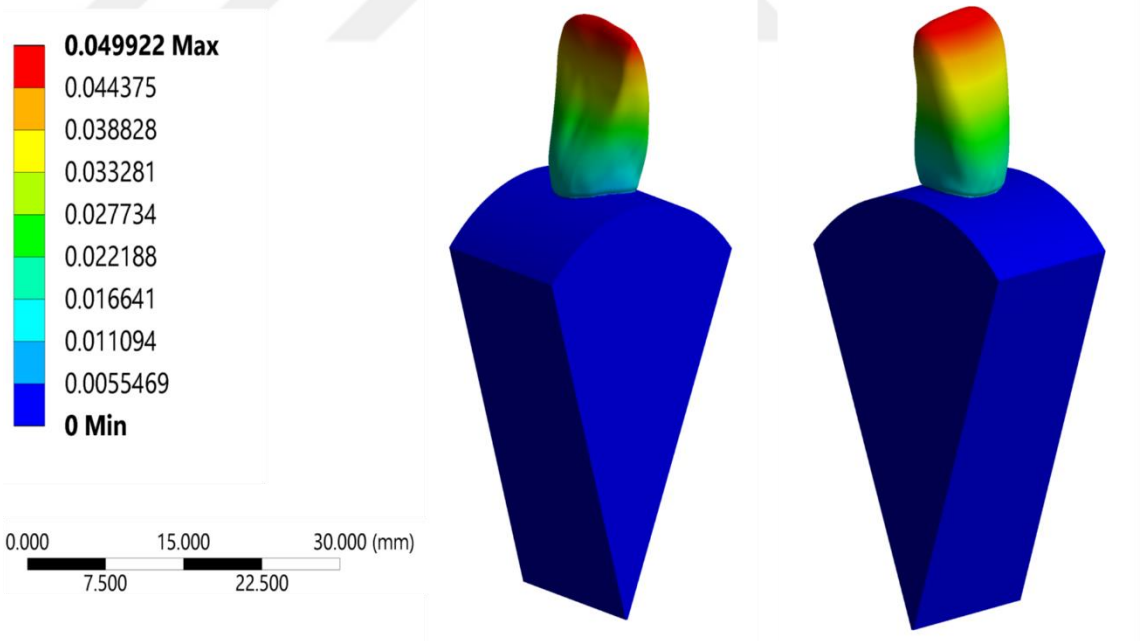
Oluşturulan sağlıklı diş yapı bileşenlerindeki gerilmenin; kolede ara yüz bölgeleri dışında kalan alanlarda ve kurona kuvvetin uygulandığı bölgede yatay olarak yoğunlaştığı izlenmiştir (Şekil 4.2 ve Şekil 4.3). Maksimum eşdeğer gerilme değerinin 85,96 MPa ile bukkal kole bölgesinde oluştuğu görülmüştür (Şekil 4.2). Toplam deformasyon dağılımı, kuronun insizal bölgesinde 0,049 mm değeri ile meydana gelmiştir (Şekil 4.4).



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



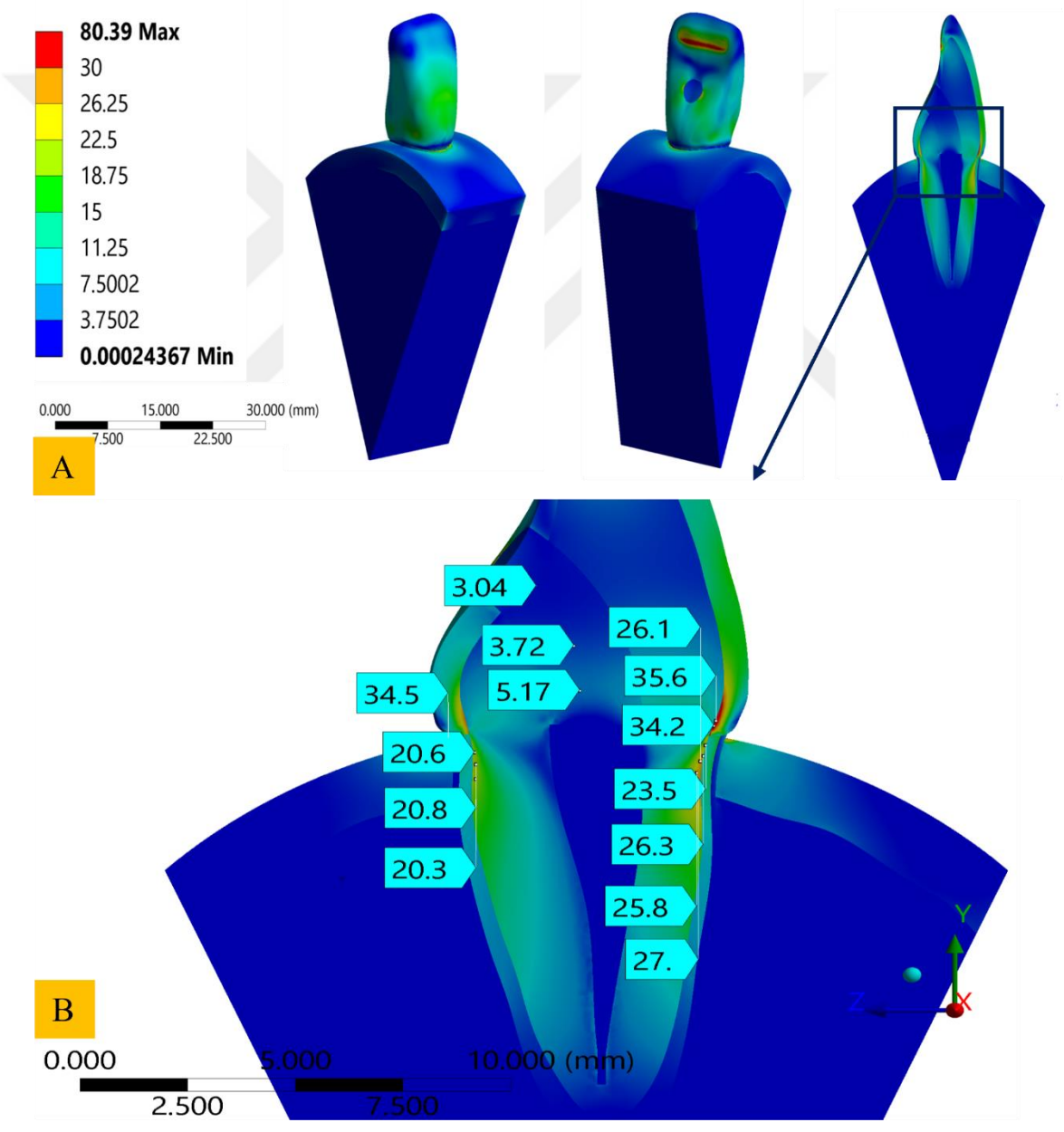
Şekil 4.3. Model 1 için kuron mine katmanı boyunca gerilme dağılımı (MPa)



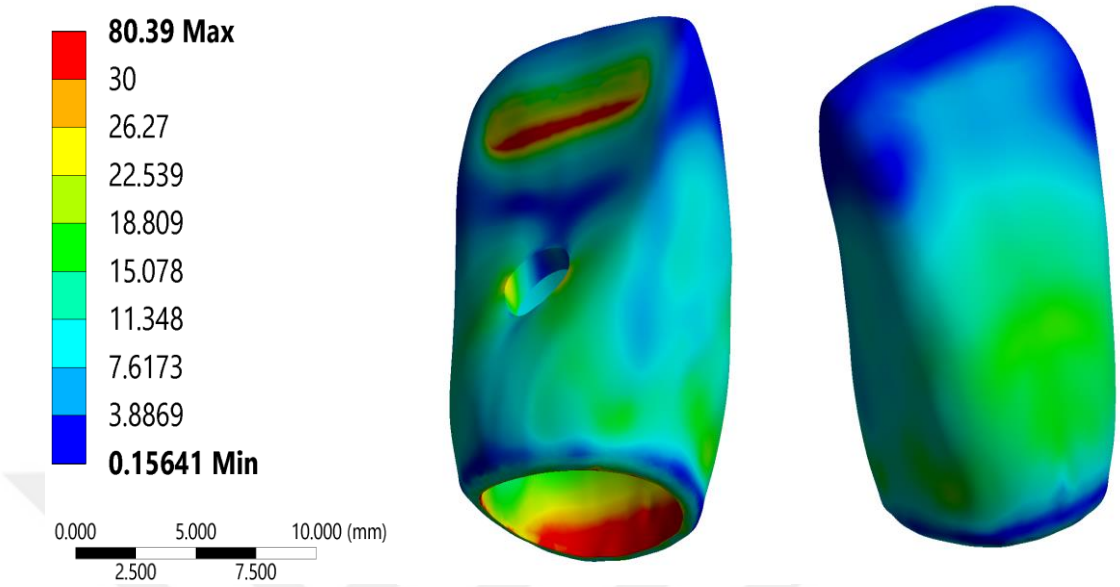
Şekil 4.4. Model 1 için toplam deformasyon dağılımı (mm)

4.2. KKT'li ve Periapikal Lezyonlu Modelde Gerilme Dağılımı

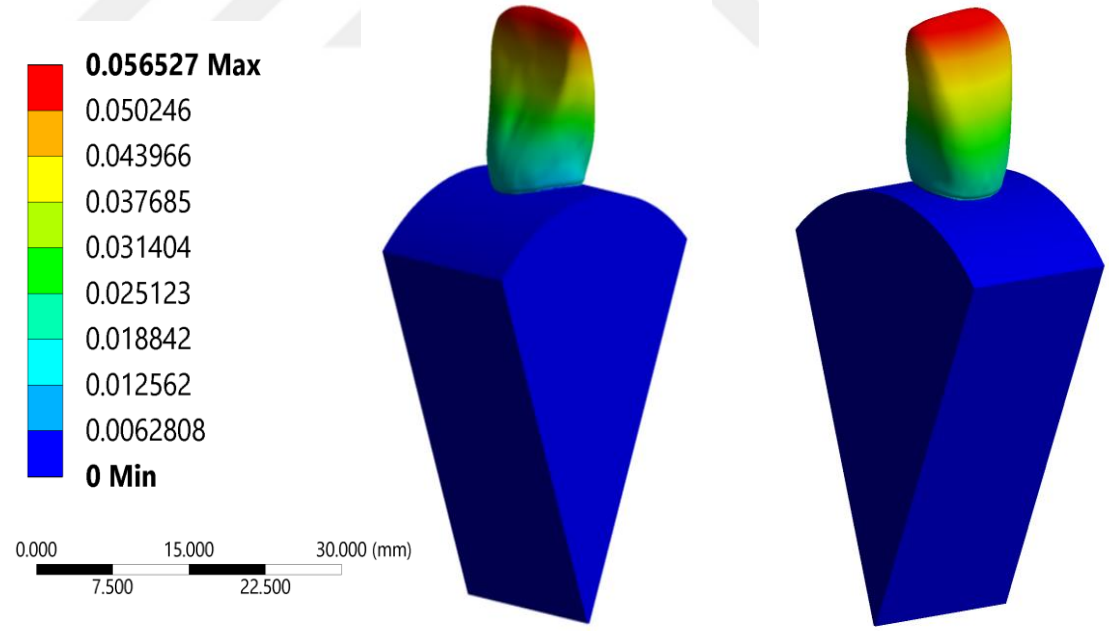
Yapılan KKT ve kompozit rezin dolguyu temsil eden modelde gerilmelerin yoğunlaştığı alanlar; kole hizasında bukkal alan ve kuronda yükün uygulandığı yerde ince bir hat şeklindedir (Şekil 4.5 ve 4.6). Maksimum eşdeğer gerilme bölgesi, 80,39 MPa değeriyle kole hattının bukkalinde olmuştur (Şekil 4.5). Toplam deformasyonun en yüksek olduğu bölge, kuronun insizali olup, değeri 0,056 mm'dir (Şekil 4.7).



Şekil 4.5. Model 2 için gerilme dağılımları (MPa) **A:** Sırasıyla; bukkal, palatinal, sagittal gösterim **B:** Sagittal kesitte koranelden apikale doğru ölçülen gerilme dağılım değerleri



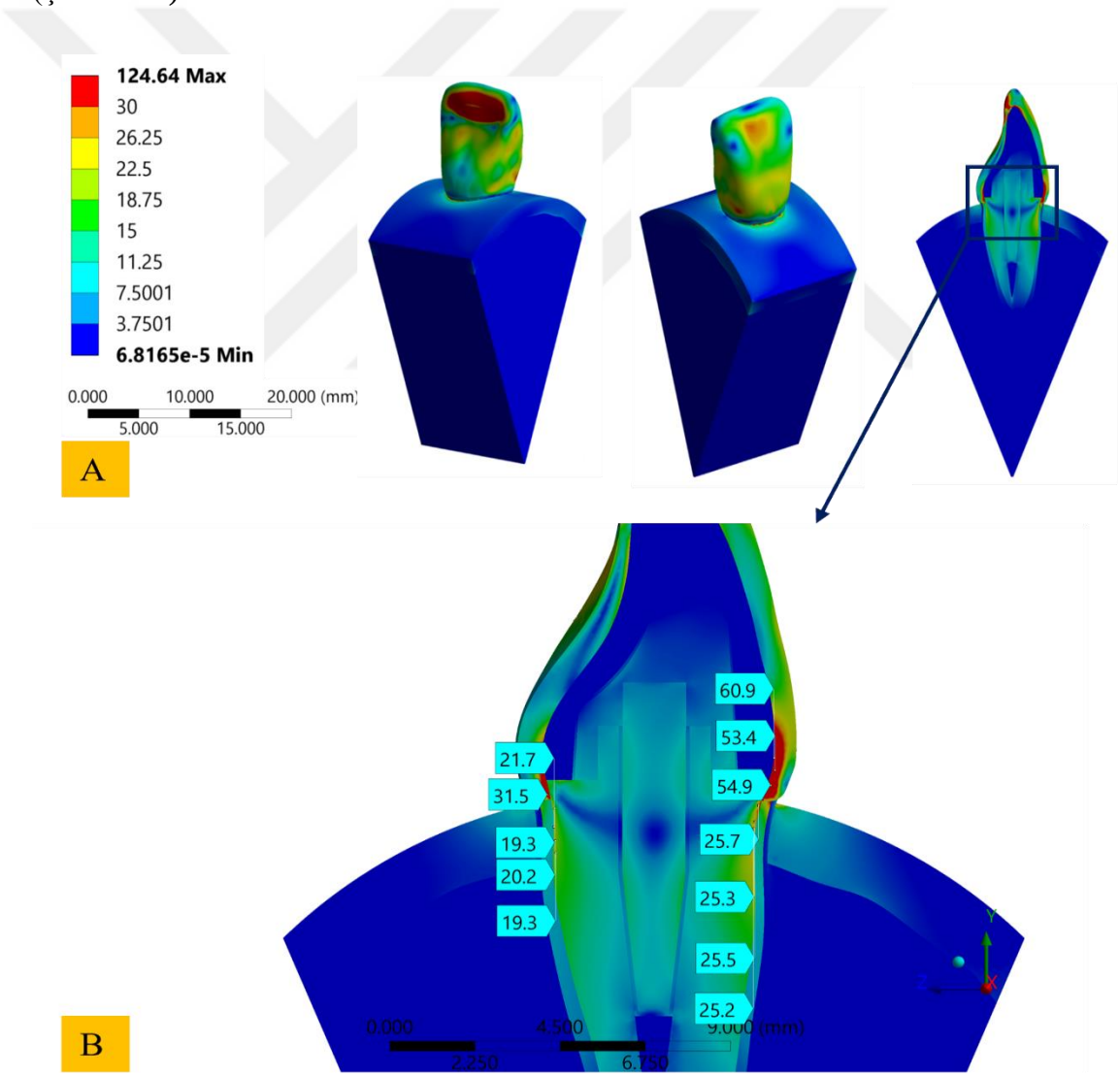
Şekil 4.6. Model 2 kuron mine katmanı boyunca gerilme dağılımları (MPa)



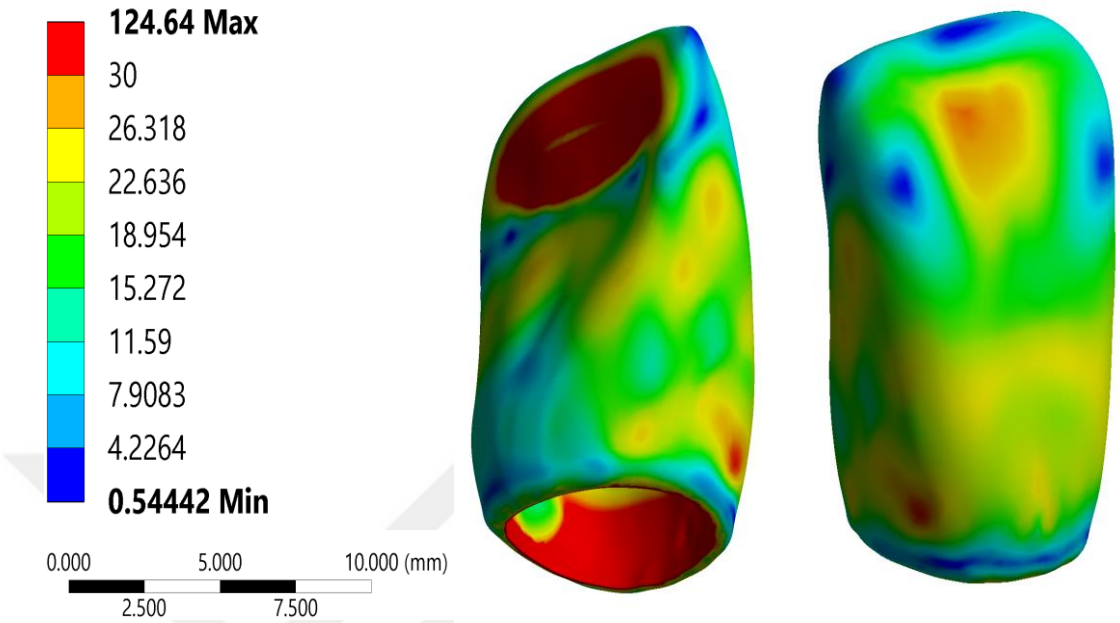
Şekil 4.7. Model 2 için toplam deformasyon dağılımı (mm)

4.3. Fiber Postlu ve Zirkonya Altyapılı Kuronla Kaplanan Lezyonlu Modelde Gerilme Dağılımı

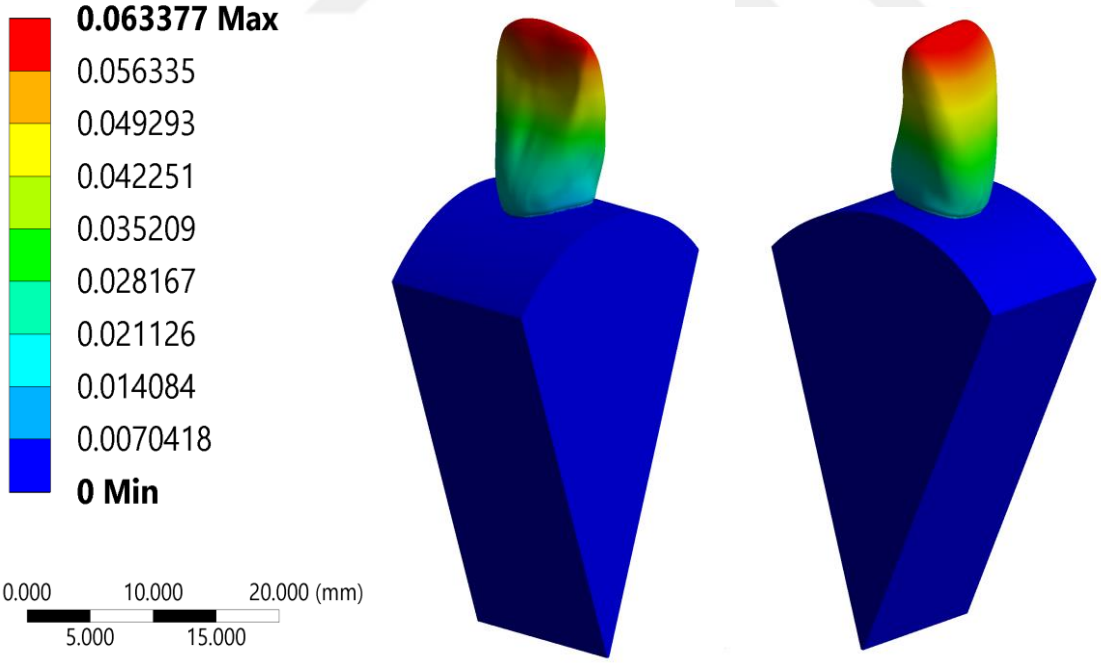
Lezyonlu santral dişin, post ve zirkonya kuron kaplama tedavisini temsil eden modelin gerilme dağılımlarının; kuronda yük uygulanan bölgede insizal 1/3'ü kaplayacak şekilde, kolede ise bukkal ve palatinal yüzeylerde yoğunlaştığı aproksimal alanda da yer yer kırmızı renkle izlendiği görülmektedir (Şekil 4.8 ve 4.9). 124,6 MPa değeri ile gerilmenin maksimum gözlendiği alan kole hattının bukkali olmuştur (Şekil 4.8). Toplam deformasyon miktarı ise en yüksek değerini 0,063 mm ile kuronun insizal üçlüsü almıştır (Şekil 4.10).



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



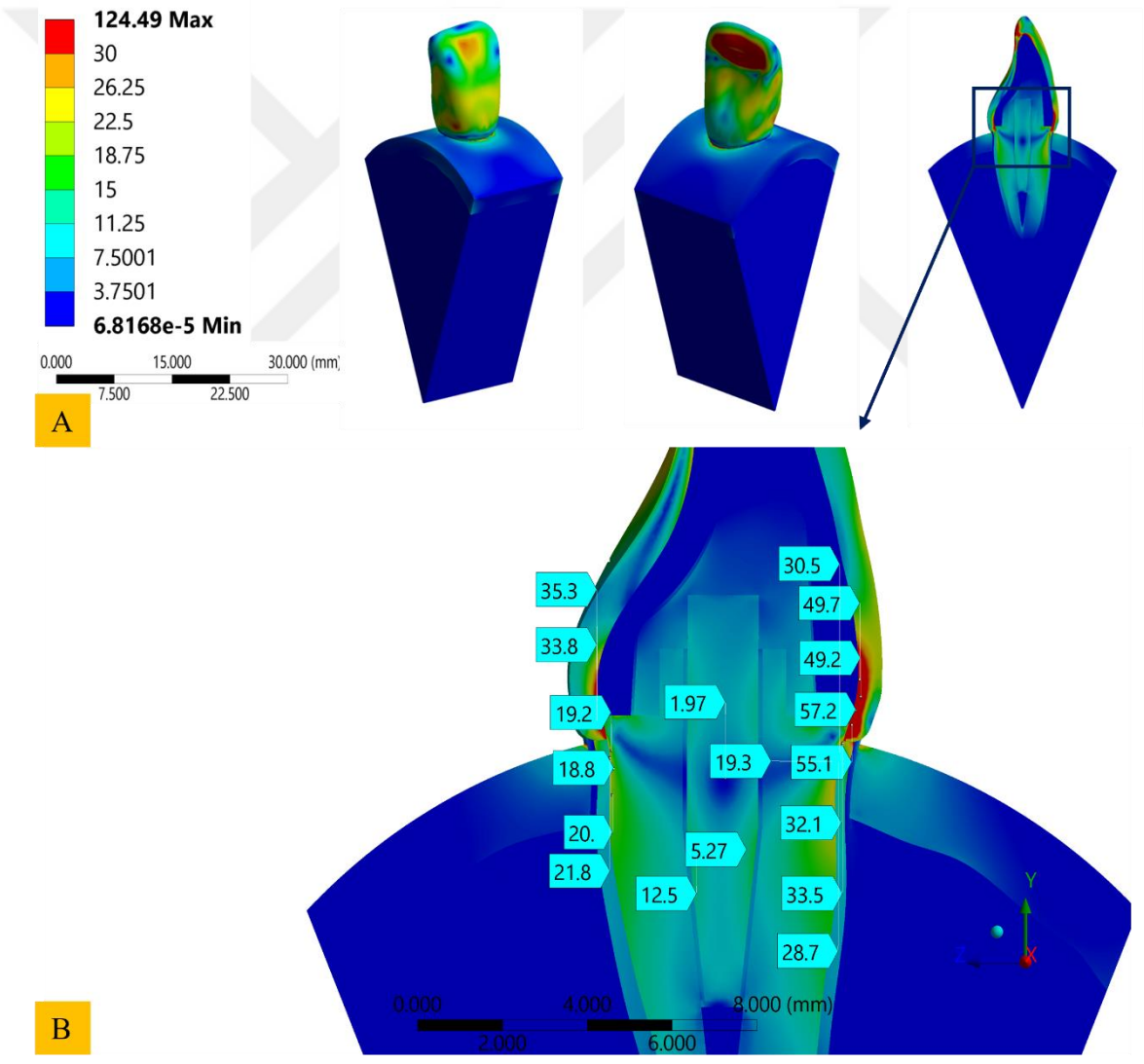
Şekil 4.9. Model 3 için zirkonya kuronunun gerilme dağılımları (MPa)



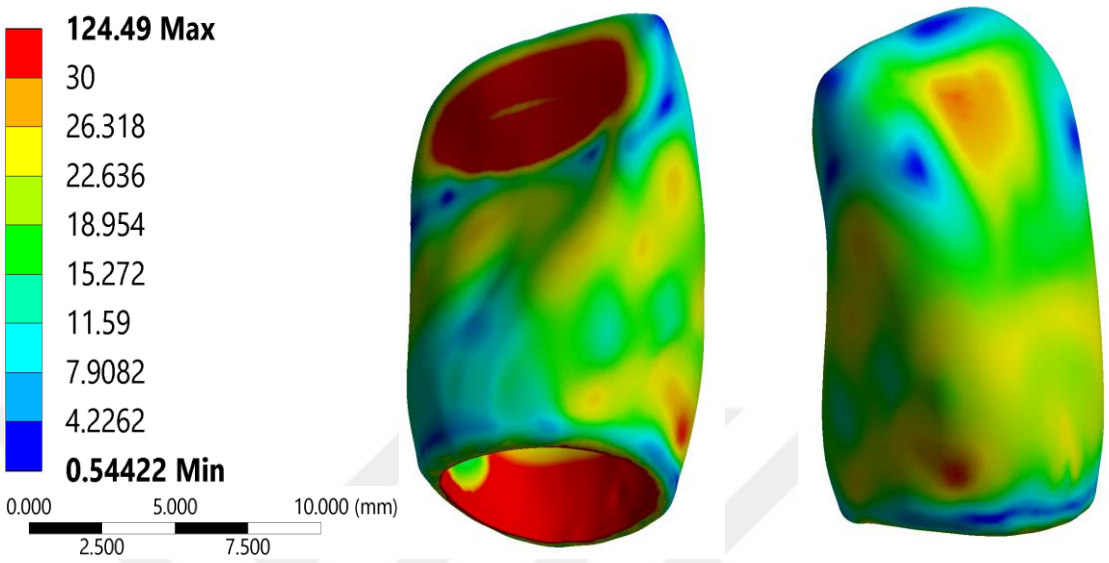
Şekil 4.10. Model 3 için toplam deformasyon dağılımı (mm)

4.4. Fiber Postlu ve Metal Altyapılı Kuronla Kaplanan Lezyonlu Modelde Gerilme Dağılımı

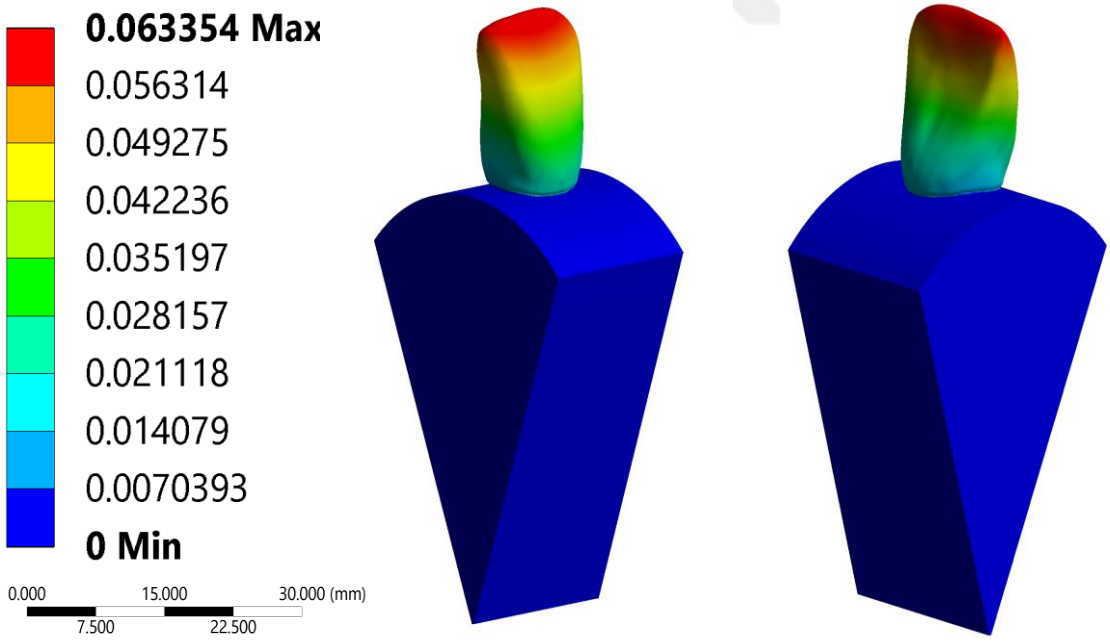
Lezyonlu santral dişin, post ve metal altyapılı kuron kaplama tedavisini temsil eden modelin gerilme dağılımları değerlendirildiğinde; dişin kole bölgesinde aproksimal, bukkal ve palatinal alanlarda, kuronda yükün uygulandığı insizal üçlüde yaygın şekilde izlendiği görülmektedir (Şekil 4.11 ve 4.12). Maksimum gerilmenin gözlendiği alan 124,4 MPa değeri ile bukkal kole hattı olmuştur (Şekil 4.11). En yüksek toplam deformasyon değeri, 0,063 mm ile kuronun insizalinde izlenmiştir. (Şekil 4.13).



Şekil 4.11. Model 4 için gerilme dağılımları (MPa) **A:** Sırasıyla; bukkal, palatinal, sagittal gösterim **B:** Sagittal kesitte koranelden apikale doğru ölçülen gerilme dağılım değerleri



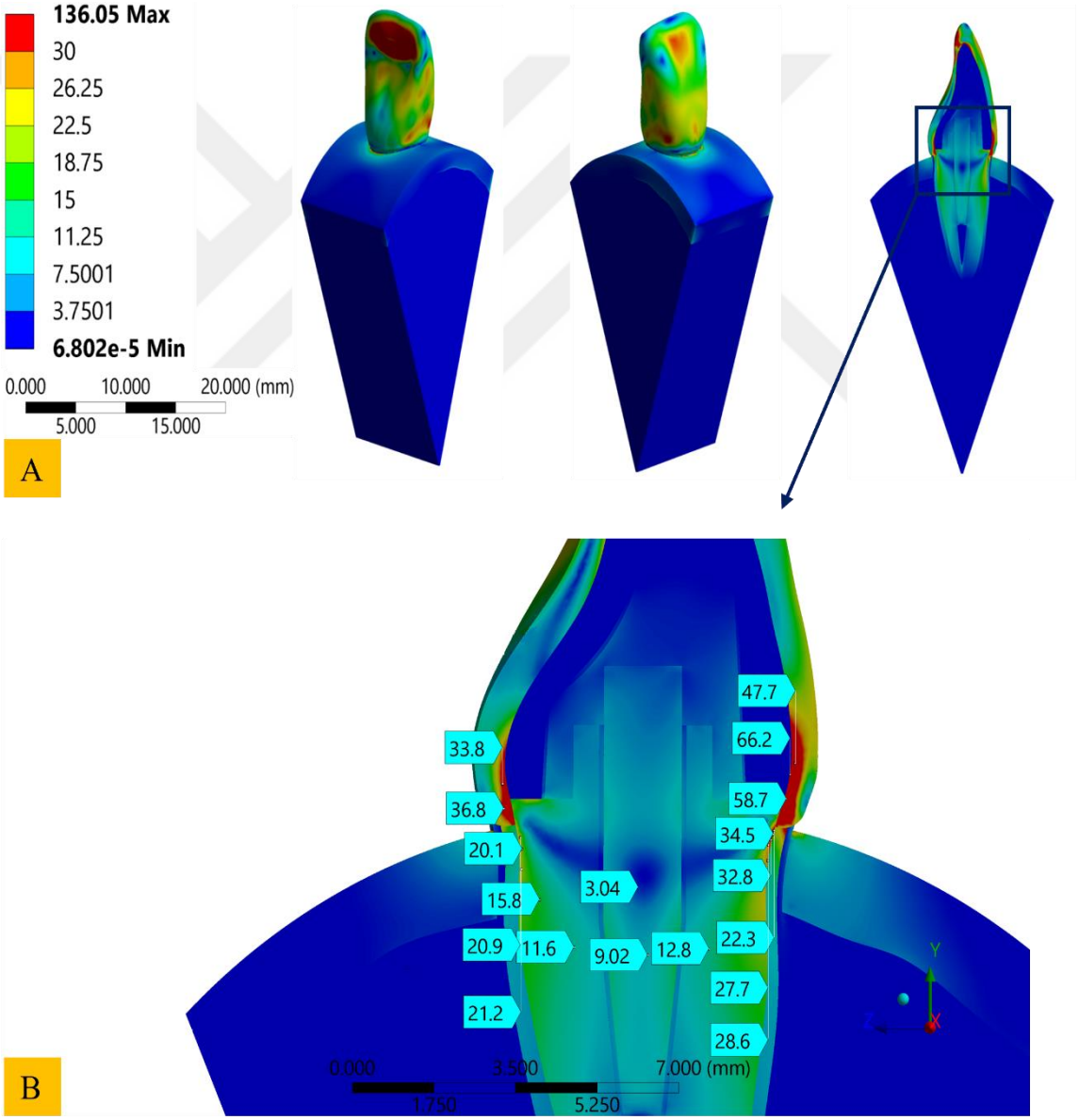
Şekil 4.12. Model 4 için metal altyapılı kuronunun gerilme dağılımları (MPa)



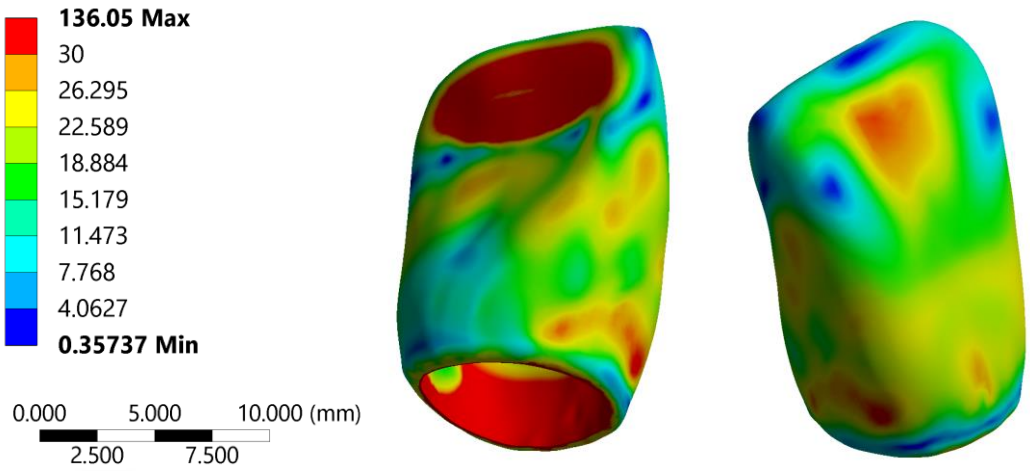
Şekil 4.13. Model 4 için toplam deformasyon dağılımı (mm)

4.5. Fiber Postlu ve E-max Kuronla Kaplanan Lezyonlu Modelde Gerilme Dağılımı

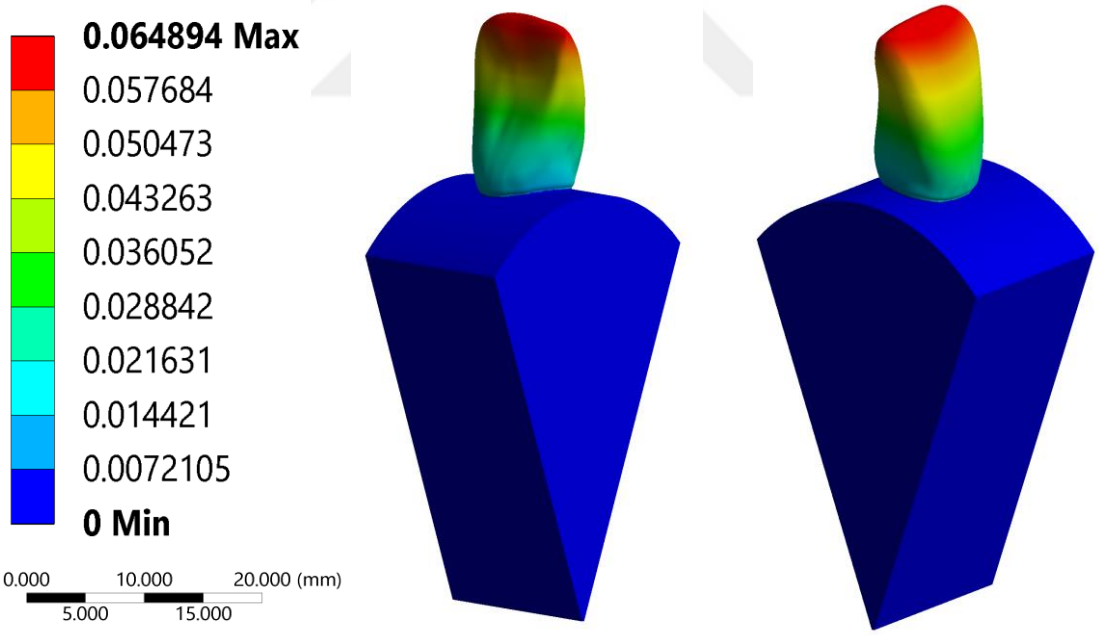
Lezyonlu santral dişin, fiber post ve E-max alyapılı kuron kaplama tedavisini temsil eden modelin gerilme dağılımları; dişin kole bölgesinin aproksimal, bukkal ve palatinal alanlarında oluşmaktadır. Kuronda yükün uygulandığı bölgede yaygın diğer kısımlarda dalgalanmalar halinde görülmektedir. 136,0 MPa ile maksimum gerilme, kole bölgesinin bukkalinde izlenmektedir (Şekil 4.14 ve 4.15). Kuronun insizal bölümünde, 0,064 mm ile en yüksek toplam deformasyon değeri gözlenmiştir (Şekil 4.16).



Şekil 4.14. Model 5 için gerilme dağılımları (MPa) **A:** Sırasıyla; bukkal, palatinal, sagittal gösterim **B:** Sagittal kesitte koranelden apikale doğru ölçülen gerilme dağılım değerleri



Şekil 4.15. Model 5 için E-max altyapılı kuronunun gerilme dağılımları (MPa)



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

4.6. Tüm Modellerde Gerilme Dağılımının Karşılaştırılması

Sağlıklı, KKT li, fiber post ve kuron restorasyonlu diş modelleri olmak üzere toplam 5 farklı model senaryosu incelendiğinde; oklüzal yük uygulamaları ardından oluşan gerilmelerin tüm modellerde, benzer bölgelerde yoğunlaştığı görülmüştür (Şekil 4.17). Maksimum eşdeğer gerilmenin oluştuğu bölge, bukkal kole bölgesi olmuştur (Tablo 4.1) (Şekil 4.17).

Kuron içeren modeller kendi arasında değerlendirildiğinde gerek diş bileşenleri gerek lezyon bölgesi gerilme dağılımlarının lokalizasyonu arasında fark çıkmamıştır. Zirkonya ve metal altyapılı kuron modellerinin (Model 3 ve 4) maksimum Von Mises değerleri benzerlik gösterirken, E-max kuron içeren modelde (Model 5) en yüksek sonuç elde edilmiştir.

Periapikal lezyon içeren tüm modellerde (Model 2-5) lezyon bölgesi trabeküler kemikle aynı eşdeğer gerilmeyi göstererek, düşük gerilme ve deformasyon yer değiştirmesi sergilemiştir (Şekil 4.18). Ayrıca, tüm modellerde, kortikal kemikte oluşan Von Mises değerleri trabeküler kemikten daha yüksek miktarda gözlendi. Maksimum eşdeğer gerilim tüm modellerde birbirine benzerlik gösterip dişin serviko-bukkaliyle temasta olan kortikal kemikte oluşmuştur. En düşük değer sağlıklı diş modelinde (Model 1) en yüksek değer E-max kuron içeren modelde (Model 5) görülmektedir (Tablo 4.1) (Şekil 4.18). Servikal hattan apikal bölgeye doğru alveol kemikte oluşan gerilmelerde düşüş izlendi. Bu durum kuvvet uygulama doğrultusu ve diş anatomisine bağlı olarak homojenlik gösteremese de belirgin bir düşüş dikkat çekmektedir.

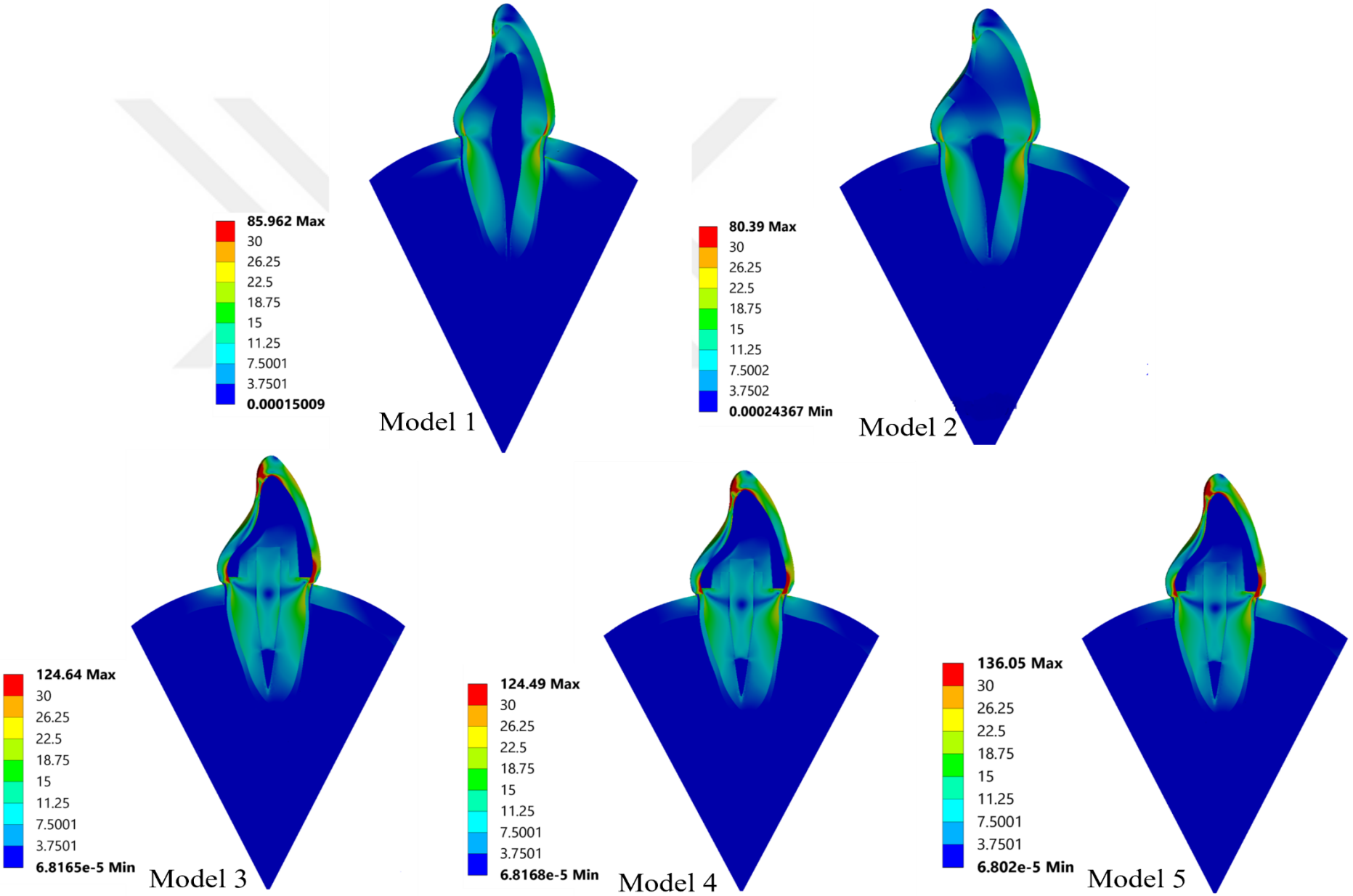
Tüm modellerin kök bölgesindeki sagittal kesitte, skewness mesh metrik skalasından renk analizi yapıldığında fiber post ve kuron içeren modellerin (Model 3-5) sağlıklı ve sadece KKT li diş modellerine göre (Model 1 ve 2) bukkal ve palatinal yüzeyde oluşan yeşil renkli stres alanlarının daha koranalde ve az olduğu görülmektedir (Şekil 4.17). Ayrıca, yine bu modellerde (Model 3-5) momentin etkisinden dolayı ortaya çıkan eğilme gerilmesi sebebiyle kuron kök birleşiminin hemen altında bukko-palatinal yönde seyreden çanak formasyonu şeklinde düşük gerilme alanları izlenmektedir. Fiber post

içeren tüm modellerde (Model 3-5) postun kökte ve kuronda temasta olduğu dentinle aynı gerilme dağılımını sergilediği izlenmektedir.

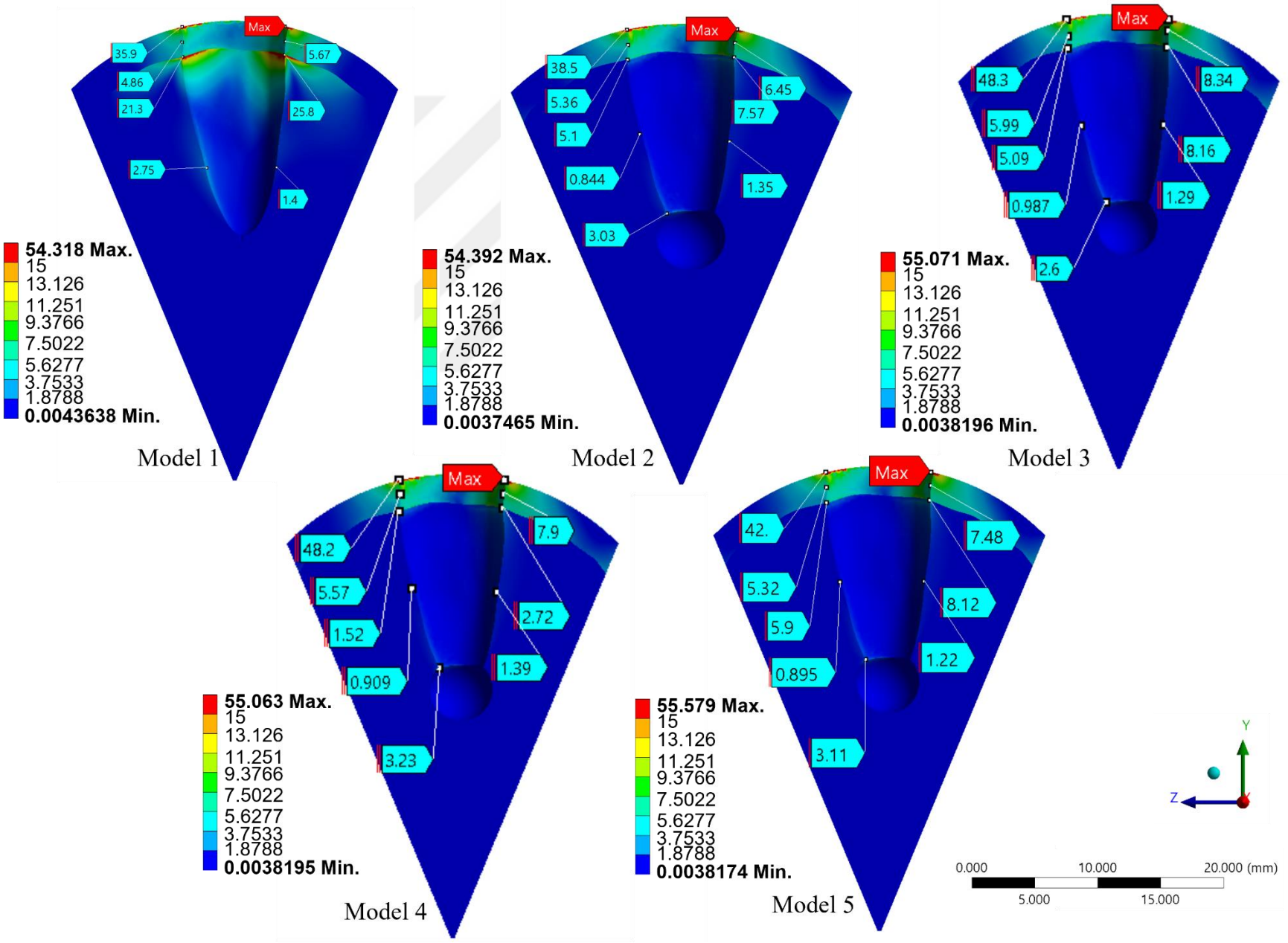
Kuron protezleri içeren modeller (Model 3-5) kendi arasında değerlendirildiğinde özellikle kole bölgesinde oluşan yüksek gerilme alanları altyapı-porselen birleşiminden başlamaktadır (Şekil 4.14, 4.11 ve 4.8). Tüm modellerin kuron anatomisinde sergilenen toplam deformasyon dağılımları kole bölgesinden insizal üçlüye doğru artan şekilde homojenite göstermektedir (Şekil 4.4, 4.7, 4.10, 4.13 ve 4.16).

Tablo 4.1. Tüm modellerde diş üzerinde ve alveol kemikte oluşan maksimum Von Mises değerleri

	Dişte Oluşan Maksimum Von Mises Değeri (MPa)	**Alveol Kemikte Oluşan Maksimum Von Mises Değeri (MPa)**
Model 1	85,96	54,31
Model 2	80,39	54,39
Model 3	124,6	55,07
Model 4	124,4	55,06
Model 5	136,0	55,57



Şekil 4.17. Sagittal kesitte tüm modeller için oluşan MPa gerilme dağılımları. (**Model 1:** Sağlıklı diş, **Model 2:** Lezyonlu, kök kanal tedavili, kompozit dolgulu diş **Model 3:** Lezyonlu, fiber postlu, zirkonya altyapılı kuron içeren diş **Model 4:** Lezyonlu, fiber postlu, Ni-Cr altyapılı kuron içeren diş **Model 5:** Lezyonlu, fiber postlu, IPS E-max altyapılı kuron içeren diş)



Şekil 4.18. Tüm modeller için sagittal kesitteki trabeküler-kortikal kemikte oluşan MPa gerilme dağılımları. Maksimum gerilmenin izlendiği bölgeler (**Model 1:** Sağlıklı diş, **Model 2:** Lezyonlu, kök kanal tedavili, kompozit dolgulu diş **Model 3:** Lezyonlu, fiber postlu, zirkonya altyapılı kuron içeren diş **Model 4:** Lezyonlu, fiber postlu, Ni-Cr altyapılı kuron içeren diş **Model 5:** Lezyonlu, fiber postlu, IPS E-max altyapılı kuron içeren diş)

5. TARTIŞMA

Çalışmanın sonuçlarına göre Model 3 ve 4'te oklüzal yük altında servikal bölgede maksimum Von Mises değerleri arasında benzerlik bulunurken, Model 5'te Model 3 ve 4'e göre daha yüksek Von Mises değeri bulundu. Kök boyunca gözlenen gerilimlerin dişin geometrik yapısı da dikkate alınarak farklı konsantrasyonlarda olduğu izlendi. Ayrıca, periapikal lezyon içeren tüm modellerde (Model 2-5) lezyon bölgesi trabeküler kemikle aynı eşdeğer gerilmeyi gösterdi. Bu nedenle periapikal lezyonlu dişlerde farklı kuron altyapılı restorasyonların, diş bileşenleri ve alveolar kemikte oluşan biyomekanik yanıtta etki etmeyeceğine dair hipotez kısmen reddedilmiştir.

Dişlerde oluşan çürük, tramva, endodontik tedaviler veya restorasyonlar sonrasında geniş madde kayıpları, pulpal ve periapikal hastalıklar gelişir.(295) Periapikal bölgede radyolüsensi şeklinde görülen rezorpsiyonlar bu durumların sonuçlarından biri olan apikal periodontitisin göstergesidir. KKT ile tedavi edilir. Yapılan kesitsel bir çalışmanın verilerine göre, KKT'li dişlerle ilişkili apikal periodontitis prevalansı %64,5'e kadar çıkmaktadır.(296) İyileşme sürecindeki dişlerin apikalindeki osseöz rejenerasyon periapikal radyografilerle takip edilir.(297) Başarılı bir KKT'ne rağmen radyolüsent alanların varlığını devam ettirme sebebi tam olarak anlaşılamamakla birlikte, birkaç faktör vardır(298): ekstraradiküler enfeksiyon(299), gerçek kistler(300), kanal dolumu yapılan dişlerin apikal kısımlarında persiste intraradiküler enfeksiyon(301), periapikal aktinomikoz(299), taşkın kök kanal dolgu malzemesi veya diğer malzemeler sonucu oluşan yabancı cisim reaksiyonları.(300) KKT sonrası kök kanalında varlığını devam ettiren mikroorganizmalar retreatment tedavisine yanıt verir. Bununla birlikte, ekstraradiküler bakteriler, gerçek kistler ve yabancı cisimlerle ilişkili lezyonlar; ancak periapikal cerrahi ile tedavi edilebilir. Fibröz skar dokusu ile iyileşen periapikal lezyonlar ise tedavi gerektirmez.(298) Bu dişlerin protez dayanağı olarak kullanılmadan önce en az 12 ay takip edilmesi doğru bir yaklaşım olarak görülsede geciken koranal tedavi dişlerin kırılma riskini artırmaktadır. Ayrıca, sağlam bir koronal restorasyon periapikal iyileşmeyi ve tedavinin prognozunu olumlu etkilemektedir.(60-62)

Bu tarz bir klinik vakada seçilecek olan restorasyon türüne karar verirken estetik, fonksiyon, fonasyon, maliyet gibi kriterlerle beraber restorasyonun uzun vadede diş ve çevre anatomik dokularında oluşturacağı etki de önemli olmaktadır. Literatür verileri ve klinik tablolar göstermektedir ki; tedavi takip sürecinde olan veya sekonder olarak oluşmuş bir lezyon bulunması sık karşılaşılan bir durumdur. Fakat, üzerine yapılacak protetik materyallerin diş ve çevre kemik dokuda oluşturacağı gerilme dağılımına dair herhangi bir bilimsel araştırma verisi elde edilememiştir.

Çekilmiş dişlerle yapılan materyal çalışmalarından biri kırılma dayanım testleridir. Bu testle, fonksiyonel kuvvet altındaki dişlerin en fazla dayanabilecekleri yük belirlenir.(302) Fakat, dişler çekilmiş olduğu için dehidratasyonları, mineralizasyon miktarları, yapı ve hacimleri değişkenlik gösterir ve böylece ağız ortamıyla aynı standardizasyonun sağlanması güçleşir. Ayrıca, kırılma dayanımı testleriyle oluşan gerilme miktarları ve dağılımları hakkında bilgi elde edilemez.

Yorulma ve deformasyon araştırmalarında gerilme analizi yöntemleri önerilmektedir. (303) Bu yöntemlerden; analizi 3B hale getiren SEA yöntemi ile diğer yöntemler kıyaslandığında: Fotoelastik stres analiz yöntemi ve kırılgan vernik kaplama tekniği ayrıntılı sonuçlar vermemekte iken (304, 305), holografik interferometri ve radyotelemetri yöntemlerinin teknik hassasiyeti fazla ve sonuçların güvenilirliğini azdır.(304) Strain gauge yöntemi ise alet sayısı fazla ve karmaşık bir cihazın kullanımını gerektirmektedir. Ayrıca, kemikte oluşan streslerin gösterilmesi zordur.(306, 307)

SEA yöntemi günümüzde yapısal analiz ve materyal çalışmalarında sıklıkla tercih edilir. Diğer gerilme analiz yöntemlerine kıyasla birçok açıdan avantajlı görünmektedir.(303) Örneğin; modelize edilen yapının tüm bölgelerinde oluşacak olan gerilme dağılım ve miktarları görülebilirken diğer yöntemlerde bu bölgeler kısıtlıdır. Birçok karmaşık, düzensiz yüzeyli ve farklı özelliklere sahip malzeme, analitik yöntemlerdeki klasik yaklaşımlarla çözümlenemezken, SEA yöntemi problem çözümünü bilgisayar üzerindeki sayısal yöntemleri entegre ederek analiz eder.(308) Ayrıca, SEA yöntemiyle, uygulanan kuvvetin özellikleri (derecesi, yönü, miktarı) değiştirilerek karşılaştırmaları yapılabilir,

analiz tekrarlanabilir(258, 309). Tüm bu avantajları sebebiyle tez çalışmamızda SEA yöntemi tercih edilmiştir.

Maksiller anterior bölgede bulunan bir diş; gerilme, sıkışma, döndürme ve makaslama kuvveti gibi birçok kuvvete maruz kalır. Örneğin post ve kuron uygulaması yapılan bir dişte restorasyonları yerinden çıkaracak olan kuvvetler, genellikle labiale doğru olan makaslama kuvvetleridir. Bu sebeple, dental arktaki fonksiyon esnasında gelen yüklerin istenmeyen doğrultusu nedeniyle maksiller anterior bölge, yüksek risk bölgesi olarak geçer.(310) Yapılan bir çalışmada (311) maksiller santral kesici dişlerin, diğer kesici dişlere göre daha geniş kökleri olduğu ve apikal bölge dallanmalarının daha az varyasyonu olduğu söylenmektedir. Ayrıca, maksiller santral kesici dişler estetik bölgede konum, ebat ve şekil açısından baskın bir diştir.(312) Tedavi planlamasında seçilen protetik materyalin özellikleri de bu açıdan önemli rol almaktadır. Bu sebeplerden dolayı çalışmamızda, daimî maksiller santral kesici diş tercih edilmiştir. Yapılacak olan eğer bir post-kor restorasyonsa, tüm riskler göz önüne alınmalı, ferrule muhakkak oluşturulmalı, basamaklı bir kuron preparasyonuyla tedavi tamamlanmalıdır.(310)

Post uygulamalarının temel nedeni, kuron restorasyondan önce diş yapısının yeniden inşasını sağlayarak sağlam bir dayanak oluşturmaktır.(313) Geçmişten günümüze birçok farklı post sistemi uygulanmakta olup her birinin kendine özgü avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır. İdeal post-kor sisteminin hangisi olduğu sorusu ise halen tartışmaya açık bir sorudur.(314) Post uygulamalarında en sık yaşanan komplikasyonlardan biri dentinde mikro çatlak oluşumlarının ilerleyerek kırıkla sonuçlanmasıdır. Bu duruma dentin ile post materyalinin elastik modülü farkından dolayı, yoğun gerilme alanlarının oluşması sebep olur.(11) Gerilmeler, ilk zamanlar diş ve restorasyon arasında küçük ayrılmalarla sonuçlanırken, devam eden yükler sonrasında hem diş hem restorasyonda deformasyon meydana gelir.(303) Pegoretti ve ark. (315) yaptığı bir çalışmada, cam fiberler kök içindeki en düşük gerilme dağılımlarını göstermiş ve araştırmacılar bu malzemenin doğal dişe oldukça benzer bir gerilim alanları oluşturduğu sonucuna varmıştır. Fiber postlar bu özellikleriyle restorasyonun kırılma direncini arttırırlar. Aynı zamanda diş dokularıyla uyum sağlayabilecek üstün estetik özelliklere sahip olmaları en büyük avantajlarıdır.(316, 317) Guldener ve ark. (318) KKT'li dişleri fiber post ile restore ederek; 8,8 ± 2,3 yıllık

bir değerlendirme sonunda, genel başarı oranını %89,6 olarak bulmuşlardır. Fiber post içermeyen dişlerde bu oran %76,3 kadar iken fiber bulunan dişlerde bu oran %94,3 civarında olmaktadır.

SEA, dental postlar, çevreleyen dokular ve restorasyon materyalleri arasındaki etkileşim fenomenini simüle edebilir.(313) *İn vivo* ve *in vitro* çalışmalar kompozit rezin core destekli cam fiber postları, klinik performansının bir sonucu olarak; metal post çeşitlerine kıyasla KKT'li dişlerin restorasyonu için mükemmel bir yaklaşım olduğunu göstermiştir. (319-321) Bu yüzden, yapılan çalışma modellerinde KKT sonrası kullanılan post materyali olarak fiber postlar seçilmiştir.

Fiber post uygulamalarının başarılı olması birçok faktöre bağlıdır. Örneğin; polimerizasyon sonrası rezin matrikse olan adezyon, çap, en-boy oranı, şekil formasyonu. (322) Bunlardan post uzunluğu, maksimum retansiyonu oluşturabilmek adına önemli bir kriterdir. Ancak, ideal post uzunluğu konusu tartışmalıdır. Uzun postlar, dişlerdeki en çok kırılmaların gerçekleştiği seviye olan alveolar kemik seviyesini aşmış oldukları için genellikle daha iyi destek sağladığı düşünülür.(323) Aynı zamanda en çok servikal bölgede olan gerilme konsatrasyonları postun uç noktasıyla beraber daha apikale taşınabilmektedir.(324, 325) Post uzunluğu kök uzunluğunun 2/3, 3/4' ü kadar veya en az klinik kuron boyuna eşit olmalıdır.(326) Çalışmamızda belirlenen post uzunluğu, 5 senaryonun her birinde apikal tıkamayı bozmayacak şekilde 4 mm kuron içi 10 mm kök içi olmak üzere toplam 14 mm olarak belirlenmiştir.(277)

Al-Omiri ve ark. (325) artan post çapıyla beraber dişlerin kırılma dayanımlarının azaldığını, Sorensen (327) ise yüzey alanındaki artışla beraber retansiyonun arttığını söylemiştir. Bazı araştırmacılar (328) stabilitenin sağlanabilmesi için en az 1,3 mm post çapı olması gerektiğini söylerken; Shillingburg ve ark. (329) ise en fazla 1,7 mm olmasını önermiştir. Yapılan birkaç çalışmanın (330, 331) verilerine göre ise ideal post çapı kök çapının üçte biri olmalıdır. Bu çalışmalar dikkate alınarak tüm modellerde kullanılan post çapı 1,5 mm olarak belirlenmiştir.

Post tasarımı gerilme dağılımı ve retansiyonu etkileyen başka bir kriterdir. Paralel postlar gelen yükleri köke pasif olarak iletirken 2-4 kat daha retantiftir. Konik postlar ise

formundan dolayı kama etkisi oluşturabilir.(332) Smith ve ark.'na (145) göre hem biyolojik hem mekanik açıdan en ideal tasarım paralel başlayıp, apikalde konik devam eden tasarımdır. Çalışmamızda da bu post tasarımı tercih edilmiştir.

Post yuvası açılırken apikalde kalması gereken GP miktarına bakıldığında, bazı araştırmacılar 3 mm (333) bazıları 5 mm (80) olmasını önerirken, en sık tavsiye edilen 4 mm bırakılması görüşüdür.(327) Çalışmamızda planlanan post yuvası tasarımında da apikalde 4 mm GP bırakılmıştır.

Protez dayanağı olacak olan bir dişin ağız içerisinde biyomekanik performans gösterebilmesi adına özellikle servikal bölgenin dokularının korunarak ferrule oluşturulması çok önemlidir.(334) Ichim ve ark. (335) çalışmasına göre artan ferrule miktarı kuronun rotasyon yapmasını engeller. Post-kor restorasyon yapılacak olan bir diş için ortalama 1,5-2 mm ferrule yüksekliğinin, dişin sağkalımı açısından yeterli olduğu bilinmektedir.(336) Bu veriler doğrultusunda çalışmamızda ferrule miktarı 1,5 mm olarak belirlenmiştir.

Ağız içerisinde oluşan maksimum insizal ısırma kuvvetinin 90-370 N arasında değişmektedir.(337) Çalışmamızda uygulanan okluzal kuvvet daha önce yapılan çalışmalar temel alınarak; palatinal yüzeyden, diş uzun eksenine 45^0 açıyla, 100 N değerindeki statik yük, fonksiyon esnasında oluşan farklı eksenlerdeki kuvvetleri yansıtacak şekilde uygulandı. (283, 288-293) Kuvvet uygulama alanı dişin insizal kenarının 2 mm altında elipsoid benzeri yüzey olarak belirlenmiştir.(338, 339)

Cam fiber postlar ve dentin yüzeyi arasındaki bağlantının retantif olabilmesi için ince bir siman kalınlığının olması gerekir.(340) Dal piva ve ark. (341) verilerine göre, siman tabakası kalınlaştıkça stres yoğunlaşmaları artmaktadır. Bu doğrultuda, fiber post içeren tüm modelle için post etrafında 50 µ kalınlığında siman tabakası oluşturulmuştur.(278) PDL kalınlığı ise González-Lluch (273) ve Gomes (342)'in yaptığı çalışmalarına uygun olarak, 0,2 mm belirlenmiştir.

Ho ve ark. (343) ifadelerine göre, sement dokusu dentinle aynı elastik modülünü sergilediği ve çok ince olduğu için çalışmamızdaki sement dokusu dentinin devamlılığı olarak görülüp kalınlığı göz ardı edilmiştir.

Metal, zirkonya ve E-max altyapılı kuron içeren modellerin hepsinde kor tasarımı standart diş kesim prensipleri doğrultusunda; kuron tasarımının 2 mm insizal redüksiyon, 1,5 mm vestibul redüksiyon, 1 mm interproksimal ve lingual redüksiyon yapılmış haliyle, 1,5 mm supragingival chamfer basamak oluşturulmuştur. Kuron malzemelerinin altyapıları her yerde homojen ve eşit 0,5 mm kalınlığında tasarlanıp kalan kısmı porselen oluşturmuştur.(344) Kuronlarla kompozit kor arasında 30 µ kalınlığında siman tabakası oluşturulmuştur.(345)

SEA verileri farklı gerilme türlerine ilişkin olabilmektedir. Örneğin metal gibi çekilebilir malzemeler için, Von Mises eşdeğer gerilme (equivalent stress) değerleri kullanılmaktadır. (266) Von Mises hipotezi, yapının tümündeki oluşan gerilme için bilgi vermesi ve hasar oluşturma miktarlarının da değerlendirilebilmesine olanak sağladığı için SEA çalışmalarında sıklıkla tercih edilmektedir.(315) Bu sebeple çalışmamızdaki tüm modeller için eşdeğer gerilme dağılımında, Von Mises gerilme hipotezi kullanılmıştır.

Endodontik tedavili dişlerin yeterli biyomekanik performansını sağlamak için kalan diş yapısının korunması ve restoratif materyallerin doğru seçimi esastır.(24) Moris ve ark. (24) maksiller kanin dişlerin yapılan farklı kuron alternatifleri üzerine yaptığı çalışmaya göre, kalan kök dentininin durumuna bakılmaksızın, metal altyapılı seramiklerin olumsuz estetiğine rağmen daha iyi performans gösterdiği, KKT'li dişler için uygun bir malzeme olduğu sonucuna varılmıştır. Artan estetik talepler doğrultusunda metalik altyapı içermeyen, ışık iletimi ve estetiği daha iyi sağlayan tam seramik sistemler geliştirilmiştir. (21) Conrad ve ark. (22) yaptığı sistematik derleme çalışması sonucuna göre; literatür, birçok tam seramik sistemin şu anda klinik kullanım için mevcut olduğunu ve tüm klinik durumlar için tek bir evrensel malzeme veya sistem olmadığını göstermektedir. E–max kuronlar, uzun ömürlü olması ve estetik özellikleri ile tam seramik kuronların tercih edilen bir türüdür. Bu materyal doğal dişlere en yakın estetik görünümü sağlayan özelliği ile kabul edilir.(346) Zirkonya seramik restorasyonlarda estetik talep ve bilincin

artmasıyla yaygınlık kazanan bir malzeme olmuştur.(17) Kırılma sertliği, yüksek dayanıklığı gibi üstün mekanik özelliklerinin yanında biyouyumlu olması ve toksik yan etkilerinin olmaması gibi güçlü biyolojik özelliklere de sahip bir materyaldir.(18) Ayrıca, radyopasite özelliği ile radyolojik değerlendirmelere olanak vermesi, düşük ısısal iletkenlik özelliği ile pulpal hassasiyet veya irritasyon yaratmaması, gibi ilave avantajları da bulunmaktadır.(231)

Literatür verileri ve klinik uygulamalara bakıldığında birçok protetik materyal seçeneği bulunmaktadır. Cervino ve ark. (23) farklı materyaller üzerinde yaptığı çalışma ile ideal bir kuron materyali olmadığı ve bu malzemelerin değişen yükler altında farklı özelliklerinin ön plana çıktığı sonucuna varmıştır. SEA materyaller üzerinde belirli bölgelerdeki uzun dönemde meydana gelen problemleri tahmin etmek ve *in vitro* testlere ek veriler sağlamak için mükemmel bir araç olarak yaygın şekilde kullanılmaktadır.(24) Bu yüzden yapılan çalışmada değişen kuron materyallerinin diş anatomisinde yaratacağı etki veya periapikal lezyon üzerinde yaratacağı stres 5 farklı model içeren bir SEA yöntemi ile araştırılmıştır.

Çalışmamızın sonuçlarına göre; yük uygulanan tüm modellerde, gözlemlenen gerilmeler mine-sement birleşimi hizasındaki kuronun bukkal ve palatinal yüzünde oluşmuştur. Eraslan ve ark. (347) ile Gonzalez-Lluch ve ark. (348) çalışmalarında gerilmelerin ilk olarak yükün uygulama alanında ortaya çıktığı saptanmıştır. Bu durum yapılan çalışmamız için tüm modellerde, palatinal bölgedeki kuvvetin uygulandığı bölgede izlenen gerilme alanlarının oluşmasıyla benzerdir. Literatürde benzer sonuçlar veren SEA çalışmalarına göre kuvvet kısıtlı bir alana uygulandığında o bölgede yoğunlaşmalar gözlenmesi bu tabloyu açıklamaktadır.(349-351)

Kök bölgesine bakıldığında; lezyon lokalizasyonunda trabeküler kemikle aynı düzeyde olan düşük gerilmeler izlenmiştir. Kök dentinindeki en yüksek gerilme dağılımları ise, özellikle servikal ve orta üçlüyü içine alacak şekilde bukkal ve palatinal duvarlarda izlenmiştir. Bu sonuç Coelho ve ark. (352)'nın maksiller santral kesiciler üzerindeki farklı post çeşitleri ile yaptığı SEA çalışması ve Shetty ve ark. (290)'nın estetik post

uygulamaları üzerine yaptığı çalışmadaki, cam fiber post uygulanan model sonuçları ile de örtüşmektedir.

Moris ve ark. (24)'nın fiber postlu kanin dişlerdeki farklı kuron alternatiflerine yönelik yaptığı SEA çalışmasının verilerine göre, tüm modellerdeki Von Mises dağılımı fiber post, kök, siman ve PDL boyunca benzer ve homojen bulunmuştur. Ayrıca, sağlıklı diş modeli, endodontik olarak tedavi edilen diş modellerine kıyasla daha düşük Von Mises değeri göstermiştir. Bu çalışmada da sağlıklı diş modeliyle (Model 1) lezyonlu, fiber postlu, kuron restorasyonu içeren modeller (Model 3-5) kıyaslandığında maksimum gerilme değerlerinde Moris ve ark. (24)'nın çalışmasıyla benzerlik gösterecek şekilde kuron restorasyonuyla beraber artış olduğu gözlendi. İlaveten tüm modellerdeki gerilimler fiber post, kök dentini ve PDL boyunca benzer ve homojendi. Bununla birlikte, Moris ve ark. (24) çalışmalarında değişen protetik materyal kombinasyonlarının, kök uzunluğu boyunca birbirlerine benzer stres dağılımları gösterdiğini rapor etmişlerdir. Bu sonuç çalışmamızın sonuçlarıyla örtüşmektedir. Ayrıca, bu çalışmada farklı elastik modülüne sahip olan materyallerin kullanıldığı Model 3 (200 GPa), Model 4 (204 GPa), ve Model 5 (95 GPa)'te gözlenen stres dağılım değerleri arasında bir korelasyon olmadığı, Model 3 (124,6 MPa) ve Model 4 (124,4 MPa)'te bu değerlerin benzerlik gösterdiği Model 5'te 136 MPa olduğu bulundu. Yapılan çalışmada oluşturulan modellerin verilerine göre; sadece KKT'li ve lezyonlu diş modeline kıyasla (Model 2), KKT'li fiber postlu lezyonlu dişlerde (Model 3-5) oluşan Von Mises eşdeğer gerilme değerlerinde artış olmuştur. Bu durum, klinik uygulamalarda tedavi seçeneğini belirlerken hem biyolojik hem biyomekanik açıdan değerlendirilme yapılması gerektiğini düşündürmektedir. Kuron restorasyon planlamasına karar verilmekte zorlanılan vakalarda çalışmamızın verileri yol gösterici olabilir.

Dal Piva ve ark. (341) maksiller santral dişlerdeki alveolar kemik kaybı ve siman kalınlıklarını araştırdıkları çalışmalarında, tüm SEA modellerindeki gerilmelerin kök palatal orta üçlü bölgesinde yoğunlaştığını ifade etmişlerdir. Ancak, maksiller santral kesici diş için çeşitli post-kor uygulamalarını içeren diğer bir SEA çalışmasında(353), cam fiber postun da içinde bulunduğu tüm modeller için dentindeki maksimum Von Mises eşdeğer gerilmelerinin, kök yüzeyinin bukkal ve koronal üçte birinde yoğunlaştığı

bildirilmiştir. Yapılan çalışmanın sonuçları Toksavul ve ark. (353)'nın sonuçlarıyla benzerlik gösterip, Dal Piva ve ark. (341)'nın sonuçlarıyla örtüşmemektedir. Bu durumun sebebi olarak oluşturulan diş model anatomilerinin her çalışmada aynı standartlarda gerçekleştirilmemiş olması ve analize girilen sayısal veriler arasındaki farklılıklar düşünülebilir.

Estetik post sistemleri üzerine yapılan bir SEA çalışmasında cam fiber post modelleri için alveol kemikte oluşan gerilmeler en çok dişin serviko-bukkal hizasında yoğunlaştığı görülmüştür.(290) Farklı post sistemleriyle yapılan başka bir çalışmada ise(354), cam fiber post modellerinde benzer şekilde diş serviko-bukkalin en büyük gerilme konsantrasyonuna maruz kaldığı bildirilmiştir. Chuang ve ark. (319) yaptığı SEA çalışma verilerine göre, tüm fiber post modellerinde oluşan maksimum gerilmelerin dişin servikal bölgesinde lokalize olduğunu ifade etmişlerdir. Bunların aksine bazı farklı klinik tabloları araştıran çalışmalarda serviko-palatal bölgede yüksek gerilme konsantrasyonlarının çıktığı da raporlanmıştır.(276, 355) Bu çalışmada da fiber post olan tüm modellerde gerilme kuvvetlerinin yoğunlaştığı alanlar dişin serviko-bukkal ve serviko-palatinal hizasında olduğu bulundu. Maksimum eşdeğer gerilmeler ise serviko-bukkal bölgede izlendi. Çalışmamız Shetty ve ark. (290) ve Seo ve ark. (354)'nın sonuçlarıyla benzerlik göstermektedir.

Bu çalışmadaki servikal bölgede yüksek gerilme konsantrasonu oluşması, diğer tüm kök kanal tedavili fiber postlu çalışmalarla tutarlılık göstermektedir.(352, 356, 357) Sadece lokalizasyon olarak bukkal veya palatinal bölgede oluşan maksimum Von Mises farklılık yaratmaktadır. Bu duruma, oluşturulan diş-kemik model anatomisi ve tasarımları, malzemelerin elastik modül ve poisson oran farklılıkları, kuvvetin uygulanma alanı ve miktarı gibi değişkenler sebep olabilir.

Cam fiber postların dentine benzer esneklikleri, kor bölgesinde de bu fleksibiliteyi devam ettirebilmeleri sebebiyle meydana gelen gerilmeler servikal bölge etrafında yoğunlaşmaktadır.(315) Elastik modülü yüksek olan materyaller dişlerin sergilediği standart biyomekanik davranışları değiştirebilirler. Zarone ve ark. (357)'nın çalışmasına göre cam fiberlerin kök içerisinde temasta oldukları dokularla aynı sertliğe sahip olma

özellikleri kökte oluşan gerilmelerin düşük olmasına neden olmaktadır.(357) Çalışmamızdaki fiber post içeren tüm modellerdeki (Model 3-5) verilere göre, fiber post ve temasta olduğu dokuların skewnes metrik skalasına göre benzer renklenmeler oluşturduğu görülmektedir. Bu bölgeler diğer model elemanlarından daha düşük Von Mises eşdeğer gerilmesi gösterdi.

Yapılan çalışmada araştırılan; farklı kuron altyapıların lezyonlu dişler üzerindeki gerilme dağılımına etkisinin doğrulanmasına yönelik herhangi bir SEA çalışması bulunmadığından, benzer metodolojiyle literatüre katkı sağlayan araştırmalar dahilinde değerlendirmeler yapılmıştır.

Jang ve ark. (358) maksiller santral diş üzerindeki çalışmalarında, apikal kök rezeksiyon miktarının ve periodontal kemik kaybı miktarının biyomekanik cevapla olan ilişkisini araştırmış; sağlıklı diş, 6 mm çapında periapikal lezyonlu diş, kök rezeksiyonu yapılan diş ve iyileşme sonrası döneme ait diş olmak üzere toplam 4 model oluşturmuşlardır. Elde ettikleri verilere göre apikal kök rezeksiyonu işlemlerine kıyasla periodontal kemik kaybı görülen vakaların dişler üzerinde daha fazla biyomekanik yanıt değişikliğine sebep olduğu görülmüştür. Cho ve Kim (359) bu verileri; kökün apikalini destekleyen bölgenin yüzey alanı miktarı sebebiyle olduğunu ifade etmişlerdir. Ayrıca, yaptıkları çalışmada (359) oluşan gerilmelerin apikal üçlüden ziyade kökün servikal üçlüsünde yoğunlaştığını vurgulamışlardır. Kalkwarf ve ark. (360) 2 farklı bölgede oluşan kemik desteği kaybını (periapikal ve periodontal) kıyaslayarak apikal bölgedeki kemik desteği kaybının, dişteki biyomekanik cevabı daha az etkilediği sonucuna varmışlardır. Monteiro ve ark. (361) farklı rezeksiyon açılarını içeren modeller ile yapılan SEA çalışmasında, 90^0 yapılan apikal rezeksiyonlarda; fiber post, siman ve kök dentininde oluşan stresin daha homojen dağılım gösterdiğini bildirilmişlerdir. Çalışmamızda apikal bölgede oluşturulan lezyonlu diş modellerinin verileri (Model 2-5) kontrol grubu olan sağlıklı diş modellerine kıyasla (Model 1) farklılıklar göstermektedir. Fakat, model bileşenlerindeki değişkenlerden dolayı (GP, kompozit rezin, fiber post, kuron restorasyonlar) sadace lezyon kaynaklı bir artış olduğuna dair değerlendirme yapılamaz. Koranal bölgedeki değişen kuron materyallerini simule eden modellerin (Model 3-5) gerilme dağılımlarında benzerlik görülmektedir. E-max materyalinin kullanıldığı modelde (Model 5) değerlerin daha

yüksek çıktığı görülmüş ancak diş veya lezyon üzerinde yıkıcı bir deformasyon dağılımı oluşmamıştır.

Petcu ve ark. (362) kronik apikal periodontitisli dişleri modellerken oluşan granülasyon dokusunun boşluğunu simule etmek için kemiğe gömmeyerek, sağlıklı diş modelinde ise trabeküler kemikle temasta olacak şekilde modellemiş, oklüzal kuvvetin uygulandığı alanda oluşan Von Mises eşdeğer gerilmeleri ve dişlerin servikaliyle o bölgeye komşu olan kemikte yüksek kompresyon gerilmelerinin oluştuğunu; ancak diş modellerinde yıkıcı etki oluşturmadığını bildirmişlerdir. Ayrıca, aynı çalışmada, diş modellerinde oluşan toplam deformasyona bakılmış ve maksimum deformasyon, kuronun insizal üçlüsünde gözlenerek apikale doğru azalma şeklinde seyretmiştir. Diş model anatomileri çalışmamızla farklılıklar göstersede, gerilme yoğunluklarının izlendiği bölgeler benzerdir. Çalışmamızın alveol kemikte verileri Petcu ve ark. (362)'nın verilerinin gösterdiği gibi kortikal kemikte dişin servikaline yakın olan bölgede en yüksek gerilmeler şeklinde izlenmiştir. Kök çevresi boyunca trabeküler kemiğin değerleri apikal bölgeye doğru azalmıştır. Çalışmamızın deformasyon verileri aynı çalışmayla (362) benzerlik göstermektedir. Deformasyonun insizalde yoğunlaşarak servikale gidildikçe azalması, trabeküler ve kortikal kemikle destekleniyor olması oluşan deformasyonun diş modellerinde yıkıcı bir etki yaratmadığını göstermektedir.

Belli ve ark. (279) endo-perio lezyonlu mandibular premolar dişleri SEA yöntemiyle 4 farklı model oluşturarak incelediklerinde; kontrol modeline kıyasla, periodontal hastalıkların simule edildiği diğer modellerdeki gerilmeler önemli ölçüde artmıştır. En yüksek Von Mises eşdeğer gerilmeleri kuvvet uygulanan bukkal kaspta izlenmiştir. Aynı araştırmacıların diğer bir çalışmasında (277); mandibular premolar diş için primer endontik, primer endodontik sekonder periodontal tutulumlu ve gerçek kombine lezyonları SEA ile modellenip, lezyonsuz diş modeli kontrol grubu olarak kullanılmıştır. Oluşturulan modeller, kök kanalları dolgulu, cam fiber veya metal postlu, kompozit rezin kor ve tam seramik kuron restorasyonlu tasarlanmış. Buna göre primer endodontik lezyon varsa, fiber postlar, kor yapısında ve kökün koronal üçte birlik kısmında avantaj sağlamaktadır. Fiber post modellerinde metal post modellerine göre düşük ve daha homojen gerilme dağılımı gözlemlenmiştir.(277) Periapikal lezyon

varlığında, cam fiber postların kök yapısını koruyabildiği söylenmiştir. Çalışmamızda ise benzer veriler elde edilerek, fiber post içeren tüm modellerde kor yapısında ve kökte düşük ve homojen gerilme dağılımları izlenmiştir.

Gomes ve ark. (278) farklı miktarda zayıflatılmış kök dentin duvarlarına sahip, KKT'li, fiber postlu maksiller kanin dişleri içeren ve aynı zamanda metal destekli kuronlarla restore edilen, modeller ile SEA çalışması yapmış, KKT'li dişlerin, zayıflayan kök dentin duvarlarından ve uygulanan rekonstrüktif teknikten bağımsız olarak, benzer stres dağılımları gösterdiğini bildirmişlerdir. Bu çalışmada da 4 mm'lik periapikal lezyona sahip KKT'li ve fiber postlu Model 3-5'te benzer stres dağılımları sergilediği bulundu. Gomes ve ark. (278) kuron bölgesi ve kullanılan materyaller tüm modellerde standartken, kök anatomisi değişkenlik göstermiş, yaptığımız çalışmada kurondaki değişken materyaller analiz edilmiştir. Kullanılan diş numarası, uygulanan kuvvet ve model planlamaları üzerinde farklılıklar olsa da 2 araştırmada da oluşturulan modeller kendi aralarında benzer gerilme dağılımları sergilediğinden elde edilen veriler aynı doğrultudadır.

Bu çalışmanın temel limitasyonu; SEA çalışmalarıyla intraoral koşulların birebir taklit edilememesidir. Diğer sınırlamalar şu şekilde ifade edilmektedir; ağız ortamında oluşan kuvvetlerin hem statik hem dinamik yapıya sahip olması, oral aktiviteler sonucu oluşan termal geçişler, bunlara örnek oluşturabilir. Modellenen dişlerin anatomik yapıları her insanda bire bir aynı değilken bu çalışmalarda ideal diş form ve yapıları standardize edilerek çalışılmaktadır. SEA çalışmaları sayısal bilgilerin modellemeye dönüştürülmesiyle gerçekleştirilirken tam olarak doğrulanamamaktadır.(294) Ayrıca klinik yorgunluğa neden olabilecek faktörlerin test edilmesi de mümkün değildir. Bu nedenlerle çalışma sonucunda elde edilen veriler klinik uygulamalarla bire bir örtüşmediğinden yorumlarda göz ardı edilmemelidir. Bu çalışma, farklı kuron alternatiflerine yönelik yapılacak olan uzun süre takipli klinik *in vivo* araştırmalarıyla desteklenebilir.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Farklı kuron alternatiflerinin; KKT'li, apikal lezyonlu, fiber postlu diş bileşenleri üzerinde oluşturacağı etkinin SEA yöntemi ile incelendiği bu çalışmada, aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir;

1. Sağlıklı diş dahil tüm modellerde diş üzerinde oluşan maksimum eşdeğer gerilme bukkal kole bölgesi oldu.

2. Oluşturulan tüm modellerde oklüzal yük uygulanması sonucu oluşan Von Mises eşdeğer gerilmelerinin tüm bileşenler için benzer dağılım sergilediği görüldü.

3. Farklı kuron materyalleri ile oluşturulan SEA modellerinde, kök yüzeyi boyunca oluşan gerilme değerleri arasında farklılıklar oluştu.

4. Apikal lezyonlu KKT'li dişler için yapılan kuron restorasyon modelleri (Model 3-5) sadece kompozit dolguyla tedavi seçeneğini simüle eden modele göre (Model 2) daha fazla maksimum Von Mises gerilmeleri (Model 2: 80,39 MPa, Model 3: 124,6 MPa, Model 4:124,4 MPa, Model 5: 136,0 MPa) gösterdi.

5. Apikal lezyon bulunduran tüm modellerde (Model 2-5), lezyon bölgeleri trabeküler kemikle beraber düşük gerilmelerin izlendiği alanlardan oldu.

6. Alveolar kemikteki gerilmelerde, kortikal kemik tarabeküler kemikten daha fazla etkilendi. En yüksek değerlerin izlendiği bölge diş servikal hattıyla temasta olan kortikal kemik bölgesi oldu. Servikal hattan apikal bölgeye doğru alveol kemikte oluşan gerilmelerde düşüş izlendi.

Çalışmamızdaki sonuçlara göre, klinik uygulamalarda lezyonlu KKT'li dişlerin zorunlu olmadıkça, post uygulanarak kuron protezler ile kaplanması yerine ilk seçeneğin konvansiyonel tedavi seçeneği olan kompozit dolgu restorasyonlar olması gerektiği söylenebilir. Kuron protez uygulaması zorunlu ise de biyomekanik açıdan zirkonya veya metal destekli protezlerin tercih edilmesi avantajlı olacaktır. Dentoalveolar yapı dahilinde oluşan gerilme konsantrasyonlarının, potansiyel başarısızlık sebebi olabileceğinden,

yapılan araştırmanın sonuçları; apikal lezyonlu KKT görmüş dişlerin prognozunun, biyomekanik perspektiften değerlendirilmesi açısından yararlı bulunmaktadır. Gelecekte bu konu üzerine daha fazla çalışma yapılarak, araştırmaların klinik bulgularla da desteklenmesi faydalı olacaktır.

KAYNAKLAR

1. Boucher Y, Matossian L, Rilliard F, Machtou P. Radiographic evaluation of the prevalence and technical quality of root canal treatment in a French subpopulation. Int Endod J.2002;35(3):229-38.
2. Gökçek, M. Bodrumlu, E.H. Vital Pulpa Tedavilerinde Güncel Yaklaşimlar. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2015;26(4).
3. Alaçam T. Endodonti. Özyurt matbağacılık. 2012.
4. Ørstavik D. Time-course and risk analyses of the development and healing of chronic apical periodontitis in man. Int Endod J. 1996;29(3):150-5.
5. Evangelinaki E, Tortopidis D, Kontonasaki E, Fragou T, Gogos C, Koidis P. Effect of a crown ferrule on the fracture strength of endodontically treated canines restored with fiber posts and metal-ceramic or all-ceramic crowns. Int J Prosthodont. 2013;26(4).
6. Barcellos RR, Correia DPD, Farina AP, Mesquita MF, Ferraz CCR, Cecchin D. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with intra-radicular post: the effects of post system and dentine thickness. J Biomech. 2013;46(15):2572-7.
7. Santos A, Meira J, Tanaka C, Xavier T, Ballester R, Lima R, et al. Can fiber posts increase root stresses and reduce fracture? J Dent Res. 2010;89(6):587-91.
8. Furuya Y, Huang S-H, Takeda Y, Fok A, Hayashi M. Fracture strength and stress distributions of pulpless premolars restored with fiber posts. Dent Mater J. 2014;33(6):852-8.
9. Mangold JT, Kern M. Influence of glass-fiber posts on the fracture resistance and failure pattern of endodontically treated premolars with varying substance loss: an in vitro study. J Prosthet Dent. 2011;105(6):387-93.
10. Juloski J, Fadda G, Monticelli F, Fajó-Pascual M, Goracci C, Ferrari M. Four-year survival of endodontically treated premolars restored with fiber posts. J Dent Res. 2014;93(7_suppl):52S-8S.
11. Van der Varst P, Schafer R. Failure behaviour of fatigue tested post and cores. J Dent Res. 1992;71:1145-50.

12. A. Alharbi F, Nathanson D, Morgano SM, Baba NZ. Fracture resistance and failure mode of fatigued endodontically treated teeth restored with fiber-reinforced resin posts and metallic posts in vitro. Dent Traumatol. 2014;30(4):317-25.

13. Goldberg A, Burstone C. The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. Dent Mater J. 1992;8(3):197-202.

14. Eskitaşcıoğlu G, Belli S, Kalkan M. Evaluation of two post core systems using two different methods (fracture strength test and a finite elemental stress analysis). J Endod. 2002;28(9):629-33.

15. Dupont R. Large ceramo-metallic restorations. Int Dent J. 1968;18(2):288-308.

16. Yavuzyılmaz H. Metal destekli estetik (veneer-kaplama) kronlar (Üçüncü Baskı). Ankara: Gazi Kitabevi; 2013.

17. Manicone PF, Iommetti PR, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. J. Dent. 2007;35(11):819-26.

18. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. Dent Mater J. 2002;18(8):590-5.

19. Manns A, Miralles R, Valdivia J, Bull R. Influence of variation in anteroposterior occlusal contacts on electromyographic activity. J Prosthet Dent. 1989;61(5):617-23.

20. Hsu K-W, Shen Y-F. Esthetic restoration of infraoccluded retained primary mandibular incisors with allceramic crowns in adult dentition. Chang Gung Med J. 2004;27(12):911-17.

21. Zarone F, Russo S, Sorrentino R. From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. Dent Mater J. 2011;27(1):83-96.

22. Conrad HJ, Seong W-J, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. J Prosthet Dent. 2007;98(5):389-404.

23. 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. Open Dent J. 2018;12:219.

24. Moris I, Moscardini CA, Moura LKB, Silva-Sousa YTC, Gomes EA. Evaluation of stress distribution in endodontically weakened teeth restored with different crown materials: 3D-FEA analysis. Braz Dent J. 2017;28:715-9.

25. Riccioli GA. Glossary of endodontic terms drawn up by the endodontic study group. Mondo Odontostomatol. 1973;15(4):465-8.
26. Hargreaves K, Berman L. Cohen's pathways of the pulp. St. Louis. Elsevier; 2016.
27. Alaçam T. Endodonti Nobel Kitabevi, s: 71-116. Ankara; 2011.
28. Berman LH. Dentinal sensation and hypersensitivity: a review of mechanisms and treatment alternatives. J Periodontol. 1985;56(4):216-22.
29. Siqueira Jr JF. Endodontic infections: concepts, paradigms, and perspectives. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2002;94(3):281-93.
30. Torabinejad M, Walton RE. Periradicular lesions. In Ingle JI, Bakland LK, eds. Endodontics. Fifth Edition. Hamilton, London: BC Decker Inc, 2002: 175-201.
31. Nair PR. Apical periodontitis: a dynamic encounter between root canal infection and host response. Periodontology 2000. 1997;13(1):121-48.
32. Abbott P. The periapical space--a dynamic interface. Annals of the Royal Australasian College of Dental Surgeons. 2000;15:223-34.
33. Glass BJ, Van Dis ML, Langlais RP, Miles DA. Xerostomia: diagnosis and treatment planning considerations. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology. 1984;58(2):248-52.
34. Torabinejad M FA, Walton R. Endodontics: 5th ed. Hamilton: BC Decker Inc., 2002; 175-201.
35. MK. Ç. Endodontide tanı ve tedaviler. İstanbul: Nobel Matbaacılık,2006;463-4.
36. Aydin M. Endodontik mikrobiyoloji. Ed: Alaçam T Endodonti, Barış Yayın Evi, Ankara. 2000.
37. Yu C, Abbott PV. An overview of the dental pulp: its functions and responses to injury. Aust Dent J. 2007;52 Aust Dent J.:S4-S6.
38. Morse DR, Furst ML, Lefkowitz RD, D'Angelo D, Esposito JV. A comparison of erythromycin and cefadroxil in the prevention of flare-ups from asymptomatic teeth with pulpal necrosis and associated periapical pathosis. Oral surgery, oral medicine, oral pathology. 1990;69(5):619-30.
39. Schilder H. Cleaning and shaping the root canal. Dent Clin North Am. 1974;18:269-96.

40. Torabinejad M, White SN. Endodontic treatment options after unsuccessful initial root canal treatment: alternatives to single-tooth implants. J Am Dent Assoc. 2016;147(3):214-20.
41. 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.
42. Möller ÅJ, Fabricius L, Dahlen G, Öhman AE, Heyden G. Influence on periapical tissues of indigenous oral bacteria and necrotic pulp tissue in monkeys. Eur J Oral Sci. 1981;89(6):475-84.
43. Zaleckiene V, Peciuliene V, Brukiene V, Drukteinis S. Traumatic dental injuries: etiology, prevalence and possible outcomes. Stomatologija. 2014;16(1):7-14.
44. Nair PR. Light and electron microscopic studies of root canal flora and periapical lesions. J Endod. 1987;13(1):29-39.
45. Friedman S. Treatment outcome and prognosis of endodontic therapy. Essential endodontology; prevention and treatment of apical periodontitis. 1998:367-401.
46. Endodontology ESo. Quality guidelines for endodontic treatment: consensus report of the European Society of Endodontology. Int Endod J.2006;39(12):921-30.
47. Strindberg LZ. The dependence of the results of pulp therapy on certain factors-an analytical study based on radiographic and clinical follow-up examination. Acta Odontol Scand. 1956;14:1-175.
48. Molven O, Halse A. Success rates for gutta-percha and Kloroperka N-Ø root fillings made by undergraduate students: radiographic findings after 10–17 years. Int Endod J.1988;21(4):243-50.
49. Fristad I, Molven O, Halse A. Nonsurgically retreated root filled teeth–radiographic findings after 20–27 years. Int Endod J. 2004;37(1):12-8.
50. Molven O, Halse A, Fristad I, MacDonald-Jankowski D. Periapical changes following root-canal treatment observed 20-27 years postoperatively. Int Endod J. 2002;35(9):784-90.
51. Bhaskar SN. Oral surgery—oral pathology conference no. 17, Walter Reed Army Medical Center: Periapical lesions—Types, incidence, and clinical features. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology. 1966;21(5):657-71.

52. Ørstavik D, Ford TPP. Fundamentos da endodontia: prevenção e tratamento da periodontite apical: Livraria Santos Editora; 2004.

53. Şahinkesen G, Merkezi GDHB. Endodontide" retreatment. Gülhane TD. 2006;48:59-61.

54. Ørstavik D, Kerekes K, Eriksen HM. The periapical index: a scoring system for radiographic assessment of apical periodontitis. Dent Traumatol. 1986;2(1):20-34.

55. ÖRSTAVIK D. Reliability of the periapical index scoring system. Eur J Oral Sci. 1988;96(2):108-11.

56. Figdor D. Apical periodontitis: a very prevalent problem. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 2002;94(6).

57. Torres-Lagares D, Segura Egea JJ, Rodríguez-Caballero A, Llamas Carreras JM, Gutiérrez Pérez JL. Treatment of a Large Maxillary Cyst with Marsupialisation, Decompression, Surgical Endodontic Therapy and Enucleation. J Can Dent Assoc. 77, b87-b87. 2011.

58. Nair PR, Pajarola G, Schroeder HE. Types and incidence of human periapical lesions obtained with extracted teeth. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 1996;81(1):93-102.

59. Simon JH. Incidence of periapical cysts in relation to the root canal. J Endod. 1980;6(11):845-8.

60. Friedman S. Prognosis of initial endodontic therapy. Endodontic topics. 2002;2(1):59-88.

61. Ng YL, Mann V, Gulabivala K. A prospective study of the factors affecting outcomes of nonsurgical root canal treatment: part 1: periapical health. Int Endod J. 2011;44(7):583-609.

62. Yee K, Bhagavatula P, Stover S, Eichmiller F, Hashimoto L, MacDonald S, et al. Survival rates of teeth with primary endodontic treatment after core/post and crown placement. J Endod. 2018;44(2):220-5.

63. Yu VSH, Messer HH, Yee R, Shen L. Incidence and impact of painful exacerbations in a cohort with post-treatment persistent endodontic lesions. J Endod. 2012;38(1):41-6.

64. Chugal NM, Clive JM, Spångberg LS. Endodontic treatment outcome: effect of the permanent restoration. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2007;104(4):576-82.

65. Vire DE. Failure of endodontically treated teeth: classification and evaluation. J Endod. 1991;17(7):338-42.

66. Fennis WM, Kuijs RH, Kreulen CM, Roeters FJM, Creugers NH, Burgersdijk RC. A survey of cusp fractures in a population of general dental practices. Int J Prosthodont. 2002;15(6):559-63.

67. Aquilino SA, Caplan DJ. Relationship between crown placement and the survival of endodontically treated teeth. J Prosthet Dent. 2002;87(3):256-63.

68. VÀrlan C, Dimitriu B, VÀrlan V, Bodnar D, Suciu I. Current opinions concerning the restoration of endodontically treated teeth: basic principles. J Med Life. 2009;2(2):165.

69. Heling I, Gorfil C, Slutzky H, Kopolovic K, Zalkind M, Slutzky-Goldberg I. Endodontic failure caused by inadequate restorative procedures: review and treatment recommendations. J Prosthet Dent. 2002;87(6):674-8.

70. Summitt JB, Robbins JW, Schwartz RS. Fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach. 2001.

71. Üstün S. Endodontik Tedavili Dişlerin Restorasyonunda Adeziv Yaklaşimlar: Literatür Derlemesi. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2019;46(2):127-36.

72. Einhorn M, DuVall N, Wajdowicz M, Brewster J, Roberts H. Preparation ferrule design effect on endocrown failure resistance. J Prosthodont. 2019;28(1):e237-e42.

73. Ramirez-Sebastia A, Bortolotto T, Roig M, Krejci I. Composite vs ceramic computer-aided design/computer-assisted manufacturing crowns in endodontically treated teeth: analysis of marginal adaptation. Oper Dent. 2013;38(6):663-73.

74. Gegauff AG. Effect of crown lengthening and ferrule placement on static load failure of cemented cast post-cores and crowns. J Prosthet Dent. 2000;84(2):169-79.

75. Hunter A, Flood A. The restoration of endodontically treated teeth. Part 1. Treatment planning and restorative principles. Aust Dent J. **1**988;33(6):481-90.

76. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. J Endod. 2004;30(5):289-301.

77. Aydemir M, Bağlar S. Post-Kor Sistemlerinin Güncel Sınıflandırılması. Turkiye Klinikleri Dishekimligi Bilimleri Dergisi. 2019;25(3).

78. Alaçam T, Nalbant L, Alaçam A. Alaçam, T., Nalbant, L., Alaçam, A., İleri Restorasyon Teknikleri, Polat Yayınları, Ankara, 1998. 1998.

79. Stockton LW. Factors affecting retention of post systems: a literature review. J Prosthet Dent. 1999;81(4):380-5.

80. Mattison GD. Photoelastic stress analysis of cast-gold endodontic posts. J Prosthet Dent. 1982;48(4):407-11.

81. Öz ÖP, Seçilmiş A, Aydın C. Post systems in prosthetic dentistry. Gaziantep Med J. 2015;21(1):51-5.

82. Pilo R, Cardash HS, Levin E, Assif D. Effect of core stiffness on the in vitro fracture of crowned, endodontically treated teeth. J Prosthet Dent. 2002;88(3):302-6.

83. McLean A. Predictably restoring endodontically treated teeth. J Can Dent Assoc. 1998;64:782-7.

84. Karaçolak G TL. Geçmişten günümüze postlar, yapiştirici simanlar ve kor materyallerİ. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi 2015; 25(1).

85. Saunders W, Saunders E. Coronal leakage as a cause of failure in root-canal therapy: a review. Dent Traumatol. 1994;10(3):105-8.

86. Gutmann JL. Preparation of endodontically treated teeth to receive a post-core restoration. J Prosthet Dent. 1977;38(4):413-9.

87. Saunders E, Saunders W. The heat generated on the external root surface during post space preparation. Int Endod J. 1989;22(4):169-73.

88. Kaplowitz GJ. Evaluation of Gutta-percha solvents. J Endod. 1990;16(11):539-40.

89. Stephen C, Richard C. Orofacial Dental Pain Emergencies. Pathways of the pulp 8th ed, Mosby, p61-68. 2002.

90. Lloyd PM, Palik JF. The philosophies of dowel diameter preparation: a literature review. J Prosthet Dent. 1993;69(1):32-6.

91. Kwiatkowski SJ, Geller W. A preliminary consideration of the glass-ceramic dowel post and core. Int J Prosthodont. 1989;2(1).

92. Standlee J, Caputo A, Hanson E. Retention of endodontic dowels: effects of cement, dowel length, diameter, and design. J Prosthet Dent. 1978;39(4):400-5.

93. Sorensen JA, Engelman MJ. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. J Prosthet Dent. 1990;63(5):529-36.
94. Stankiewicz N, Wilson P. The ferrule effect: a literature review. Int Endod J. 2002;35(7):575-81.
95. Zhi-Yue L, Yu-Xing Z. Effects of post-core design and ferrule on fracture resistance of endodontically treated maxillary central incisors. J Prosthet Dent. 2003;89(4):368-73.
96. Freeman MA, Nicholls JI, Kydd WL, Harrington GW. Leakage associated with load fatigue-induced preliminary failure of full crowns placed over three different post and core systems. J Endod. 1998;24(1):26-32.
97. Cormier CJ, Burns DR, Moon P. In vitro comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic, and conventional post systems at various stages of restoration. J Prosthodont. 2001;10(1):26-36.
98. Fernandes AS, Shetty S, Coutinho I. Factors determining post selection: a literature review. J Prosthet Dent. 2003;90(6):556-62.
99. Torabinejad M, Fouad A, Shabahang S. Endodontics e-book: Principles and practice: Elsevier Health Sciences; 2020.
100. Gutmann JL. The dentin-root complex: anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. J Prosthet Dent. 1992;67(4):458-67.
101. Caputo A. Standlee,“Biomechanics in clinical dentistry”, Chicago. Quintessence. 1987:19-23.
102. Altinci P, Kiremitçi A. Endodontik tedavili dişlerin restorasyonu. Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Derg(Clinical Dentistry and Research). 2007;31(3):102-13.
103. Naumann M, Blankenstein F, Dietrich T. Survival of glass fibre reinforced composite post restorations after 2 years—an observational clinical study. J. Dent. 2005;33(4):305-12.
104. Gelfand M. A preliminary comparative study of the retentive properties of four post and core systems in etched preparations. J Can Dent Assoc. 1992;58(8):665-6, 9-70.
105. Torabinejad M WR, Fouad A. Endodontics-e-book: Principles and practice: Elsevier Health Sciences;2014.

106. Ferrari M, Scotti R. Fiber posts: characteristics and clinical applications. Roma: Ed Masson. 2002;12(4):1-5.

107. de Amorim Demarchi MG, Sato EFL. Leakage of interim post and cores used during laboratory fabrication of custom posts. J Endod. 2002;28(4):328-9.

108. Chan FW, Harcourt JK, Brockhurst PJ. The effect of post adaptation in the root canal on retention of posts cemented with various cements. Aust Dent J. 1993;38(1):39-45.

109. Chapman K, Worley J, Von Fraunhofer J. Retention of prefabricated posts by cements and resins. J Prosthet Dent. 1985;54(5):649-52.

110. Rosenstiel SF, Land M, Fujimoto J, Cockerill J. Contemporary fixed prosthodontics. St. Louis. Mosby, Inc. 2001;2001:380-416.

111. Naumann M, Sterzenbach G, Franke A, Dietrich T. Randomized controlled clinical pilot trial of titanium vs glass fiber prefabricated posts: Preliminary results after up to 3 years. Int J Prosthodont. 2007;20(5).

112. Koutayas SO, Kern M. All-ceramic posts and cores: the state of the art. Quintessence Int. 1999;30(6).

113. Morgano SM, Brackett SE. Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. J Prosthet Dent. 1999;82(6):643-57.

114. Cagidiaco MC, Radovic I, Simonetti M, Tay F, Ferrari M. Clinical performance of fiber post restorations in endodontically treated teeth: 2-year results. Int J Prosthodont. 2007;20(3).

115. Ottl P, Hahn L, Lauer HC, Fay M. Fracture characteristics of carbon fibre, ceramic and non-palladium endodontic post systems at monotonously increasing loads. J Oral Rehabil. 2002;29(2):175-83.

116. Hochman N, Zalkind M. New all-ceramic indirect post-and-core system. J Prosthet Dent. 1999;81(5):625-9.

117. Yerliyurt K. Restoratif diş hekimliğinde zirkonyum uygulamaları. Kocatepe Tıp Dergisi. 2014;15(2):202-6.

118. Hedlund S-O, Johansson NG, Sjögren G. Retention of prefabricated and individually cast root canal posts in vitro. Br Dent J. 2003;195(3):155-8.

119. Morgano SM, Rodrigues AH, Sabrosa CE. Restoration of endodontically treated teeth. Dental Clinics. 2004;48(2):397-416.
120. Pest LB, Cavalli G, Bertani P, Gagliani M. Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. Dent Mater J. 2002;18(8):596-602.
121. 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. Int J Prosthodont. 2000;13(6).
122. Uzun G, Hersek N, Tincer T. Effect of five woven fiber reinforcements on the impact and transverse strength of a denture base resin. J Prosthet Dent. 1999;81(5):616-20.
123. Ferrari M, Mannocci F, Vichi A, Cagidiaco MC, Mjör I. Bonding to root canal: Structural characteristics of the substrate. Am J Dent. 2000;13(5):255-60.
124. Bateman G, Ricketts D, Saunders W. Fibre-based post systems: a review. Br Dent J. 2003;195(1):43-8.
125. Martinez-Insua A, Da Silva L, Rilo B, Santana U. Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core. J Prosthet Dent. 1998;80(5):527-32.
126. Nağaş IÇ, Uzun G. Position of fiber-reinforced composites in prosthetic applications. Article in Turkish] Hacettepe Diş Hek Fak Derg. 2009;33:49-60.
127. 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.
128. Galhano GÁ, Valandro LF, De Melo RM, Scotti R, Bottino MA. Evaluation of the flexural strength of carbon fiber-, quartz fiber-, and glass fiber-based posts. J Endod. 2005;31(3):209-11.
129. Fredriksson M, Astbäck J, Pamenius M, Arvidson K. A retrospective study of 236 patients with teeth restored by carbon fiber-reinforced epoxy resin posts. J Prosthet Dent.. 1998;80(2):151-7.
130. Ferrari M, Vichi A, Mannocci F, Mason PN. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. Am J Dent. 2000;13(Spec No):9B-13B.

131. Freedman G. The carbon fibre post: metal-free, post-endodontic rehabilitation. Oral Health. 1996;86(2):23-30.

132. Torbjörner A, Karlsson S, Syverud M, Hensten-Pettersen A. Carbon fiber reinforced root canal posts Mechanical and cytotoxic properties. Eur J Oral Sci. 1996;104(5-6):605-11.

133. Rosato DV, Rosato DV. Reinforced plastics handbook: Elsevier; 2004.

134. Lassila LV, Tanner J, Le Bell A-M, Narva K, Vallittu PK. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. Dent Mater J. 2004;20(1):29-36.

135. Perdigão J, Gomes G, Lee IK. The effect of silane on the bond strengths of fiber posts. Dent Mater J. 2006;22(8):752-8.

136. Kremeier K, Fasen L, Klaiber B, Hofmann N. Influence of endodontic post type (glass fiber, quartz fiber or gold) and luting material on push-out bond strength to dentin in vitro. Dent Mater J. 2008;24(5):660-6.

137. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials. 1999;20(1):1-25.

138. Miller T. A new material for periodontal splinting and orthodontic retention. Compendium (Newtown, Pa). 1993;14(6):800, 2-4, 6 passim; quiz 12.

139. Macpherson L, Smith B. Reinforcement of weakened cusps by adhesive restorative materials: an in-vitro study. Br Dent J. 1995;178(9):341-4.

140. Trope M, Tronstad L. Resistance to fracture of endodontically treated premolars restored with glass ionomer cement or acid etch composite resin. J Endod. 1991;17(6):257-9.

141. Bavbek AB, Korkmaz T, Yilmaz C. Fiber ile güçlendirilmiş kompozit postların mekaniği. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2007;24(3):187-92.

142. Kıvanç BH, Arısu HD, Üçtaşlı MB, Okay TC. The effect of different adhesive system applications on push-out bond strengths of glass fiber posts. J Adv Prosthodont. 2013;5(3):305-11.

143. Yazdanie N, Mahood M. Carbon fiber acrylic resin composite: an investigation of transverse strength. J Prosthet Dent. 1985;54(4):543-7.

144. Soares CJ, Mitsui F, Neto FH, Marchi GM, Martins L. Radiodensity evaluation of seven root post systems. Am J Dent. 2005;18(1):57-60.

145. Smith CT, Schuman NJ, Wasson W. Biomechanical criteria for evaluating prefabricated post-and-core systems: A guide for the restorative dentist. Quintessence Int.1998;29(5).

146. Hill EE. Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations. Dental Clinics of North America. 2007;51(3):643-58.

147. Pegoraro TA, da Silva NR, Carvalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. Dental Clinics of North America. 2007;51(2):453-71.

148. Zaimoğlu A, Can, G., Ersoy, A.E., Aksu, L., . Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara: Ankara Üniv. Basımevi; 1993: 461.

149. Wassell R, Barker D, Steele J. Crowns and other extra-coronal restorations: try-in and cementation of crowns. Br Dent J. Br Dent J. 2002;193(1):17-28.

150. Tarı T. Farklı Yapıştırıcı Ajanlarla Simante Edilen Zirkonyum Oksit Seramik Kuronların Retansiyon Dirençlerinin İn-vitro Olarak Karşılaştırılması (Doktora Tezi). İstanbul: İstanbul Üniversitesi; 2010.

151. Doğar A. Fiber-Post Işık Geçigenli ğinin Dual-Cure Rezin Siman Polimerizasyon Dönüşümüne ve Viskoelastik Davranışına Etkisinin İncelenmesi (Doktora Tezi). Ankara: Hacettepe Üniversitesi; 2010.

152. McLean JW, Wilson AD, Prosser HJ. Development and use of water-hardening glass-ionomer luting cements. J Prosthet Dent. 1984;52(2):175-81.

153. McLean J. The clinical use of glass-ionomer cements. Dental Clinics of North America. 1992;36(3):693-711.

154. O'Brien WJ. Dental materials and their selection, 2002. Quintessence. 2002.

155. Akaltan F. Yapıstırma simanları. TDBD. 2002;71:58-63.

156. Akinmade A, Nicholson J. Glass-ionomer cements as adhesives. J Mater Sci Mater Med. 1993;4(2):95-101.

157. Strutz JM, White SN, Yu Z, Kane CL. Luting cement-metal surface physicochemical interactions on film thickness. J Prosthet Dent. 1994;72(2):128-32.

158. Dündar C. Siman Kalınlığının Tam Seramik Sistemlerinin Bağlanma Dayanımı Üzerindeki Etkisi (Doktora Tezi). Adana: Çukurova Üniversitesi; 2009.

159. Dayangaç B. Kompozit rezin restorasyonlar: Güneş Kitabevi; 2000.

160. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. Journal of Adhesive Dentistry. 2008;10(4).
161. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. J Prosthet Dent. 1999;81(2):135-41.
162. Ogunyinka A. The bond of two adhesive resins to alumina blasted and heat-treated gold alloy surfaces. J Oral Rehabil. 2000;27(5):403-6.
163. Roulet F, Degrange M. Adhesion: The silent revolution in dentistry: Quintessence books; 2000.
164. De Munck Jd, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. J Dent Res. 2005;84(2):118-32.
165. Reis A, Pellizzaro A, Dal-Bianco K, Gomes O, Patzlaff R, Loguercio AD. Impact of adhesive application to wet and dry dentin on long-term resin-dentin bond strengths. Oper Dent. 2007;32(4):380-7.
166. Dal-Bianco K, Pellizzaro A, Patzlaft R, de Oliveira Bauer JR, Loguercio AD, Reis A. Effects of moisture degree and rubbing action on the immediate resin–dentin bond strength. Dent Mater J. 2006;22(12):1150-6.
167. Öz ÖP, Seçilmiş A, Aydin C. Adezyon ve Rezin Simanlar. ADO Klinik Bilimler Dergisi.7(1):1441-7.
168. Boff LL, Grossi ML, Burneff Jr LH, Shinkai RSA. Effect of the activation mode of post adhesive cementation on push-out bond strength to root canal dentin. Quintessence Int. 2007;38(5).
169. da Silva MP, Barceleiro MO, Dias K, Zanin F. Shear bond strength of two adhesive systems bonded to Er: YAG laser-prepared dentin. General dentistry. 2011;59(3):e96-100.
170. Zicari F, Couthino E, De Munck J, Poitevin A, Scotti R, Naert I, et al. Bonding effectiveness and sealing ability of fiber-post bonding. Dent Mater J. 2008;24(7):967-77.
171. Radovic I, Mazzitelli C, Chieffi N, Ferrari M. Evaluation of the adhesion of fiber posts cemented using different adhesive approaches. Eur J Oral Sci. 2008;116(6):557-63.
172. Mannocci F, Sherriff M, Ferrari M, Watson T. Microtensile bond strength and confocal microscopy of dental adhesives bonded to root canal dentin. Am J Dent. 2001;14(4):200-4.

173. Akgungor 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. J Prosthet Dent. 2006;95(5):368-78.

174. 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. Dent Mater J. 2007;23(1):71-80.

175. Anusavice KJ, Phillips R. Science of dental materials. St Louis: WB Saunders. 2003;482.

176. Mount G. Glass ionomers: a review of their current status. Oper Dent. 1999;24:115-24.

177. Tyas M. Three-year clinical evaluation of a polyacid-modified resin composite (Dyract). Oper Dent. 2000;25(3):152-4.

178. Griffen Lcgal, Casamassimo MPS. Compomers as class II restorations in primary molars. Pediatric dentistry. 2001;23(1):24-7.

179. Ruse ND. What is a" compomer"? Journal (Canadian Dental Association). 1999;65(9):500-4.

180. García-Godoy F. Resin-based composites and compomers in primary molars. Dental Clinics of North America. 2000;44(3):541-70.

181. Yavuzyılmaz H, Ulusoy M, Kedici P, Kansu G. Protetik diş tedavisi terimleri sözlüğü. Ankara: Özyurt Matbaacılık. 2003:196.

182. Coşkun A, Yaluğ S. Metal desteksiz porselen sistemleri. Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2002;5:97-102.

183. Sukumaran V, Bharadwaj N. Ceramics in dental applications. Trends in Biomaterials and Artificial Organs. 2006;20(1):7-12.

184. Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. J Am Dent Assoc. 1997;128(3):297-307.

185. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. J Prosthet Dent. 1996;75(1):18-32.

186. Wildgoose DG, Johnson A, Winstanley RB. Glass/ceramic/refractory techniques, their development and introduction into dentistry: A historical literature review. J Prosthet Dent. 2004;91(2):136-43.

187. Tutal Z, Yamaner İş, Tuncer E. Dental Seramiklerin Tarihsel Gelişimi. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2015;25:157-66.

188. Zhang Y, Kelly JR. Dental ceramics for restoration and metal veneering. Dental Clinics. 2017;61(4):797-819.

189. Kirmali Ö. Dental ceramics used in dentistry. Cumhuriyet Dental Journal. 2014;17(3):316-24.

190. Babu PJ, Alla RK, Alluri VR, Datla SR, Konakanchi A. Dental ceramics: part I–an overview of composition, structure and properties. Am J Mater Eng Technol. 2015;3(1):13-8.

191. Rosenstiel S, Land M. Contemporary fixed prosthodontics-e-book: Elsevier Health Sciences; 2015.

192. Shillingburg H, Hobo S, Whitsett L, Jacobi R, Brackett S. Fundamentals of Fixed Prosthodontics. oklahama. Quintessence publishing Co; 2012.

193. Kedici S. Tam seramikler. Türk Diş Hekimliği Birliği Dergisi. 2002;71:78-80.

194. AE E. Diş Hekimliğinde Sabit Protezler. Ankara: Akademisyen tıp kitabevi. 2015.

195. Roberts HW, Berzins DW, Moore BK, Charlton DG. Metal-ceramic alloys in dentistry: a review. J Prosthodont.: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry. 2009;18(2):188-94.

196. Leong D, Chai J, Lautenschlager E, Gilbert J. Marginal fit of machine-milled titanium and cast titanium single crowns. Int J Prosthodont. 1994;7(5).

197. Suleiman SH, von Steyern PV. Fracture strength of porcelain fused to metal crowns made of cast, milled or laser-sintered cobalt-chromium. Acta Odontol Scand. 2013;71(5):1280-9.

198. McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. J Prosthet Dent. 2001;85(1):61-6.

199. R. B. Translusent zirkonya materyalından hazırlanan restorasyonlar ile diş minesinin aşınma etkileşimlerinin profilometre ile incelenmesi. İzmir: Ege Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2014.

200. Edelhoff D, Brix O. All-ceramic restorations in different indications: a case series. J Am Dent Assoc. 2011;142 Suppl 2:14s-9s.

201. Molin MK, Karlsson SL. Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. Int J Prosthodont. 2008;21(3):223-7.

202. Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. Quintessence Int. 2002;33(6).

203. da Cunha LF, Pedroche LO, Gonzaga CC, Furuse AY. Esthetic, occlusal, and periodontal rehabilitation of anterior teeth with minimum thickness porcelain laminate veneers. J Prosthet Dent. 2014;112(6):1315-8.

204. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. Dental Clinics. 2004;48(2):513-30.

205. Beier US, Kapferer I, Dumfahrt H. Clinical long-term evaluation and failure characteristics of 1,335 all-ceramic restorations. Int J Prosthodont. 2012;25(1).

206. Yucel MT, Yondem I, Aykent F, Eraslan O. Influence of the supporting die structures on the fracture strength of all-ceramic materials. Clinical oral investigations. 2012;16(4):1105-10.

207. Bayindir F, Uzun Agdih. Tam Seramik Kuron Sistemleri. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.2007(2).

208. Wall J, Cipra D. Alternative crown systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? Dental Clinics of North America. 1992;36(3):765-82.

209. Hondrum SO. A review of the strength properties of dental ceramics. J Prosthet Dent. 1992;67(6):859-65.

210. Yüksel G, Çekiç C, Özkan P. Metal desteksiz porselen sistemleri. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2000;10(2):79-88.

211. Thompson JY, Anusavice KJ. Effect of surface etching on the flexure strength and fracture toughness of Dicor disks containing controlled flaws. J Dent Res. 1994;73(2):505-10.

212. Hobo S ITI. A New Laminate Veneer Technique Using a Castable Apatite Ceramic Materials. Quintessence Int. 1985:16:451-8.

213. HN. B. İki farklı tam seramik kor materyalinin baskı dayanıklılığı ve marjinal uyumu üzerine farklı marjinal dizayn ve taper açılarının etkisi [Doktora Tezi]. Konya: Selçuk Üniversitesi 2007.

214. Philips RW. Skinner's science of dental materials. 1991.

215. McLean JW. High-strength ceramics. Quintessence Int. 1987;18:97-106.

216. Giordano II RA, Pelletier L, Campbell S, Pober R. Flexural strength of an infused ceramic, glass ceramic, and feldspathic porcelain. J Prosthet Dent. 1995;73(5):411-8.

217. Sulaiman F, Chai J, Wozniak WT. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. Int J Prosthodont. 1997;10(5).

218. Pröbster L, Diehl J. Slip-casting alumina ceramics for crown and bridge restorations. Quintessence Int. 1992;23(1).

219. Yoshinari M, Dérand T. Fracture strength of all-ceramic crowns. Int J Prosthodont. 1994;7(4).

220. Chiche G. Esthetics of anterior fixed prosthodontics. 1994.

221. SH. G. In-Ceram kor destekli porselen kronlarda kor tasarımının dayanıklılığa etkisi [Doktora Tezi]. Ankara: Hacettepe Üniversitesi; 1999

222. Wohlwend A, Strub JR, Schärer P. Metal ceramic and all-porcelain restorations: current considerations. Int J Prosthodont. 1989;2(1).

223. Crispin BJ. Contemporary esthetic dentistry: Practice fundamentals. 1994.

224. Strub JR, Beschnidt SM. Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. Int J Prosthodont. 1998;11(6).

225. Seghi R, Denry I, Brajevic F. Effects of ion exchange on hardness and fracture toughness of dental ceramics. Int J Prosthodont. 1992;5(4).

226. Myers ML, Ergle JW, Fairhurst CW, Ringle RD. Fatigue failure parameters of IPS-Empress porcelain. Int J Prosthodont. 1994;7(6).

227. Leinfelder KF. Porcelain esthetics for the 21st century. J Am Dent Assoc. 2000;131:47S-51S.

228. YK. Y. Porselen kron sistemlerinin estetik ve mekanik özelliklerinin değerlendirilmesi [Doktora Tezi]. Ankara: Ankara Üniversitesi; 2003

229. Schweiger M. IPS Empress 2: A new pressable high-strength glass-eramic for esthetic all-ceramic restorations. QDT (USA). 1999;22:143-51.

230. Sorensen J. The IPS Empress 2 system: defining the possibilities. QDT (USA). 1999;22:153-63.

231. Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. J Prosthet Dent. 2004;92(6):557-62.

232. Ivoclar Vivadent A. The compatible all-ceramic system. Dental Technician and Instructor, Schaan, Liechtenstein. 2005.

233. Mörmann WH, Bindl A. All-ceramic, chair-side computer-aided design/computer-aided machining restorations. Dental Clinics. 2002;46(2):405-26.

234. Pekkan G. Tam seramikler ve dentin arasındaki dualcure rezin simanların kesme ve gerilme dayanıklılığının incelenmesi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi Ankara. 2005.

235. Yavuzyilmaz H, Turhan B, Bavbek B, Kurt E. Tam porselen sistemleri II. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2005;22(1):49-60.

236. Hwang JW, Yang JH. Fracture strength of copy-milled and conventional In-Ceram crowns. J Oral Rehabil. 2001;28(7):678-83.

237. Eidenbenz S, Lehner CR, Schärer P. Copy milling ceramic inlays from resin analogs: a practicable approach with the CELAY system. Int J Prosthodont. 1994;7(2).

238. Sorensen J. The Lava™ all-ceramic system: CAD/CAM Zirconia prosthodontics for the 21st century. Synergy in Dentistry. 2003;2(1):3-6.

239. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. Dent Mater J. 2008;24(3):299-307.

240. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torriceni P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. 2002;17(6).

241. Scotti R, Kantorski KZ, Monaco C, Valandro LF, Ciocca L, Bottino MA. SEM evaluation of in situ early bacterial colonization on a Y-TZP ceramic: a pilot study. Int J Prosthodont. 2007;20(4).

242. Dion I, Bordenave L, Lefebvre F, Bareille R, Baquey C, Monties J-R, et al. Physico-chemistry and cytotoxicity of ceramics. J Mater Sci Mater Med. 1994;5(1):18-24.

243. Lohmann CH, Dean DD, Köster G, Casasola D, Buchhorn GH, Fink U, et al. Ceramic and PMMA particles differentially affect osteoblast phenotype. Biomaterials. 2002;23(8):1855-63.

244. Kim JH, Hwang KH, Lee JK. Effect of Reaction Temperature on the Powder and Sintering Characteristics of Urea-Derived Y-TZP Ceramics. J Nanosci Nanotechnol. 2017;17(10):7751-5.

245. Hannink RH, Kelly PM, Muddle BC. Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. J Am Ceram Soc. 2000;83(3):461-87.

246. Lughi V, Sergo V. Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. Dent Mater. 2010;26(8):807-20.

247. Abduo J, Lyons K, Swain M. Fit of zirconia fixed partial denture: a systematic review. J Oral Rehabil. 2010;37(11):866-76.

248. Lüthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler LJ, Hammerle CH. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. Dent Mater J. 2005;21(10):930-7.

249. Natali AN. Dental biomechanics: CRC Press; 2003.

250. Powers JM, Sakaguchi RL. Craig's restorative dental materials. 2006.

251. Spear F. Fundamental occlusal therapy consideration. Science and practice of occlusion. 1997.

252. Chabrier F, Lloyd C, Scrimgeour S. Measurement at low strain rates of the elastic properties of dental polymeric materials. Dent Mater J. 1999;15(1):33-8.

253. FE. F. Stress mechanical engineers' handbook: materials and mechanical design, volume 1. Kutz M, editors. 3th ed. New Jersey: Wiley Interscience; 1998; 489-556.

254. S F. Biyolojik Dentin Post Kullanarak Kök Kanalının Rekonstrüksiyonu: Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi [Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi]. Diyarbakır: Dicle Üniversitesi 2016.

255. Assunção WG, Barão VAR, Tabata LF, Gomes ÉA, Delben JA, dos Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. Journal of Craniofacial Surgery. 2009;20(4):1173-7.

256. Frocht MM. Photoelasticity. NY: Wiley. 1962:25-32.

257. Chun HJ, Park DN, Han CH, Heo SJ, Heo MS, Koak JY. Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. J Oral Rehabil. 2005;32(3):193-205.

258. Ulusoy M. Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. 2nd ed. . Ankara Üni Diş Hek Fak Yayınları 2003;487-509.
259. Korkmaz T. Dişhekimliğinde Holografi. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 1998; 8: 81-85.
260. Zienkiewicz OC, Taylor RL, Nithiarasu P, Zhu J. The finite element method: McGraw-hill London; 1977.
261. Farah J, Craig RG. Finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. J Dent Res. 1974;53(4):859-66.
262. Öztürk B. Farklı İmplant-Abutment Bağlantı Tasarımlarında Oluşan Streslerin Ve Hareket Serbestliğinin; 3 Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi İle İncelenmesi [Doktora Tezi]. Ankara: A. Ü. Sağlık Bilimleri Enstitüsü; 2015.
263. Ramoğlu S, Ozan O. Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2014;24(3).
264. Hughes TJ. The finite element method: linear static and dynamic finite element analysis: Courier Corporation; 2012.
265. Murakami N, Wakabayashi N. Finite element contact analysis as a critical technique in dental biomechanics: a review. J Prosthodont Res. 2014;58(2):92-101.
266. Geng J-P, Tan KB, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent. 2001;85(6):585-98.
267. Cook S, Weinstein A, Klawitter J. Materials Science: A Three-dimensional Finite Element Analysis of a Porous Rooted Co-Cr-Mo Alloy Dental Implant. J Dent Res. 1982;61(1):25-9.
268. Logan D. First course in the finite element method. 5th ed. Stamford; Nelson Education Ltd;2007,p: 23-27.
269. Lin D, Li Q, Li W, Swain M. Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms. J Mech Behav Biomed Mater. 2009;2(5):410-32.
270. Ebrahimi F. Finite Element Analysis: New Trends and Developments: BoD–Books on Demand; 2012.
271. Tabata LF, Assunção WG, Barão VAR, Gomes EA, Delben JA, de Sousa EAC, et al. Comparison of single-standing or connected implants on stress distribution in bone of

mandibular overdentures: a two-dimensional finite element analysis. Journal of Craniofacial Surgery. 2010;21(3):696-702.

272. Van Oosterwyck H, Duyck J, Vander Sloten J, Van der Perre G, De Coomans M, Lieven S, et al. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. Clinical oral implants research. 1998;9(6):407-18.

273. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, et al. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. J Oral Rehabil. 2002;29(6):565-74.

274. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth–implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. Clinical oral implants research. 2002;13(3):334-41.

275. Shetty P, Hegde A, Rai K. Finite element method–an effective research tool for dentistry. Int J Clin Pediatr Dent. 2010;34(3):281-5.

276. González-Lluch C, Pérez-González A, Sancho-Bru JL, Rodríguez-Cervantes P-J. Mechanical performance of endodontic restorations with prefabricated posts: sensitivity analysis of parameters with a 3D finite element model. Computer methods in biomechanics and biomedical engineering. 2014;17(10):1108-18.

277. 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.

278. Gomes ÉA, Gueleri DB, da Silva SRC, Ribeiro RF, Silva-Sousa YT. Three-dimensional finite element analysis of endodontically treated teeth with weakened radicular walls restored with different protocols. J Prosthet Dent. 2015;114(3):383-9.

279. Belli S, Eraslan O, Eskitascioglu G. Effect of root filling on stress distribution in premolars with endodontic-periodontal lesion: a finite elemental analysis study. J Endod. 2016;42(1):150-5.

280. Sorrentino R, Aversa R, Ferro V, Auriemma T, Zarone F, Ferrari M, et al. Three-dimensional finite element analysis of strain and stress distributions in endodontically treated maxillary central incisors restored with diferent post, core and crown materials. dental materials. 2007;23(8):983-93.

281. Da Fonseca GF, De Andrade GS, Dal Piva AMdO, Tribst JPM, Borges ALS. Computer-aided design finite element modeling of different approaches to rehabilitate endodontically treated teeth. J Indian Prosthodont Soc. 2018;18(4):329.

282. Memon S, Mehta S, Salim Malik NN, Sharma D, Arora H. Three-dimensional finite element analysis of the stress distribution in the endodontically treated maxillary central incisor by glass fiber post and dentin post. J Indian Prosthodont Soc. 2016;16(1):70.

283. Poiate IA, Vasconcellos AB, Mori M, Poiate Jr E. 2D and 3D finite element analysis of central incisor generated by computerized tomography. Computer methods and programs in biomedicine. 2011;104(2):292-9.

284. Dal Piva Amdo, Tribst JPM, Borges ALS, e Souza Roda, Bottino MA. CAD-FEA modeling and analysis of different full crown monolithic restorations. Dent Mater J. 2018;34(9):1342-50.

285. Abuelenain DA, Ajaj R, El-Bab EIF, Hammouda MM. Comparison of Stresses Generated within the Supporting Structures of Mandibular Second Molars Restored with Different Crown Materials: 3-D Finite Element Analysis (FEA). J Prosthodont. 2015;24(6):484-93.

286. Lin J, Lin Z, Zheng Z. Effect of different restorative crown design and materials on stress distribution in endodontically treated molars: a finite element analysis study. BMC Oral Health. 2020;20(1):1-8.

287. 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.

288. Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. J Prosthet Dent. 2005;94(4):321-9.

289. Holmes DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. J Prosthet Dent. 1996;75(2):140-7.

290. Shetty PP, Meshramkar R, Patil KN, Nadiger RK. A finite element analysis for a comparative evaluation of stress with two commonly used esthetic posts. Eur J Dent. 2013;7(04):419-22.

291. Yang H-S, Lang LA, Guckes AD, Felton DA. The effect of thermal change on various dowel-and-core restorative materials. J Prosthet Dent. 2001;86(1):74-80.

292. de Castro Albuquerque R, De Abreu Polleto L, Fontana R, Cimini Jr C. Stress analysis of an upper central incisor restored with different posts. J Oral Rehabil. 2003;30(9):936-43.

293. Palamara J, Palamara D, Messer H, Tyas M. Tooth morphology and characteristics of non-carious cervical lesions. European J. Dent. 2006;34(3):185-94.

294. Oreskes N, Shrader-Frechette K, Belitz K. Verification, validation, and confirmation of numerical models in the earth sciences. Science. 1994;263(5147):641-6.

295. Tang W, Wu Y, Smales RJ. Identifying and reducing risks for potential fractures in endodontically treated teeth. J Endod. 2010;36(4):609-17.

296. Byström A, Happonen RP, Sjögren U, Sundqvist G. Healing of periapical lesions of pulpless teeth after endodontic treatment with controlled asepsis. Dent Traumatol. 1987;3(2):58-63.

297. Nair PR, Sjögren U, Figdor D, Sundqvist G. Persistent periapical radiolucencies of root-filled human teeth, failed endodontic treatments, and periapical scars. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 1999;87(5):617-27.

298. Yan MT. The management of periapical lesions in endodontically treated teeth. Aust Endod J. 2006;32(1):2-15.

299. Sjögren U, Happonen R, Kahnberg K, Sundqvist G. Survival of Arachnia propionica in periapical tissue. Int Endod J. 1988;21(4):277-82.

300. Nair P, Sjögren U, Schumacher E, Sundqvist G. Radicular cyst affecting a root-filled human tooth: a long-term post-treatment follow-up. Int Endod J. 1993;26(4):225-33.

301. Nair PR, Sjögren U, Krey G, Kahnberg K-E, Sundqvist G. Intraradicular bacteria and fungi in root-filled, asymptomatic human teeth with therapy-resistant periapical lesions: a long-term light and electron microscopic follow-up study. J Endod. 1990;16(12):580-8.

302. Cobankara FK, Unlu N, Cetin AR, Ozkan HB. The effect of different restoration techniques on the fracture resistance of endodontically-treated molars. Oper Dent. 2008;33(5):526-33.

303. Güngör M, Dündar M, Artunç C. Diş hekimliğinde gerilme analiz yöntemleri. EÜ Dişhek Fak Derg. 2005;26:107-16.
304. Ulusoy MAK. Diş hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. 1st ed. . 2005, 32-67.
305. Rossi AC, Freire AR, Prado FB, Asprino L, Correr-Sobrinho L, Caria PHF. Photoelastic and finite element analyses of occlusal loads in mandibular body. Anatomy research international. 2014;2014.
306. Akça K, Çehreli MC, İplikçioğlu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. Int J Prosthodont. 2002;15(2).
307. Eser A, Tonuk E, Akca K, Cehreli MC. Numeric simulation of time-dependent remodeling of bone around loaded oral implants. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants. 2009;24(4).
308. Oliveira RS. Computaçao imprecisa. Revista de Informática Teórica e Aplicada-Rita. 1997;4(1).
309. Yamanel K, Çaglar A, Gülsahi K, Özden UA. Effects of different ceramic and composite materials on stress distribution in inlay and onlay cavities: 3-D finite element analysis. Dent Mater J. 2009;28(6):661-70.
310. 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. J Prosthet Dent. 2019;121(6):887-94. e4.
311. Iqbal MK, Gartenberg J, Kratchman SI, Karabucak B, Bui B. The clinical significance and management of apical accessory canals in maxillary central incisors. J Am Dent Assoc. 2005;136(3):331-5.
312. Frush JP, Fisher RD. Introduction to dentogenic restorations. J Prosthet Dent. 1955;5(5):586-95.
313. Machado J, Almeida P, Fernandes S, Marques A, Vaz M. Currently used systems of dental posts for endodontic treatment. Procedia Structural Integrity. 2017;5:27-33.
314. Faria ACL, Rodrigues RCS, de Almeida Antunes RP, de Mattos MdGC, Ribeiro RF. Endodontically treated teeth: characteristics and considerations to restore them. J Prosthodont Res. 2011;55(2):69-74.

315. 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.
316. Trabert KC, Cooney J. The endodontically treated tooth. Restorative concepts and techniques. Dental Clinics of North America. 1984;28(4):923-51.
317. Aksornmuang J, Foxton RM, Nakajima M, Tagami J. Microtensile bond strength of a dual-cure resin core material to glass and quartz fibre posts. J. Dent. 2004;32(6):443-50.
318. Guldener KA, Lanzrein CL, Siegrist Guldener BE, Lang NP, Ramseier CA, Salvi GE. Long-term Clinical Outcomes of Endodontically Treated Teeth Restored with or without Fiber Post-retained Single-unit Restorations. J Endod. 2017;43(2):188-93.
319. Chuang S-F, Yaman P, Herrero A, Dennison JB, Chang C-H. Influence of post material and length on endodontically treated incisors: an in vitro and finite element study. J Prosthet Dent. 2010;104(6):379-88.
320. 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. J Endod. 2015;41(3):309-16.
321. Santos-Filho PCF, Veríssimo C, Raposo LHA, Pedro Yoshito Noritomi M, Martins LRM. Influence of ferrule, post system, and length on stress distribution of weakened root-filled teeth. J Endod. 2014;40(11):1874-8.
322. Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Tay FR, Ferrari M. Fatigue resistance and structural characteristics of fiber posts: three-point bending test and SEM evaluation. Dent Mater J. 2005;21(2):75-82.
323. Hunter A, Feiglin B, Williams J. Effects of post placement on endodontically treated teeth. J Prosthet Dent. 1989;62(2):166-72.
324. Fernandes AS, Dessai GS. Factors affecting the fracture resistance of post-core reconstructed teeth: a review. Int J Prosthodont. 2001;14(4).
325. Al-Omiri MK, Rayyan MR, Abu-Hammad O. Stress analysis of endodontically treated teeth restored with post-retained crowns: A finite element analysis study. J Am Dent Assoc. 2011;142(3):289-300.
326. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett S. Fundamentals of fixed prosthodontics: Quintessence Publishing Company Chicago, IL; 1997.

327. Sorensen JA, Martinoff JT. Intracoronal reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. J Prosthet Dent. 1984;51(6):780-4.
328. Lambjerg-Hansen H, Asmussen E. Mechanical properties of endodontic posts. J Oral Rehabil. 1997;24(12):882-7.
329. Shillingburg Jr H, Kessler J, Wilson Jr E. Root dimensions and dowel size. CDA journal. 1982;10(10):43-9.
330. Stern N, Hirshfeld Z. Principles of preparing endodontically treated teeth for dowel and core restorations. J Prosthet Dent. 1973;30(2):162-5.
331. 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. J Prosthet Dent. 1999;81(3):262-9.
332. Kıvanç, D. B. H. (2006). Endodontik Tedavili Dişlerde Post Uygulamalari . Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi.
333. Allison DA, Michelich RJ, Walton RE. The influence of master cone adaptation on the quality of the apical seal. J Endod. 1981;7(2):61-5.
334. Juloski J, Goracci C, Rengo C, Giovannetti A, Vichi A, Vulicevic A, et al. Enamel and dentin bond strength of new simplified adhesive materials with and without preliminary phosphoric acid-etching. Am J Dent. 2012;25(4):239.
335. Ichim I, Kuzmanovic D, Love R. A finite element analysis of ferrule design on restoration resistance and distribution of stress within a root. Int Endod J. 2006;39(6):443-52.
336. Cheung G. Endodontic failures--changing the approach. Int Dent J. 1996;46(3):131-8.
337. Paphangkorakit J, Osborn J. The effect of pressure on a maximum incisal bite force in man. Archives of Oral Biology. 1997;42(1):11-7.
338. Zhang Y, Peng M, Wang Y, Li Q. The effects of ferrule configuration on the anti-fracture ability of fiber post-restored teeth. J. Dent. 2015;43(1):117-25.
339. Tsouknidas A, Karaoglani E, Michailidis N, Kugiumtzis D, Pissiotis A, Michalakis K. Influence of preparation depth and design on stress distribution in maxillary central incisors restored with ceramic veneers: A 3D finite element analysis. J Prosthodont. 2020;29(2):151-60.

340. 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).

341. Dal Piva AMdO, Tribst JPM, e Souza ROdA, Borges ALS. Influence of alveolar bone loss and cement layer thickness on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary incisors: a 3-dimensional finite element analysis. J Endod. 2017;43(5):791-5.

342. Gomes EA, Diana HH, Oliveira JS, Silva-Sousa YTC, Faria ACL, Ribeiro RF. Reliability of FEA on the results of mechanical properties of materials. Braz Dent J. 2015;26:667-70.

343. Ho M-H, Lee S-y, Chen H-H, Lee M-C. Three-dimensional finite element analysis of the effects of posts on stress distribution in dentin. J Prosthet Dent.1994;72(4):367-72.

344. Ram HK, Shah RJ, Agrawal HS. Evaluation of three different tooth preparation techniques for metal ceramic crowns by comparing preparation depths: An in vitro study. J Indian Prosthodont Soc. 2015;15(2):162.

345. Perillo L, Sorrentino R, Apicella D, Quaranta A, Gherlone E, Zarone F, et al. Nonlinear visco-elastic finite element analysis of porcelain veneers: a submodelling approach to strain and stress distributions in adhesive and resin cement. Journal of Adhesive Dentistry. 2010;12(5):403.

346. Dolidze T, Bitarova I. Advantages and dısadvantages of E-max and Zırconıa crowns. Eur Sci J. 2017;12:465-8.

347. Eraslan O, Aykent F, Yücel MT, Akman S. The finite element analysis of the effect of ferrule height on stress distribution at post-and-core-restored all-ceramic anterior crowns. Clinical oral investigations. 2009;13(2):223-7.

348. González-Lluch C, Rodríguez-Cervantes PJ, Sancho-Bru JL, Pérez-González A, Barjau-Escribano A, Vergara-Monedero M, et al. Influence of material and diameter of pre-fabricated posts on maxillary central incisors restored with crown. J Oral Rehabil. 2009;36(10):737-47.

349. Palmer AC, Rice JR. The growth of slip surfaces in the progressive failure of over-consolidated clay. Proceedings of the Royal Society of London A Mathematical and Physical Sciences. 1973;332(1591):527-48.

350. Lapczyk I, Hurtado JA. Progressive damage modeling in fiber-reinforced materials. Composites Part A: Applied Science and Manufacturing. 2007;38(11):2333-41.
351. Camanho PP, Matthews F. A progressive damage model for mechanically fastened joints in composite laminates. J Compos Mater. 1999;33(24):2248-80.
352. de Miranda Coelho CS, Biffi JCG, da Silva GR, Abrahão A, Campos RE, Soares CJ. Finite element analysis of weakened roots restored with composite resin and posts. Dent Mater J. 2009;28(6):671-8.
353. Toksavul S, Zor M, Toman M, Güngör MA, Nergiz I, Artunç C. Analysis of dentinal stress distribution of maxillary central incisors subjected to various post-and-core applications. Oper Dent. 2006;31(1):89-96.
354. Seo M, Shon W, Lee W, Yoo H-M, Cho B-H, Baek S-H. Finite element analysis of maxillary central incisors restored with various post-and-core applications. Journal of Korean Academy of Conservative Dentistry. 2009;34(4):324-32.
355. Mattos C, Las Casas E, Dutra I, Sousa H, Guerra S. Numerical analysis of the biomechanical behaviour of a weakened root after adhesive reconstruction and post-core rehabilitation. J. Dent. 2012;40(5):423-32.
356. Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. Dent Mater J. 2005;21(8):709-15.
357. Zarone F, Sorrentino R, Apicella D, Valentino B, Ferrari M, Aversa R, et al. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear finite elements analysis. Dent Mater J. 2006;22(11):1035-44.
358. Jang Y, Hong H-T, Roh B-D, Chun H-J. Influence of apical root resection on the biomechanical response of a single-rooted tooth: a 3-dimensional finite element analysis. J Endod. 2014;40(9):1489-93.
359. Cho S-Y, Kim E. Does apical root resection in endodontic microsurgery jeopardize the prosthodontic prognosis? Restorative Dentistry & Endodontics. 2013;38(2):59-64.
360. Kalkwarf KL, Krejci RF, Pao Y. Effect of apical root resorption on periodontal support. J Prosthet Dent. 1986;56(3):317-9.
361. Monteiro JB, Dal Piva Amdo, Tribst JPM, Borges ALS, Tango RN. The effect of resection angle on stress distribution after root-end surgery. Iran Endod J. 2018;13(2):188.

362. Petcu C, Nitoi D, Mercut V, Tuculina MJ, Iliescu A, Croitoru CI, et al. Masticatory tensile developed in upper anterior teeth with chronic apical periodontitis. A finite-element analysis study. Rom J Morphol Embryol. 2013;54(3):587-92.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Gülşah	**Uyruğu**	TC
Soyadı	İÇEN	**Tel no**	
Doğum tarihi		**e-posta**	

Eğitim Bilgileri

Mezun olduğu kurum		**Mezuniyet yılı**
Lise	Erzincan Fen Lisesi	2012
Lisans/Yüksek Lisans	Erciyes Üniversitesi	2017
Doktora		

İş Deneyimi

Görevi	**Kurum**	**Süre (yıl-yıl)**
Araştırma Görevlisi	Akdeniz Ünivertitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2019-Halen

Yabancı Dilleri	**Sınav türü**	**Puanı**
İngilizce	TIP-DİL	67,5

Proje Deneyimi

Proje Adı	**Destekleyen kurum**	**Süre (Yıl-Yıl)**
Değişen Sinterleme Sürelerinin Dental Zirkonyanın Optik Özellikleri Üzerine Etkisi	BAP	2020-2021

Burslar-Ödüller:

Yayınlar ve Bildiriler: