



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**



**ENDOKURONLU SÜT DİŞLERİNDE FERRULE
YÜKSEKLİĞİNİN STRES DAĞILIMINA ETKİSİ:
SONLU ELEMAN ANALİZİ**

Heyran SALIMOVA

**ÇOCUK DİŞ HEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Şaziye SARI**

**ANKARA
2022**

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**ENDOKURONLU SÜT DİŞLERİNDE FERRULE
YÜKSEKLİĞİNİN STRES DAĞILIMINA ETKİSİ:
SONLU ELEMAN ANALİZİ**

Heyran SALIMOVA

**ÇOCUK DİŞ HEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ**

DANIŞMAN

Prof. Dr. Şaziye SARI

**Bu araştırma Ankara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Müdürlüğü'nün
21L0234002 Proje numarası ile desteklenmiştir.**

ANKARA

2022

ETİK BEYAN

Ankara Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı'na

Uzmanlık tezi olarak hazırlayıp sunduğum “Endokuronlu Süt Dişlerinde Ferrule Yüksekliğinin Stres Dağılımına Etkisi: Sonlu Eleman Analizi” başlıklı tez, bilimsel ahlak ve değerlere uygun olarak tarafımdan yazılmıştır. Tezimin fikir/hipotezi tümüyle tez danışmanım ve bana aittir. Tezde yer alan deneysel çalışma/araştırma tarafımdan yapılmış olup, tüm cümleler, yorumlar bana aittir.

Yukarıda belirtilen hususların doğruluğunu beyan ederim.

Öğrencinin Adı Soyadı: Heyran SALIMOVA

Tarih:/05/2022

İmza:

KABUL VE ONAY

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Pedodonti Anabilim Dalı Uzmanlık Programı
çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri üyeleri tarafından
Uzmanlık Tezi olarak OY BİRLİĞİ ile kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi:

17/05/2022

Prof. Dr. Resmiye Ebru TİRALİ
Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Pedodonti Anabilim Dalı
Jüri Başkanı

Prof. Dr. Şaziye SARI
Ankara Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
Pedodonti Anabilim Dalı
Danışman

Doç. Dr. Akif DEMİREL
Ankara Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
Pedodonti Anabilim Dalı
Üye

İÇİNDEKİLER

Etik Beyan	ii
Kabul ve Onay	iii
İçindekiler	iv
Önsöz	vii
Simgeler ve Kısaltmalar	viii
Şekiller	ix
Çizelgeler	xi
1. GİRİŞ	1
1.1. Ön Grup Dişlerde Tedavi Yaklaşımları	2
1.2. Koronal Yapının Olmadığı ya da Çok Az Olduğu Durumlarda Tedavi Seçenekleri	3
1.2.1. Omega-loop Postlar	4
1.2.2. Metal Post Sistemleri	5
1.2.3. Metal Olmayan Prefabrike Post Sistemleri	5
1.2.3.1. Fiber Postlar	6
1.2.3.2. Cam Fiber Postlar	6
1.2.3.3. Polietilen Fiber	7
1.2.4. Kompozit Rezin Kısa Post tekniği	9
1.2.5. Mantar Restorasyonlar	9
1.2.6. Biyolojik Restorasyonlar	10
1.2.7. Endokuronlar	12
1.2.7.1. Endokuron Restorasyonların Avantajları	13
1.2.7.2. Endokuron Restorasyonların Dezavantajları	13
1.2.7.3. Endokuron Restorasyonların Endikasyonları	14
1.2.7.4. Endokuron Restorasyonların Kontrendikasyonları	14
1.2.7.5. Endokuronların Başarısına Etki Eden Faktörler	14
1.2.7.5.1. Uygulamanın Yapıldığı Diş Türü	14
1.2.7.5.2. Kullanılan Malzeme	15
1.2.7.5.2.1. CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim)	15
1.2.7.5.2.2. CAD/CAM Tekniğinin Avantajları	16
1.2.7.5.3. Pulpa Odası Derinliği	18
1.2.7.5.4. Geriye Kalan Madde Miktarı	20
1.2.7.5.5. Kullanılan Yapıştırıcı Siman Türü	21
1.2.7.5.6. Ferrule Etki	22
1.3. Diş Hekimliğinde Biyomekanik	24
1.3.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi	25
1.3.1.1. Avantajları	25
1.3.1.2. Dezavantajları	26
1.4. Kırılgan Vernik Kuvvet Analizi Yöntemi (Brittle Lacquer Metodu)	26
1.5. Gerilim Ölçer (Strain Gauge) ile Stres Analiz Yöntemi	26
1.5.1. Avantajları	27
1.5.2. Dezavantajları	27

1.6. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi	27
1.7. Lazer Işını ile Stres Analiz Yöntemi (Holografik İnterferometri)	27
1.8. Sonlu Elemanlar Stres Analizi (SESA)	28
1.8.1. Kuvvet	28
1.8.2. Stres (Gerilim)	29
1.8.3. Gerinim (Strain)	29
1.8.4. Elastik (Young's) Modülü	30
1.8.5. Poisson Oranı	30
1.8.6. İzotropi ve Anizotropi	31
1.9. SESA ve Diş Hekimliğinde Kullanımı	31
1.9.1. Von Mises Stresleri (σ_v)	31
1.9.2. Temel Stres (Principal Stress) (σ)	32
1.10. SESA'nın Uygulama Aşamaları	33
1.10.1. Analiz Öncesi Aşaması (Pre-Processing)	33
1.10.2. Analiz Sonra Aşaması (Post-Processing)	34
1.10.3. Analiz Sonrası Aşaması (Post-Processing)	34
1.11. SESA'nın Avantajları	34
1.12. SESA'nın Dezavantajları	35
1.13. Amaç	36
2. GEREÇ VE YÖNTEM	37
2.1. Çalışma Modellerinin Tanımlanması	37
2.2. Çalışma Modellerinin Oluşturulması	38
2.3. Dişin Kök-Kanal Tedavisi Sürecini Simüle Eden Modellerin Oluşturulması	40
2.4. Tamamlanan Modellerin Uzaysal Koordinatlarına Taşınması ve Meshleme Prosedürleri	42
2.4.1. Modellere Doku ve Materyal Özelliklerinin Aktarılması	43
2.4.2. Sınır Koşullarının Oluşturulması ve Analizin Uygulanması	45
2.4.3. Kaydedilen Stres Tiplerinin Bölgelere Göre Değerlendirilmesi	46
3. BULGULAR	50
3.1. Birinci Modelde (1 mm Ferrule yüksekliğine sahip) Ölçülen Stres Bulguları	50
3.1.1. Dişin Farklı Bölgelerinde Ölçülen 1. Modele Ait Minimum Asal Gerilme Bulguları	50
3.1.2. Restorasyonun Farklı Bölgelerinde Ölçülen 1. Modele Ait Minimum Asal Gerilme Bulguları	53
3.1.3. Diş Çevre Dokularında Ölçülen 1. Modele Ait Minimum Asal Gerilme Bulguları	56
3.1.4. Dişin Farklı Bölgelerinde Ölçülen 1. Modele Ait Maksimum Asal Gerilme Bulguları	58
3.1.5. Restorasyonun Farklı Bölgelerinde Ölçülen 1. Modele Ait Maksimum Asal Gerilme Bulguları	61
3.1.6. Diş Çevre Dokularında Ölçülen 1. Modele Ait Maksimum Asal Gerilme Bulguları	64
3.2. İkinci Modelde Ölçülen Stres Bulguları	67
3.2.1. Dişin Farklı Bölgelerinde Ölçülen 2. Modele Ait Minimum Asal Gerilme Bulguları	67
3.2.2. Restorasyonun Farklı Bölgelerinde Ölçülen 2. Modele Ait Minimum Asal Gerilme Bulguları	70

3.2.3. Diş çevre dokularında Ölçülen 2. Modele Ait Minimum Asal Gerilme Bulguları	73
3.2.4. Dişin Farklı Bölgelerinde Ölçülen 2. Modele Ait Maksimum Asal Gerilme Bulguları	75
3.2.5. Restorasyonun Farklı Bölgelerinde Ölçülen 2. Modele Ait Maksimum Asal Gerilme Bulguları	78
3.2.6. Diş Çevre Dokularında Ölçülen 2. Modele Ait Maksimum Asal Gerilme Bulguları	80
4. TARTIŞMA	83
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	95
ÖZET	97
SUMMARY	98
KAYNAKLAR	99
ÖZGEÇMİŞ	114



ÖNSÖZ

Tez çalışmamın yürütülmesinde yol gösterici olan, yoğun çalışma temposu içerisinde bana değerli vaktini ayıran, kıymetli bilgi, birikim ve deneyimlerinden faydalandığım, anlayış, hoşgörü ve desteğini esirgemeyen, eleştirilerinden çok şey öğrendiğim, öğrencisi olmaktan gurur duyduğum çok değerli danışman hocam Prof. Dr. Şaziye SARI'ya,

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerini esirgemeyen, destek ve yardımlarını gördüğüm, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı'nın tüm saygıdeğer öğretim üyelerine,

Bu çalışmanın hazırlanma sürecinin her aşamasında büyük emeği, bilgi ve tecrübeleriyle, teknik becerileriyle her daim bana destek veren, bana yol gösteren Doç. Dr. Akif DEMİREL'e,

Uzmanlık eğitimin boyunca yaşadığım tüm zorluklarda samimiyetleriyle her türlü desteklerini yanımda hissettiğim ve mesleki bilgilerini hiçbir zaman esirgemeyen çok sevgili Doç. Dr. Tuğba BEZGİN, Dr. Öğr. Üye. Burcu Nihan YÜKSEL'e,

Pedodonti Anabilim Dalı'nda birlikte çalıştığım tüm asistan arkadaşlarıma, sağlık personeline ve hep bana destek veren en büyük zenginliğim olan aileme, eşime ve onun değerli ailesine, neşesiyle beni motive eden oğluma

Sonsuz Teşekkürler...

SİMGELER VE KISALTMALAR

CİS	Cam İyonomer Siman
D	Dayanıklılık
Gpa	Gigapaskal
KIBT	Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografi
m ²	Metrekare
m ³	Metreküp
mm	Milimetre
MPa-N/mm ²	Megapaskal
N	Newton
PDL	Periodontal Ligament
Pmax (σ_1)	Maksimum Asal Gerilme Değeri
Pmin (σ_3)	Minimum Asal Gerilme Değeri
SESA	Sonlu Elemanlar Stres Analizi
%	Yüzde
≈	Yaklaşık
h	Yükseklik
ν	Poison oranı
σ	Stres – Gerilme
σ_v	von Mises Gerilme Değeri

ŞEKİLLER

Şekil 1.1. Ferrule yapının şematik görüntüsü.	8
Şekil 1.2. Endokuron restorasyonların şematik görüntüsü.	12
Şekil 2.1. Çalışmada kullanılacak olan 2 farklı senaryoya ait 1 mm (1. model) (a) ve 2 mm, (2. model) (b) yüksekliğindeki ferrule yapısını yansıtan modellerin şematik görünümü.	38
Şekil 2.2. Modellemesi tamamlanan üst süt santral kesici dişin bukkal yüzeyden (a) ve lingual yüzeyden görünümü (b).	39
Şekil 2.3. Kortikal (a) ve spongios kemiğin (b) modellenmesine ilişkin görüntüler.	40
Şekil 2.4. Modellemesi tamamlanan periodontal ligament aralığı (a) ve periodontal ligamentin süt dişinin kök yüzeyindeki görünümü (b).	40
Şekil 2.5. Modellemesi tamamlanan kök-kanal dolgu patı	41
Şekil 2.6. Diş kesiminin matematiksel modellemesinin ardından 1. modele ait 1 mm (a) ve 2. modele ait 2 mm (b) yüksekliğindeki ferrule yapı tasarımları.	41
Şekil 2.7. Üretilen endokuron (a) ve dişe simante edilmiş haldeki görünümü (b).	42
Şekil 2.8. Üst süt santral kesici dişe, çevre dokularına ve dişin tedavi sürecine ait tüm modellemelerin tamamlanmasından sonraki görünüm (a ve b).	42
Şekil 2.9. Süt keser dişin çevre dokularıyla birlikte modellenmesinin ardından Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarılmış şeklinin bukkal yüzeyden (a) ve aproksimal yüzeyden (b) görüntüleri.	43
Şekil 2.10. Süt keser dişin çevre dokularıyla birlikte modellenmesinin ardından uygulanan meshleme işlemlerinin bukkal yüzeyden (a) ve aproksimal yüzeyden (b) görüntüleri.	43
Şekil 2.11. Analizde kullanılan 8, 7, 6, 5 ve 4 nodlu elemanlar	45
Şekil 2.12. Çalışma modellerinde belirlenen sınır koşulları.	46
Şekil 2.13. Üst süt santral kesici dişe uygulanan çigneme kuvvetinin yönün görünümü.	46
Şekil 2.14. Diş dokusunda stresin değerlendirildiği bölgeler	47
Şekil 2.15. Restorasyonda stresin değerlendirildiği bölgeler	48
Şekil 2.16. Dişi çevreleyen dokuda stresin değerlendirildiği bölgeler	49
Şekil 3.1. 1. Modelde dişe ait yüksek minimum asal gerilme değerleri tespit edilen bölgeler	52
Şekil 3.2. 1. modelde restorasyona ait yüksek minimum asal gerilme değerlerinin tespit edildiği bölgeler	55
Şekil 3.3. 1. modelde diş çevre dokularına ait yüksek minimum asal gerilme değerlerinin tespit edildiği bölgeler	57

Şekil 3.4. 1. Modelde dişe ait yüksek maksimum asal gerilme değerleri tespit edilen bölgeler distal, y: palatinal, z: apikal).	60
Şekil 3.5. 1.modelde restorasyona ait yüksek maksimum asal gerilme değerlerinin tespit edildiği bölgeler.	63
Şekil 3.6. 1.modelde ortaya çıkan diş çevre dokularına ait en fazla maksimum asal gerilme değerlerinin tespit edildiği bölgeler.	66
Şekil 3.7. 2. Modelde dişe ait yüksek minimum asal gerilme değerleri tespit edilen bölgeler.	69
Şekil 3.8. 2. modelde restorasyona ait yüksek minimum asal gerilme değerlerinin tespit edildiği bölgeler.	72
Şekil 3.9. 2. modelde diş çevre dokularına ait yüksek minimum asal gerilme değerlerinin tespit edildiği bölgeler.	74
Şekil 3.10. 2. modelde dişin farklı bölgelerinde en fazla ölçülen maksimum asal gerilme değerlerinin tespit edildiği bölgeler.	77
Şekil 3.11. 2. modelde restorasyona ait yüksek maksimum asal gerilme değerlerinin tespit edildiği bölgeler.	79
Şekil 3.12. 2. modelde ortaya çıkan diş çevre dokularına ait en fazla maksimum asal gerilme değerlerinin tespit edildiği bölgeler.	82

ÇİZELGELER

Çizelge 2.1. Üst santral kesici dişin kron ve kök yapısına ait anatomik veriler.	39
Çizelge 2.2. Süt dişi ve çevre dokularına ait young modülü ve poisson oranları.	44
Çizelge 2.3. Dental materyallere ait young modülü ve poisson oranları.	44
Çizelge 3.1. Birinci modelde ortaya çıkan diş dokularına ait minimum asal gerilme değerleri.	51
Çizelge 3.2. Birinci modelde restorasyona ait minimum asal gerilme değerleri.	54
Çizelge 3.3. Birinci modelde diş çevre dokularında ölçülen minimum asal gerilme değerleri.	56
Çizelge 3.4. Birinci modelde ortaya çıkan diş dokularına ait maksimum asal gerilme değerleri.	59
Çizelge 3.5. Birinci modelde restorasyona ait maksimum asal gerilme değerleri.	62
Çizelge 3.6. Birinci modelde diş çevre dokularında ölçülen maksimum asal gerilme değerleri.	65
Çizelge 3.7. İkinci modelde ortaya çıkan diş dokularına ait minimum asal gerilme değerleri.	68
Çizelge 3.8. İkinci modelde restorasyona ait minimum asal gerilme değerleri.	71
Çizelge 3.9. İkinci modelde diş çevre dokularında ölçülen minimum asal gerilme değerleri.	73
Çizelge 3.10. İkinci modelde ortaya çıkan diş dokularına ait maksimum asal gerilme değerleri.	76
Çizelge 3.11. İkinci modelde restorasyona ait maksimum asal gerilme değerleri.	78
Çizelge 3.12. İkinci modelde diş çevre dokularında ölçülen maksimum asal gerilme değerleri.	80

1. GİRİŞ

Ağız sağlığı, sağlıklı dişlerden daha fazlasıdır ve çocukları fiziksel ve psikolojik olarak etkiler ve nasıl büyüdüklerini, baktıklarını, konuştuklarını, çiğnediklerini, yiyecekleri nasıl tattıklarını ve sosyalleştiklerini ve ayrıca sosyal refah duygularını etkiler (Slade, 1997).

Süt dişlenme döneminde kötü ağız hijyeni, sık karbohidrat beslenmesi ve gece beslenme alışkanlığına bağlı çürükler, travmatik yaralanmalar, gelişimsel bozukluklar sonucu restoratif tedaviye ihtiyaç duyan madde kayıpları ortaya çıkmaktadır (Ripa,1988; Sharaf, 2002).

Günümüzde tedavi kararı verilirken madde kaybı durumu, hasta uyumu ve aile veya bakımverenin taleplerine göre hasta için en uygun kararın alınmasına özen gösterilmelidir.

Artık ebeveynler çocuklarının yertutucu ya da protez kullanmasını değil, doğal dişlerin fonksiyonel ve estetik olarak ağızda tutulmasını, normal düşme zamanına kadar bu dişlere yeni bir tedavi yapılmamasını ve herhangi bir pulpal komplikasyonla karşılaşılmasını talep etmektedir (Kupietzky ve Waggoner, 2003).

Günümüzde estetik talep yaşa ve cinsiyete bağlı değildir ve herhangi bir yaş grubu ile sınırlı da değildir, çünkü estetik restorasyon bir gösteriş meselesi değil, dişlerin doğal görünümünü geri kazanma aracı olarak kabul edilmektedir (Motta ve ark., 2009).

1.1. Ön Grup Dişlerde Tedavi Yaklaşımları

Süt ön dişlerde fazla madde kaybı nedenlerinden en çok karşımıza çıkan, gece beslenme alışkanlığına bağlı oluşan erken çocukluk çağı çürüğü (EÇÇ) hastalığıdır. Erken çocukluk çağı çürükleri (EÇÇ), 6 yaşından küçük bir çocukta herhangi bir süt dişinde diş çürümesi olarak tanımlanır. Maalesef, birçok çocuk 12 ay gibi erken bir dönemde erken çocukluk çağı çürüğü hastalığı ile karşılaşmaktadır. EÇÇ, çürüğün çok tehlikeli formudur ve dental erupsiyondan hemen sonra üst çene ön kesici dişlerde başladığı, daha sonra hızlı bir şekilde gelişerek köpek dişleri ve süt birinci azı dişleri etkilediği söylenmektedir. EÇÇ ile etkilenen çocukların yaşam kalitesinde yaşlılarına oranla azalma gözlenmektedir. Süt dişlerinin rolü sadece çiğneme ve sindirim fonksiyonu değil, aynı zamanda çocuğun büyüme ve gelişimine de katkı sağlamaktır. Süt dişlerinin diğer önemli fonksiyonu çene kemiğinin büyümesini stimule etmek ve daha sonra onların yerlerine sürecektir olan daimi dişlerin yerlerini korumaktır. Süt dişleri aynı zamanda artikülasyon açısından son derece önem taşımaktadır. Özellikle ön dişlerin eksikliğinde birçok ses (“f”, “v”, “s”, “d”, “t”) tam olarak söylenememektedir, bu da çocuklarda ciddi bir estetik kaygı oluşturabilmekte, beraberinde birçok psikolojik soruna neden olabilmektedir. Bundan başka erken süt dişi kayıpları dil itimi, ağız solunumu gibi alışkanlıklara, dikey boyutun kaybına ve ileride malokluzyonlara sebep olabilmektedir. Dolayısıyla süt dişlerinin tamamen değişecek olması nedeniyle bu dişlerde oluşan problemlerin ciddiye alınmaması yapılabilecek en büyük hatadır (Mattheus, 2010; Mandroli, 2003).

Dolayısıyla süt dentisyonun korunması daimi dentisyonun korunması ve sağlığı açısından çok önemlidir. Bu yüzden aşırı madde kayıplı dahi olsalar da, süt dişlerinin restore edilerek ağızda tutulması önem arz etmektedir.

Restoratif tekniklerdeki son gelişmelere rağmen, ön süt dişlerinin restoratif tedavisi ile ilgili karşımıza çıkan zorluklar arasında süt dişi kronunun kısa ve dar olması, adezyon için yetersiz yüzey alanının olması ve minenin ince, aprizmatik olması nedeniyle asitle pürüzlendirilmede yaşanan zorlukları söyleye biliriz (Zahir, Paul, Shabnam, 2020).

Morfolojik ve histolojik yapı farklılıkları nedeniyle süt dişlerinin restoratif materyal ihtiyacı ile daimi dişlerin restoratif materyal ihtiyacı da farklılıklar göstermektedir (Gaintantzopoulou ve El-Damanhoury, 2016).

Ayrıca süt dişlerinin ağızda kalma süresinin kısa ve çocuk hastada çalışma süresinin kısıtlı olması da restoratif material seçimini etkilemektedir (Hickel ve ark., 2005).

Süt ön grup dişlerdeki tedavi yaklaşımları, madde kaybının büyüklüğüne göre sınıflandırılır:

1. Önemli madde kaybına rağmen, koronal yapının mevcut olduğu durumlarda tedavi seçenekleri,

2. Koronal yapının olmadığı ya da çok az olduğu durumlarda tedavi seçenekleri:

Koronal yapının az olduğu durumlarda kompomer, kompozit, cam iyonomer siman (CİS), paslanmaz çelik kuron (PÇK), CİS kuron, strip kuron, zirkon kuron;

Koronal yapının olmadığı, ya da çok az olduğu durumlarda ise post sistemleri, mantar restorasyonlar, biyolojik restorasyonlar, bilgisayar destekli tasarlanan/ bilgisayar destekli üretilen (CAD CAM) kuronlar ve endokuronlar kullanılmaktadır.

1.2. Koronal Yapının Olmadığı ya da Çok Az Olduğu Durumlarda Tedavi Seçenekleri

Ciddi şekilde çürümüş, madde kaybı fazla olan süt dişlerinin yetersiz koronal diş yapısı restorasyonların tutuculuğunu ve dayanıklılığını tehlikeye atmaktadır. Bu nedenle pulpektomi yapılmış dişlerde retansiyon elde etmek için farklı post tekniklerinin kullanılması restorasyonun hayatta kalmasını artırabilir. Fakat, süt

dişlerinin fizyolojik kök rezorpsiyonu, post kullanımı için tüm kök kanal uzunluğunun kullanılmasını engelleyen ana faktördür (Metha ve ark., 2012).

Metal postlar, biyolojik postlar, omega şekilli paslanmaz çelik ortodontik teller, polietilen fiber postlar ve cam fiber postlar, süt dişlerinin restorasyonu için rutin olarak önerilen retansiyon teknikleridir (Mortada ve King, 2004).

1.2.1. Omega-loop Postlar

Omega-loop postların kullanımı, süt dişinin kanal duvarlarına iyi uyum sağlayan hızlı ve basit bir teknik olarak tanıtılmıştır, ancak restorasyonun erken ayrılması ve ince kök kanal duvarlarının kırılmalarına neden olabileceği söylenmiştir.

Mortada ve King (2004) geleneksel yöntemde değişiklik yapmış ve çift omega loop tekniğini tanıtmışlar. Muhtaba ve arkadaşlarının 2018 yılında yaptıkları olgu yayınında da çift omega tekniği kullanılmasından bahs edilmiştir (Muhtaba ve ark., 2018).

Çift omega loop tekniği, herhangi bir laboratuvar prosedürü gerektirmeden doğrudan ağız boşluğunda yapılabilir. En büyük avantajı, esas olarak restoratif materyale dahil edildiği için telin kök kanalında herhangi bir iç gerilmeye neden olmaması ve hasta başında zaman sarfının az olmasıdır. Bu teknikte, omega tel uzantıları, pulpa odası içine yaklaşık 3–4 mm derinliğe yerleştirilir, bu nedenle kanalın yalnızca servikal üçte birini kaplar ve süt dişlerinin kök rezorpsiyonunu ve kalıcı diş sürmesini engellemez. Telin çıkıntılı kısmı koronal restorasyonun tutunmasında rol oynar.

Muhtaba ve arkadaşları (2018) Omega loop tekniğinin, ciddi şekilde hasar görmüş süt ön dişleri için daha kolay, daha basit ve ucuz bir tedavi seçeneği olduğunu, bununla birlikte, uzun süreli başarısı ve brüksizm ve derin kapanış gibi parafonksiyonel alışkanlıklara sahip çocuklarda dayanıklılığı, gelecek çalışmaların

araştırma konusu olduğu bildirilmiştir (Aminabadi ve ark.,2009; Lopes ve Ribeiro, 2002; Mortada ve King, 2004; Mujtaba ve ark.,2018).

1.2.2. Metal Post Sistemleri

Özellikle erken çocukluk çürüğü nedeniyle fazla madde kayıplı, fakat kök yapısının sağlıklı kaldığı süt ön dişlerde kullanılan alternatif seçenektir. Süt keser dişlere uygulanan metal pin destekli kuronlar daimi dişler sürene kadar yerinde kalabilir. Ancak daimi keser dişlerin sürmeye başlamasıyla radyografik kontroller yapılmalıdır. Postun sürmekte olan daimi dişin sürme yönünü değiştirme ihtimali de yüksektir. Bu da postun çıkarılması, ya da dişin çekimi ile sonuçlanabilir (Alaçam ve ark.,1998). Prefabrike metalik postların geleneksel kullanımı hızlı, ucuz ve basit bir tekniktir, ancak estetik olmayan görünüm ve fizyolojik rezorpsiyona müdahale, süt dişlenmede kullanımı sınırlar (Bayrak ve ark., 2009; Vitale ve ark.,2004).

Ayrıca ciddi şekilde harabiyete maruz kalmış süt ön dişlerin restorasyonunda kanal içi retansiyon için ters yönlendirilmiş metal postların kullanımı savunulmuştur. Kök uzunluğunun 3 mm'den fazla olmayan bir post boşluğu ve hazırlanan alana metal postun ters şekilde yerleştirilmesi, daha uzun süreli restorasyonlar için yeterli tutma sağlayabilir (Khoroushi ve ark., 2011).

Ters yerleştirilmiş metal postların iyi tutunma, estetik, kolay uygulanma ve tek seansta bitirilme gibi avantajlarıyla beraber, uzun vadeli kullanımlarda parafonksyonel alışkanlıklara sahip çocuklarda kök çatlakları olma ihtimali gibi dezavantajı da vardır (Suwarnkar ve ark., 2017).

1.2.3. Metal Olmayan Prefabrike Post Sistemleri

Başarılı bir estetik için diş renginde ışığı doğal dişe benzer şekilde yansıtan ve/veya geçiren bir sisteme ihtiyaç duyulmuş ve bunun sonucunda son yıllarda metal

olmayan estetik postlar kullanılmaya başlanmıştır (Xible ve ark.,2006; Ramírez-Sebastià, 2014). Metal postların yüksek elastik modülü, yüksek gerilim dağılımı nedeniyle köklerde oluşturduğu onarılamayan kırıklar fiber postlar sayesinde ortadan kalkmıştır (Kanat-Ertürk, Sarıdağ, Köseleler, Helvacıoğlu, Yiğit Avcu ve Yıldırım, 2018).

1.2.3.1. Fiber Postlar

Kanal içi retansiyondan yararlanmak için kanal postu olarak polietilen fiberlerin kullanımı yaygın hale gelmiştir. Fiberler yeterli derecede ışığı geçirmesi, içerdeki kompozit yapıyı kamufle etmesi sayesinde üstün estetik özelliği, kolay uygulanmaları, ayrıca laboratuvar aşamaları gerektirmemesi gibi avantajlara sahiptir (Oliveira ve Marotti., 2004; Lopes ve Ribeiro, 2002).

Harabiyete uğramış süt ön dişlerde yeterli translüsensiye sahip olması, kolay uygulanması, kompozit yapıyı güçlendirmesi nedeniyle kullanılan fiber postlar, alternatif tedavi seçeneği olarak görülmektedir. Küçük yaşlı ve kooperasyon güçlüğü olan çocuklarda fiber post tekniğinin tüm aşamalarının uygulanabilmesi için sedasyon ve genel anestezi uygulamaları gerekebilmektedir. Tedavinin başarısının devamı için ebeveyn kooperasyonu, bununla birlikte periyodik klinik ve radyografik kontrollerin yapılması gerekmektedir (Subramaniam ve ark.,2008).

1.2.3.2. Cam Fiber Postlar

Bu teknik fazla madde kaybı olan dişlerde tutunmayı artırmak için diş yapısının yüzey alanını intraradikuler olarak artırır. Cam fiber postun akışkan kompozit ve bonding ajanı ile birlikte kullanılması, bir birine güçlü bağlanan, tüm bileşenlerin birbirine birleştiği bir restorasyon ünitesi oluşturmak için bir alternatif sunduğu ve ayrıca, fonksiyonel kuvveti iletmede kökün koronal kısmı kullanma avantajıyla da başarıya katkıda bulunduğu söylenmiştir (Motisuki ve ark., 2005).

Ağız boşluğu gibi nemli ortamlarda cam fiberle güçlendirilmiş polimerlerin uzun dönem başarısıyla ilişkili faktörlerden birisi de cam fiber yüzeyinin mikro sızıntıya karşı stabilitesidir. Dört yıllık bir klinik takip sonucunda, cam fiber postlar kullanım ömrü açısından döküm postlara göre daha başarılı bulunmuştur (Ferrari, Vichi García, 2000).

Manjul Mehra ve ark.nın (2012) yaptığı çalışmada fiber post uygulanmasının küçük çocuklarda süt ön dişlerin fonksiyonunu, şekil ve estetiğini yeniden yapılandıran değerli bir klinik prosedür olduğu bildirilmiştir (Mehra ve Grover, 2012).

1.2.3.3. Polietilen Fiber

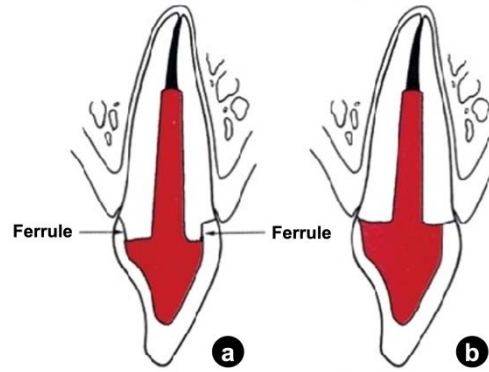
Renginin diş dokularına benzer olması, yüksek yorgunluk direncine sahip olması ve sert olmaması gibi nedenlerle üstün özelliklere sahip bir materyal olarak bilinmektedir. Ayrıca kırılma olmaması, erimeye karşı dirençli, hidrofobik ve biyouyumlu olması da tercih edilen fiberler arasına girmesini sağlamıştır.

Polietilenin polar grupları yoktur ve yüzey enerjisi düşüktür. Bu nedenle, tüm bu üstün özelliklerine karşın rezin ile bağlantısı zayıf olması gibi dezavantajı da vardır (Eskitaşcıoğlu ve Belli, 2002).

Aşırı madde kaybına maruz kalmış süt keser dişlerin dahil edildiği 24 aylık takipli bir klinik çalışmada kompozit post, Ribbond polietilen fiber post ve cam fiber postlar değerlendirilmiştir. Sonuçlarda cam fiber postlar maksimum retansiyon ve marjinal adaptasyonu göstermiş, bunu polietilen fiber postlar izlemiş, kompozit postlar ise en az tutunma ve marjinal adaptasyon göstermiştir (Münevveroğlu ve ark., 2020).

Kanal tedavili dişlerin kırılma dayanımlarının artırılması gerektiğinde, ‘Ferrule Etki’ olarak bilinen prosedürün uygulanması birçok araştırmacı tarafından tavsiye edilmektedir (King ve Setchel, 1990; Martínez ve ark.,1998; Sorensen ve Martinoff, 1984).

Ferrule etki, kuronun servikal bölgesini çepeçevre saran dentin dokusudur. Ferrule, kökün kırığa karşı dayanımını arttıran aynı zamanda antirotasyonel etkiye de sahiptir. Oklüzal kuvvetler geldiğinde tek bir yapı gibi davranarak kuvvetleri periodontal dokulara iletir. Yetersiz olduğunda kuvvetler direkt olarak kök ve restorasyona iletilir ve kırıkların oluşmasına sebep olabilir.



Şekil 1.1. Ferrule yapının şematik görüntüsü: a- Ferrule oluşturulmuş diş; b-Ferrule oluşturulmamış diş (SlideToDoc.com).

Farklı ferrule konfigürasyonların fiber postla restore edilmiş dişlerin fiber kırılma önleyici yeteneği üzerindeki etkilerini değerlendiren bir çalışmada 60 maksiller merkezi kesici dişler toplanarak labial veya palatal bölgede farklı ferrule yüksekliklerine sahip çeşitli ferrule konfigürasyonlarına göre altı gruba ($n = 10$) ayrılmıştır. Tüm dişler endodontik olarak tedavi edilmiş ve fiber post, kompozit kor ve metal kuronlar kullanılarak restore edilmiştir. Kırık oluşana kadar tutulan post restorasyonlarda kırık yetmezliği testleri yapılmıştır, kırılan örnekler uzunlamasına kesilerek mikro stereomikroskop ve tarama elektronik mikroskobu ile incelenmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre adeziv arayüz, post restorasyonların hassas yapısı olsa da, palatal ferrule yüksekliğinin artması, adeziv siman içinde yoğunlaşan stresi etkili bir şekilde azalttığı söylenmiştir. Ayrıca sonuçlar, ferrule etkisinin siman tabakasının

bütünlüğünü koruduğunu, özellikle palatal ferrule yüksekliğinin arttırılmasının, fiber postlarla restore olunan dişlerin kırılma önleyici yeteneğini önemli ölçüde arttırdığını göstermiştir (Zhang, Peng, Wang 2015).

Süt dişlerinin fizyolojik kök rezorpsiyonu, post kullanımı için tüm kök kanal uzunluğunun kullanılmasını engelleyen ana faktördür (Metha ve ark., 2012).

1.2.4. Kompozit Rezin Kısa Post tekniği

Bu teknik fazla madde kayıplı dişlerde endodontik tedaviyi takiben kısa post yerleştirilmesi ve üzerinin kompozitle restore edilmesidir. Kanal boşluğuna rezin restorasyondan önce kompozit rezin postun yerleştirilmesi kanal içi retansiyonu artırmaktadır. Bu teknik estetiği ve fonksiyonu sağlarken uzun laboratuvar aşamaları ve fazla masrafları da elimine eder. Bundan başka, bu teknik kanalda ve kuronda sadece adeziv materyal içerdiği için postun simantasyon aşaması da elimine edilmiş olur (Mendes ve De Benedetto, 2004). Polimerizasyon büzülmesine bağlı retansiyon kaybı ana dezavantajıdır (Judd ve ark.,1990; Ram ve Fuks, 2006).

1.2.5. Mantar Restorasyonlar

İlk kez 1980’li yıllarda özellikle ön bölge süt dişlerinin aşırı harabiyetlerinde dişlerin çekimine karşı bir alternatif olarak sunulmuştur (Judd ve ark.,1990).

Doğan ve arkadaşlarının (2020) yaptığı yeni tarihli bir çalışmada mantar restorasyonların 18 ay takip sonucunda başarısı değerlendirilmiştir. Takipler sonucunda dişlerin hiçbirinde apikal radyolüseni veya patolojik kök rezorpsiyonu görülmemiştir. Kısa post (mantar restorasyonları) tekniğin, ciddi şekilde çürümüş süt dişlerinin restorasyonu için klinik olarak kabul edilebilir alternatif bir yöntem olduğu sonucuna varılmıştır. Ayrıca bu çalışma, genel anestezi

altında tedavi edilen pediatrik hastalar için bu teknikle tedavinin uygulanabilirliğini desteklemektedir.

Öztaş ve Yıldırım (1996) mantar biçiminde şekillendirilmiş (mushroom shaped) kısa post tekniğini kullanarak 3,5 ve 5 yaşındaki iki hastanın dişlerini restore etmişlerdir. Hastaların rutin kök kanal tedavi işlemleri yapıldıktan sonra mantar biçiminde retansiyon alanı oluşturulmuştur. Ayrıca bir altyapı materyali olan FluoroCore kanal içindeki bu retansiyon alanına üretici firmanın tavsiyeleri doğrultusunda yerleştirilmiş ve 20 saniye ışınlanmıştır. Daha sonra pedodontik strip kuronlar dişlere adapte edilmiş ve hastalar 6. ve 12. aylarda kontrole çağırılmış fraktür, marjinal bütünlük kaybı, mobilite ve rekürrent çürük açısından değerlendirilmiştir. Bir yılın sonunda dişlerin hiçbirinde yerinden oynama, marjinal bütünlük kaybı, mobilite ve tekrarlayan çürük gözlenmemiştir.

1.2.6. Biyolojik Restorasyonlar

Kısmı ya da total olarak krunun kaybedildiği durumlarda çekilmiş, doğal, diş bankalarından alınacak dişlerin kullanımı da bir alternatif olarak önerilmektedir. Geleneksel olarak, steril diş parçaları büyük koronal yıkıma sahip dişlerde kullanılmıştır. Biyolojik post ve kron restorasyonu, daha ucuzdur ve kök kanalının iç dentin duvarını koruduğu için kök kanalını güçlendirmek için uygun bir seçeneği temsil eder. Ancak bu avantajlarıyla beraber diş bankasına ihtiyaç duyulması, donörün ve tedavi yapılacak alıcısının anlaşması gibi bazı dezavantajları vardır (Santos ve Bianchi,1991). Ek olarak, bu teknik çapraz enfeksiyonu önlemek için katı önlemler gerektirir (Grewal ve Seth, 2008).

Casellato ve arkadaşları (2002) yaptıkları in-vitro çalışma sonucunda metal postların, Ni-Cr postların, omega şekli verilen ortodontik telleri, biyolojik postların ve kök kanalına yerleştirilen kompozit rezinlerin benzer fraktür direnci gösterdiklerini rapor etmişlerdir.

Yapılmış bir klinik çalışmada 51, 52, 61, 62 numaralı dişlere kanal tedavisini takiben, biyolojik restorasyon uygulanmış, koronal restorasyon olarak ise strip kuronlar kullanılmıştır. Biyolojik restorasyon olarak kullanılan ortodontik amaçla çekilmiş premolar dişlerin kökleri, uygulanacak kesici dişlerin servikal kısmının önceden ölçülen bukkolingual ve meziodistal boyutlarına uyacak şekilde kesilmiş ve şekillendirilmiştir. Ardından 121°C'de 15 lbs basınçta 15 dakika otoklavlanmış, kök yüzeyine ve dentin postlara asit-bond uygulandıktan sonra akıcı kompozit rezinle simante edilmiştir ve sellüloid strip kuronla final restorasyon yapılmıştır.

Aynı çalışmada başka bir hastada 73 ve 83 numaralı dişlere otoklavlama işlemine tabi tutulmuş biyolojik dentin post-kor uygulanmıştır. Simantasyon sonrası, inkremental teknikle kompozit rezin final restorasyonu yapılmıştır.

Çalışmanın sonucunda araştırmacılar farklı sebeplerden kırılmış süt ön dişlerini servikal seviyeye getirmek için standart bir prosedürün olmadığını, bununla birlikte dentin post/post ve kor kullanılarak kanal içi retansiyonu arttırmak için sunulan bu tekniğin, pediatrik diş hekimlerinin okul öncesi çağındaki çocuk hastalara benzersiz hizmetler sunmanın memnuniyetini yaşamalarına yardımcı olabilirliğini vurgulamışlar (Mittal, 2014).

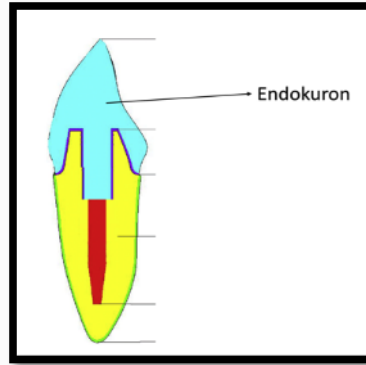
Endodontik tedavi görmüş dişlerin güçlendirilmesi ve restorasyonların stabilitesini arttırmak için post ve ferrule etkisini öneren çalışmalara kıyasla bazı yeni tarihli çalışmalarda dişlerin postlar ile güçlendirilmesinin faydalı olmadığı, tam aksine kanalların post için hazırlanması, dişlerin sertlik ve kırılma direncindeki azalmaya, dentinin zayıflamasına neden olduğu öne sürülmektedir (Assif ve Gorfil 1994; Jotkowitz ve Samet, 2010; Krejci, Mueller ve Lutz, 1994). Bunun ana nedeni olarak, dentin içindeki dehidratasyon veya fiziksel değişikliklerden ziyade, çürük, travma ve geniş kavite hazırlığı ile ilişkili yapısal bütünlüğün kaybı gösterilmiştir (Assif ve Gorfil, 1994; Sorensen ve Martinoff, 1984; Sorrentino ve ark., 2007).

Ayrıca post tedavisi uygulanırken kökte perforasyon ve kırık oluşturma riskinin bulunması geleneksel sisteme alternatif yöntemlerin araştırılmasına sebep olmuştur (Assif ve Gorfil, 1994; Ross, 1980; Soares, Santana, Silva ve Preira, 2007).

Son yıllarda adeziv simanların gelişmesine paralel olarak bilgisayar destekli (CAD-CAM tekniği) restorasyonların tanıtımıyla kompozit rezin ve seramik endokuronlar geleneksel tedavi yöntemlerine alternatif olarak endokuron restorasyonlar klinik uygulamalarda yer almaktadır (Rocca ve ark.,2016; Sedrez-Porto, Rosa, Silva, Munchow ve Pereira-Cenci, 2016).

1.2.7. Endokuronlar

Endokuronlar, kanal içi postlardan farklı olarak pulpa odası ve bir miktar kanal içine girerek bu bölgelerden destek alan, tek parça halinde üretilen, adeziv simanlar ile simante edilen restorasyonlardır (Biacchi, Mello ve Basting, 2013; Bindl ve Mörmann,1999) (Şekil 1.2).



Şekil 1.2. Endokuron restorasyonların şematik görüntüsü.

Literatürde daimi dişler için endokuron restorasyonlarını ilk uygulayan araştırmacı Pissis, endokuronları monoblok porselen teknik olarak tanımlamıştır (Pissis, 1995). Endokuron restorasyonların tanımını ise ilk olarak 1999 yılında Bindl ve Mörmann yapmıştır (Bindl ve Mörmann, 1999). Lander ve Dietschi ise 2008 yılında ilk klinik endokuron makalesini yayınlamışlardır. Endokuron restorasyonlar

pulpa odasından ve kavite duvarlarından destek aldığı için makromekanik tutuculuk sağlarken, adeziv sistem ile simante edilmesi sayesinde mikromekanik tutuculuk da elde edilmektedir (Chang C, Kuo, Lin, Chang Y., 2009).

1.2.7.1. Endokuron Restorasyonların Avantajları

- Preparasyon sırasında sağlam dokuların daha az kaldırılması
- Daha ekonomik olması
- Seans sayılarının az olması
- Tedavinin daha basit olması
- Kısa köklü dişlerde uygulanabilmesi
- Köklerin eğri olduğu dişlerde uygulanabilmesi
- Kalsifiye kanalların olduğu olgularda uygulanabilmesi
- İnteroklüzal mesafenin yetersiz olduğu olgularda uygulanabilmesi
- Supragingival restorasyonlar hazırlandığı için plak tutulumunun daha az olması (Biacchi ve Basting, 2012; Dietschi, Duc ve Krejci, 2008; Ramírez-Sebastià, 2014; Rocca, Tommaso, Saratti, Poncet, Feilzer ve Krejci, 2016).
- Tasarımı ve yapımı aşamasında teknisyene bağlı hataların ortadan kaldırılması (Lin, Chang Y., Chang C., Pai ve Huang, 2010).

1.2.7.2. Endokuron Restorasyonların Dezavantajları

- Bazı klinik çalışmalar, sekonder çürüğün endokuron restorasyonun bir başarısızlık sebebi olarak belirtmiştir.
- Endokuronların küçük azı dişlerde başarısızlığı daha yüksektir. O da muhtemelen küçük azı dişlerin daha az bağlanma yüzeyi ve daha yüksek okluzo-gingival boyuta sahip olmasından kaynaklanmaktadır (Sedrez-Porto ve ark., 2016).

1.2.7.3. Endokuron Restorasyonların Endikasyonları

- Endodontik tedavili, koronal harabiyeti fazla olan dişlerde,
- Kısıtlı inter-proksimal aralığın söz konusu olduğu durumda,
- Seramik kuron restorasyonları yapabilmek için yeterli okluzal yüksekliğin olmadığı durumda,
- Kısa klinik kurlara sahip olan dişlerde,
- Kalsifik, eğri veya kısa kök kanalları olan dişlerde endikedir (Fages, Bennasar, 2013; Sedrez-Porto ve ark., 2016)

1.2.7.4. Endokuron Restorasyonların Kontrendikasyonları

- Parafonksiyonel alışkanlıkları olan hastalarda,
- Dik tüberkül eğimine sahip olan dişlerde,
- Servikal marjin boyutunun 2 mm'den daha az olduğu, ayrıca marjin bitim sınırının mine-sement birleşiminin altında olduğu durumlarda kontrendikedir (Fages ve Bennasar, 2013; Sevimli, Cengiz ve Oruç,2015; Zhu, Rong ve Wang, 2017) .

1.2.7.5. Endokuronların Başarısına Etki Eden Faktörler

Endokuron restorasyonlarda; uygulamanın yapıldığı diş, kullanılan malzeme, pulpa odası derinliği, geri kalan madde miktarı, kullanılan yapıştırıcı simanın türü ve ferrule etki final başarıda belirleyici olarak görülmektedir.

1.2.7.5.1. Uygulamanın Yapıldığı Diş Türü

Premolar dişlere uygulanan endokuron restorasyonların başarısının molar dişlere uygulanan restorasyonlardan daha düşük olduğunu belirten çalışmalar vardır.

Bu durumun; premolar dişlerin yüzey alanlarının daha az olması ve kron boylarının daha uzun olması ve horizontal kuvvetlere daha fazla maruz kalması nedeniyle olabileceğini belirtmişlerdir (Bindl ve Mörmann, 1999).

1.2.7.5.2. Kullanılan Malzeme

İlk endokuron restorasyonu Cerec sistemi kullanılarak Bindl ve Mörmann tarafından porselen CAD/CAM bloklarından yapılmıştır (Bindl ve Mörmann, 1999). Bununla birlikte, başka araştırmacılar daha iyi stres soğurması ve yüksek tokluk gibi özellikleri nedeniyle rezin materyallerin endokuron restorasyonların yapımında kullanılmasından bahsetmişler. Ayrıca, hem porselenler, hem de indirekt rezinlerin, iyi marjinal uyumluluğu, ideal proksimal kontakt, aşınmaya karşı yüksek dirençliliği ve iyi bir estetiği sağlayabildiğini vurgulamışlar (Ferrari ve ark., 2000). Son çalışmalarda rezin nano-seramikler ve fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin endokuron restorasyonlarda kullanılması da rapor edilmiştir (Rocca, Rizcalla, Krejci, 2013; El-Damanhoury, Haj-Ali ve Platt, 2015). Endokuron restorasyonların materyal seçiminde, seramiklerin kompozit rezinlere göre daha üstün olduklarını öne süren araştırmalar da vardır (Dietschi ve ark., 2008).

Endokuron restorasyonlarının yapılabileceği materyallere; feldspat ve cam seramikleri, CAD/CAM seramik ve kompozit bloklar, rezin nano-seramikler ve fiberle güçlendirilmiş rezinler dahildir.

1.2.7.5.2.1. CAD/CAM (Bilgisayar Destekli Tasarım/Bilgisayar Destekli Üretim)

CAD/CAM tekniği optik tarayıcılar kullanılarak direkt ağız içinden, bazen de model üzerinden prepare edilen dişlere ait verilerin taranması, elde edilen dijitalize verilerin bilgisayara aktarılması ve böylece üçboyutlu tasarımların oluşturulması prensipine esasanır. Sonra bu tasarımlar sisteme bağlı aletlere aktarılarak çeşitli

Üreticiler tarafından hazırlanmış seçilmiş diş rengine indirekt restoratif materyal blokların freze edilmesi yolu ile istenilen restorasyonlar elde edilir. Frezleme işlemine takiben oklüzal uyumlama, cilalama ve simantasyon işlemleri yapılır.

1.2.7.5.2.2. CAD/CAM Tekniğinin Avantajları

- Dijital l alma yöntemi ile geleneksel ölçü alma yöntemleri ortadan kalkmıştır.
- Daha kısa süre içinde daha uyumlu restoratif materyaller ile hazırlanmış restorasyonlar elde edilebilmektedir.
- Tek seansta uygulamalar yapılabildiği için klinikte zaman kaybı engellenmiştir.
- Bu sistemler ile birlikte hata ihtimali minimuma indirgenmiş ve indirekt restorasyonlardan kaynaklanabilecek muhtemel çapraz kontaminasyonların önüne geçilmiştir (Duret ve Preston 1991; Feuerstein, 2004; Palin, Trevor ve Burke, 2005).

Bütün bu avantajlara rağmen CAD/CAM tekniğinin kullanımını sınırlayan bazı dezavantajları da vardır. Bunlardan en başlıcası birçok yeni sistem geliştirilmesine rağmen CAD/CAM uygulamalarının henüz ekonomik olmamasıdır. Derin subgingival kenarlara sahip dişlerin verilerini bilgisayara aktarmak sorun yaratmakta ve bu sebepten iyi bir dişeti retraksiyonu yapmak zorunlu hale gelmektedir. Monokromatik üretilen bloklar n bölgede ideal estetik beklentilerin her zaman karşılanamamasına neden olmaktadır. Farklı renklerde blokların geliştirilmesi ve farklı boyama kitleri sayesinde bu sorun zlmeye başlanmıştır (Davidowitz, Kotick, 2011; Christensen, 2001).

Klinikte ilk ve en yaygın kullanılan CAD-CAM sistemi Cerec sistemidir. İlk CEREC sisteminin, restorasyonların marjinal uyumlarının zayıf olması ve oklüzal yüzeyin şekillendirilmesindeki başarısızlıklar gibi dezavantajları CEREC 2 sistemi ile ortadan kaldırılmış ve günümüzde CEREC 3 sistem ile yüksek başarı oranıyla

restorasyonlar elde etmek mümkün olmuştur (Otto ve De Nisco,2002; Liu ve Essig,1995).

Cerec sisteminin en büyük avantajlarından biri, tek seansta yaklaşık 20 dakikada restorasyonun tamamlanıp ağızda simante edilebilmesidir (Estafan, David ve Calamia, 1999; Mörmann, 2006). Ek olarak, etkinliği hem in vitro hem de in vivo çalışmalarla kanıtlanmıştır (Reiss, Walther, 2000; Rusin, 2001).

Kanat-Ertürk ve arkadaşları (2018) farklı preparasyon derinliklerine (kısa; Short-S- 3 mm ve uzun; Long-L-6 mm) sahip ve çeşitli CAD / CAM materyalleri (Feldspatik seramik, Lityum disilikat cam seramik, Rezin seramik, Polimer infiltre seramik, Monoblok zirkonya) ile üretilen endokuron restorasyonların kırılma direncini araştırmışlar. Çalışmanın sonucunda en yüksek kırılma mukavemetini zirkonya (S-533.61 N, L-610.54 N), en düşük kırılma mukavemetini ise feldspatik seramik grubu göstermiştir (S-47.29 N, L- 71.38 N). Feldspatik seramik-L grubu, Feldspatik seramik-S grubuna göre istatistiksel olarak daha yüksek kırılma mukavemeti değerleri gösterirken, ($p=0.014$) diğer seramik grupları için L ve S preparasyon derinlikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır ($p>0.05$).

Benzer bir çalışmada Aktaş ve arkadaşları (2018) zirkonya içerikli cam seramik endokuron, alümina içerikli silikat seramik endokuron ve polimer içerikli hibrit seramiklerden üretilmiş endokuronların kırılma dayanımları üzerine araştırma yapmışlar. İnceleme sonucu araştırmacılar tüm malzemelerin kırılma dayanımı açısından klinik kullanıma uygun olduğunu belirtmişlerdir. Ancak zirkonya ile üretilmiş endokuronlarda meydana gelen kırıkların tamir edilemez kırıklar olduğunu, hibrit seramik ile üretilen endokuron restorasyonlardaki kırıkların ise tamir edilebilir olduğunu vurgulamışlar.

Chang ve arkadaşları (2009) premolar dişler üzerinde lösit takviyeli cam seramik endokuron restorasyonların cam fiber post ve kompozit kor (1,163,30 N) ile desteklenen tam seramik kuronlardan istatistiksel olarak daha yüksek kırılma direnci

değerleri (1,446,68 N) gösterdiğini belirtmişlerdir. Ayrıca, bu değerlerin bir taraftan seramik malzemelerin artan kalınlıklarına, diğer taraftan endokuronların kuronlara göre arayüzey sayısının azalmış olmasına bağlı olduğunu bildirmişler.

1.2.7.5.3. Pulpa Odası Derinliği

Endokuron restorasyonların pulpa odasından destek alan kısmının farklı boyutları hakkında karşılaştırılmanın yapıldığı herhangi bir çalışma olmasa da, Fages ve ark. (2013) 3 mm'den daha az olmaması gerektiğini belirtmişken, Bindl ve Mörmann tarafından (1999) yapılan endokuron restorasyonun ilk klinik çalışmasında pulpa odası derinliği 1 ile 4 mm arasında değişen endokuron restorasyonların klinik değerlendirilmesi yapılmış ve 2 mm'den daha az olduğu durumlarda diş duvarlarının yeterli destekliği sağlamayacağı bildirilmiştir (Bindl ve Mörmann 1999; Fages, 2013). Endokuron restorasyonlarında makroretansiyonu sağlayan pulpa odası derinliğinin fazla olduğu durumlarda adezyon için gerekli yüzey alanının arttığı belirtilmiştir (Öznurhan ve Aylin, 2020). Bununla birlikte, pulpa odası uzantısının uzunluğu arttığında endokuronlarla restore edilmiş premolarlarda kırılma direncinde bir artış olduğunu gösterilmiştir. Pulpa boşluğu ve bunun sonucunda intrakoronal uzantı ne kadar derin olursa, adeziv retansiyonu ve çiğneme kuvvetlerinin iletimi için kullanılabilecek yüzey alanı o kadar büyük olur (Dartora, 2018).

Yeni tarihli çalışmalardan birinde 2 mm ve 4 mm radiküler derinliğe, ayrıca 2 mm çevresel, 2 mm labial ve 0,5 mm palatinal, 2 mm palatinal ve 2 mm labial koronal yapılar sahip maksiller santral kesici dişler litium-disilikat CAD / CAM endokuron ile onarılmış ve başarısızlık yükü incelenmiştir (Badawy, Aziz ve Omar, 2019). Çalışmanın sonucunda, radiküler uzunluğu ile ilgili olarak, varyans analizi, test edilen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmasa da ($P > 0.05$) kısa radiküler uzunluğa sahip endokuronlarla restore edilen örneklerin uzun radiküler uzunluğa göre daha iyi olduğunu göstermiştir. Ayrıca koronal yapıyla ilgili kırılma direncinden bahs edersek, en yüksek kırılma direncini 2 mm çevresel rezidüel

koronal diş yapılarına sahip gruplar, ardından 2 mm labial rezidüel koronal yapılı gruplar göstermiştir.

Çalışma araştırmacıları kırılma direnci değerleri, 150 ile 200 N arasında değişen normal ısırma kuvveti ile karşılaştırıldığında, lityum disilikat seramiğin uzun ve kısa radiküler derinliklere sahip endokuron restorasyonların klinik uygulamalarda güvenle kullanılabileceği sonucuna varmışlar (Albero, Pascual, Camps ve Grau-Benitez, 2015; Boven, Raghoobar, Vissink ve Meijer, 2015; Leung, Tsoi, Matinlinna ve Edmond Pow, 2015).

Ramirez-Sebastia ve arkadaşlarının (2014) yaptığı çalışmada endokuron ve kısa/uzun post, kor ve kuronlarla restore edilmiş endodontik tedavi görmüş anterior dişlerin kırılma mukavemeti ve başarısızlık tipleri değerlendirilmiştir. Çalışma için seçilmiş olan kırk sekiz sağlam üst kesici dişe endodontik tedavi yapılmış, sonra kuronlar 2 mm'lik bir halka ile sağlanan mine-sement birleşimine koronal olarak 2 mm kesilmiştir. Örnekler restorasyonun post uzunluğuna ve tipine göre rastgele altı gruba ayrılmıştır ($n = 8$). Grup 1- 10 mm cam fiber post, kompozit kor ve tam seramik kuron (LPCer) ; grup 2- 5 mm cam fiber post, kompozit kor ve tam seramik kuron (SPCer); grup 3- 10 mm cam fiber post, kompozit kor ve kompozit kuron (LPCpr); grup 4- 5 mm cam fiber post, kompozit kor ve tam kompozit kuron (SPCpr); grup 5 – seramik endokuron (EndoCer) ve grup 6- kompozit endokuronla (EndoCpr) restore edilmiştir. Restore edilen dişlere öncelikle termal döngüye sahip bilgisayar kontrollü bir çiğneme makinesi kullanılarak yorgunluk testi yapılmış, ardından universal bir test makinesinde kontrollü bir yük uygulanarak örneklerin kırılma mukavemeti değerlendirilmiştir.

Çalışma sonucunda endokuronların, maksimum kırılma yükü (662,5 N) göstererek en yüksek kırılma mukavemetine sahip restorasyon materyali olduğu rapor edilmiştir. Ayrıca endokuronlu ve kısa postlu koronal restorasyonlar onarılabilir kırıklarla sonuçlanırken, uzun postlu restorasyonlar yük altında katastrofik başarısızlıklara neden olmuş ve intraoral olarak tamir edilemeyen kırıklar nedeniyle diş çekimi gerektiği bildirilmiştir. Kompozit ve seramik restorasyonlara gelince

aralarında önemli bir farklılık tespit edilmemiştir. Endokuron, kısa post (5 mm) veya uzun post (10 mm) ile restore edilen örneklerin kırılma mukavemeti skorlarında hiçbir farklılık görülmemiştir. Bulgulara istinaden post uzunluğunu artırmanın restorasyonların kırılma dayanımında bir farklılık oluşturmadığı bildirilmiştir. Fakat, bazı çalışmalarda ön restorasyonlarda 10 mm uzunlukta (uzun) cam fiber postun yüksek kırılma direnci gösterdiği rapor edilmiştir (Giovani ve ark., 2009). Araştırmacılar bu sonucu örneklerin hiç yorgunluk testine maruz kalmadığı ve yalnızca makromekanik retansiyondan faydalanan, adeziv olmayan restorasyonların kullanımı ile ilişkilendirmişler. Sonuç itibarıyla, araştırmacılar ön keser dişlerde kısa post ve endokron kullanımının klinik kullanım için yeterli dayanımına sahip olduğunu ve bu gruplarda meydana gelen kırıkların tamir edilebilir olduğunu belirtmişlerdir. Bununla birlikte, bu tekniğin klinik kullanım için güvenli bir şekilde önerilebilmesi için bu bulgunun in vivo doğrulanmasının gerekli olduğu söylenmektedir.

Son çalışmalar, post uzunluğunun kısa olmasının kırılma direnci üzerinde olumsuz bir etkisi olmadığını ve apikal örtücülükten ödün vermeden ön dişlerde kullanılabileceğini göstermiştir (Nissan ve ark., 2008; Scotti, Cardelli, Baldissara ve Monaco, 2011). Bunun da ana nedeni, modern konservatif diş hekimliğinde, restorasyonların tutunmasının adezyona bağlı olmasıdır. Bu nedenle, makroretatif unsurların kullanımı artık gerekli olmayabilir (Hikita ve ark.,2007) .

1.2.7.5.4. Geriye Kalan Madde Miktarı

Preparasyon sonrası kalan diş dokusu miktarına göre endokuron restorasyonların sınıflaması üçe ayrılmaktadır.

1. En az iki sağlam duvarın olduğu diş preparasyonu,
2. Maksimum bir duvarın orijinal yüksekliğinin yarısından daha fazla bir yüksekliğe sahip olduğu diş preparasyonu,

3. Tüm duvarların orijinal yüksekliğinin yarısından daha düşük olduğu diş preparasyonu (Lise ve ark., 2017). Aşırı kuron harabiyeti olan dişlerde ve parafonksiyonel alışkanlıkları bulunan bireylerde endokuron restorasyonların klinik başarılarının incelendiği bir çalışmada 10 yıla kadar takip sonucunda araştırmacılar, endokuronların başarı şansının yüksek olduğunu, ayrıca bu restorasyonların geleneksel fiber-post restorasyonlara alternatif olarak değerlendirilmesinin gerektiğini bildirmişlerdir (Belleflamme ve ark., 2017).

Yapılan bir araştırma sonucunda 2 mm labial, 2 mm çevresel rezidüel koronal yapının olduğu durumlarda endokuronların kırılma direncinin daha yüksek olduğu gösterilmiştir (Badawy ve ark., 2019). Ayrıca, hem servikal marjin boyutunun 2 mm'den daha az olduğu, hem de marjin bitim sınırının mine-sement birleşiminin altında olduğu durumlarda artan diş kırılma riski ve restorasyonun retansiyonunun azalması nedeniyle endokuron kullanımı uygun olmayabilir (Fages ve Bennasar, 2013; Sevimli ve ark., 2015; Zhu ve ark., 2017).

1.2.7.5.5. Kullanılan Yapıştırıcı Siman Türü

Simantasyon için kullanılan adeziv materyaller, diş dokusu ve restorasyon arasında bağlantıyı sağlayarak hem restorasyonun dayanıklılığını artırır hem de diş dokusunu destekler. Daimi restorasyonların yapıştırılmasında mine, dentin ve restorasyon yüzeyine bağlanabildiği için günümüzde rezin esaslı simanlar tercih edilmektedir (Frankenberger ve ark., 1999; Georges ve ark., 2003; Pegoraro, Da Silva ve Carvalho, 2007). Kompozit rezin simanların sertlik, yüksek adezyon ve düşük çözünme gibi özellikleri mevcuttur. Son yıllarda self adeziv simanlar yeni bir materyal olarak diş hekimliğinde kullanım alanına girmiştir. Bu simanlar, smear tabakasına daha iyi bağlandığından uygulama öncesi diş yüzeyinde herhangi bir işlem yapılmasına gerek yoktur. Self adeziv simanlar neme karşı toleranslı simanlar olup, diş dokularına ve restoratif materyallere kimyasal olarak bağlanır ve cam

ionomer simanlar gibi flor salınımı yaparlar (Pegoraro ve ark., 2007; Radovic ve ark., 2008).

Günümüzde self adeziv siman olarak kullanılan ürünlerin kapsül ve şırınga şeklinde patların karıştırılmasıyla oluşan formları mevcuttur. Bu materyaller dual-cure radyoopak yapıştırıcı ajanlar olmakla birlikte diş rengi ile uyumlu ve parlatılması kolaydır (Caughman ve ark., 2001).

Yapılmış bir çalışmada endokuronlarda rezin polimerizasyonunun önemine dikkat çekilmiştir. Dual polimerize ve ışıkla polimerize olan iki rezin simanın da 7 mm kalınlığındaki endokuron restorasyonlarda yeterince polimerize olduğu gösterilmiştir (Gregor ve ark., 2014).

1.2.7.5.6. Ferrule Etki

Ferrule etki mevcut dokuya göre yapılmalıdır, ancak minimum olarak yüksekliği 1,5 – 2 mm olması tavsiye edilir (Juloski ve ark., 2012; Magne ve ark.,2014). Ferrule etkisinin yetersiz olduğu kısa klinik kron boyuna sahip dişlerde veya interokluzal mesafenin az olması nedeniyle kor yapısının kısa olacağı öngörülen olgularda geleneksel restorasyonlara göre endokuron restorasyonların önerildiği çalışmalar da vardır (El-Damanhoury ve ark., 2015; Bindl ve Mörmann,1999; Magne, 2014).

Yapılan bir çalışmada insan köpek dişlerine ferrule etki ile/ferrule etkisiz tasarlanan cam fiber post ((GFP_{f-}); (GFP_{f+})) ve endokuron restorasyon ((E_{f-}); (E_{f+})) uygulanmış ve in vitro analizlerle kırılma mukavemeti değerlendirilmiştir. Çalışma sonucunda ferrule etkisiz tasarlanan restorasyonlarda daha yüksek sayıda kırık gözlenmiş (GFP_{f-} =7, GFP_{f+} =3; E_{f-} =10, E_{f+} =2) ve ferrule etkiye sahip restorasyonlara oranla daha düşük ortalama kırılma yükü olasılığı (GFP_{f+} =300 N, GFP_{f-} = 280 N; E_{f+} = 320 N, E_{f-} =188 N) tespit edilmiştir. Kırık ile ilgili olarak ise GFP ile restore edilen dişler, ferrule etki ile tasarlanan endokuronlara göre daha

dirençli olmuştur. Bu çalışmanın sonucunda araştırmacılar ferrule effectin endodontik olarak tedavi edilmiş dişlerin uzun ömürlülüğünü ve yorulma direncini desteklediğini, GFP_{f+} restorasyonun ön dişler için daha uygun olduğunu, fakat E_{f+} kullanımının da uygulanabilir olduğunu söylemişler (Silva-Sousa ve ark., 2020).

Daimi mandibular molar dişlerde yapılan araştırmalar, 1 mm ferrule effect varlığının endokuronların kırılma direncinde artış sağladığını ve onarılamaz kırıkların sayısını sınırlandığını göstermiştir (Einhorn ve ark., 2017; Tahaa ve ark.,2017). Ferrule effectin olmadığı durumda ise periferik mine üzerindeki içbükey bir eğimin sağlanması minede yapışma yüzey alanını artırabilir ve dolayısıyla endokuronların biyomekanik davranışını olumlu yönde etkileyebilir (Veneziani, 2017).

Süt dişlerinde endokuronlarla ilgili çalışmaların çok sınırlı sayıda olduğu görülmektedir.

Daimi mandibular azı dişlerinde yapılan bir çalışmada endokuron ve geleneksel kuronların oblik kırılma direnci cam fiber post-kompozit kor üzerinde karşılaştırılmış ve endokuronlar (674.75 N) geleneksel post-kor sistemlere (469.90 N) göre daha yüksek kırılma direnci değerleri göstermiştir (Biacchi ve Basting ,2012).

Daimi kesici dişlerde yapılan sonlu eleman analizi çalışması sonucunda endokuron restorasyonların daha düşük stres değerleri nedeniyle, post-kor sistemli kuronlara göre kuvvetlere karşı daha dirençli olduğunu ortaya çıkarmışlar. Ayrıca, hem post-kor sistemlerinde, hem de endokuron restorasyonlarında alümina gibi daha sert malzemelerin stres değerlerini arttırdığı, bu nedenle sert malzemeler yerine daha yumuşak olan kompozitin kullanılmasının klinik açıdan daha iyi olabileceğini belirtmişler. Aynı zamanda endokuronların tek parça halinde üretildiği için adezyonunun sadece diş ve restorasyon arasında gerçekleştiği ve bu nedenle adeziv başarısızlığının minimize edildiği de aynı çalışmada belirtilmektedir (Dejak ve Młotkowski, 2013; Zarone, Sorrentino, Apicella, Valentino, Ferrari ve Aversa, 2007).

Yapılmış bir meta-analiz çalışmasında PubMed (MEDLINE), Scopus, EMBASE, Cochrane library ve Google Scholar gibi veritabanları, endokuron sağkalımı ve başarı oranları ile ilgili klinik ve in vitro çalışmalar için Haziran 2019'a kadar aranmış ve endokuronla konvansiyonel kuron sağkalım ve başarı oranları karşılaştırılmıştır. Klinik çalışmaların meta-analizi, endokuronlar için %91,4 ve konvansiyonel kuronlar için %98,3'lük tahmini toplam 5 yıllık sağkalım oranı göstermiştir. Tahmini genel 5 yıllık başarı oranları endokuronlar için %77,7 ve konvansiyonel kuronlar için %94 idi. Değerlendirilen restorasyonlar arasında genel sağkalım veya başarı tahminlerinde önemli farklılıklar bulunmamıştır ($P>0.05$) (Al-Dabbagh, 2020).

Süt 2.molar dişlere pulpotomi tedavisi sonrası uygulanmış endokuron restorasyonların 9 ay boyunca takip edildiği çalışmada, araştırmacılar endokuron yapılan dişin radyografisini incelediklerinde pulpal veya periradiküler dokularda herhangi bir problemin mevcut olmadığını ve restorasyonun marjinal uyumunun çok iyi olduğunu belirtmişlerdir (Bilgin, Erdem, Tanrıver,2016).

1.3. Diş Hekimliğinde Biyomekanik

Ağızdaki fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler sonucunda dişler, kemik, yumuşak dokular ve ağız içinde kullanılan restoratif materyallerde stresler, deformasyonlar oluşabilir. Biyomekanik bilim dalı, farklı kuvvetlerin diş dokuları, restorasyonlar ve diş çevre dokuları üzerine etkisini incelemektedir (Heymann ve ark., 2013). Ortaya çıkan bu streslerin analizi ve dağılımlarının saptanması nedeniyle diş hekimliğinde çeşitli stres analiz yöntemleri kullanılmaktadır. Diş hekimliğinde kullanılan stres analiz yöntemleri şunlardır: fotoelastik yöntem, kırılgen vernik tekniği, gerilimölçer yöntemi, lazer ışınli yöntem, holografik interferometre ile analiz yöntemi, sonlu elemanlar stres analizi (SESA) yöntemi.

Stres analizi yöntemleri ağız içi biyomekanikğin daha iyi anlaşılmasına yardımcı olarak, daha başarılı restorasyonlar yapılabilmesine imkan verdikleri için diş hekimleri tarafından uzun süredir sık kullanılmaktadır.

1.3.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi

Fotoelastik stres analizleri, polarize ışık altında bazı transparan malzemelerin oluşturduğu renkli desenlerin gözlenmesi ve bu parametrelerin değerlendirilmesi yöntemiyle stres dağılımının incelenmesi olarak açıklanabilir. Bu yöntemle karışık yapılar içinde oluşan mekanik iç baskı ve stresleri gözle görülebilir ışık taslakları haline dönüştürülebilir. Polarize ışık demeti yüklenmiş, üzerine kuvvet uygulanmış fotoelastik bir materyalden geçerken, materyali farklı hızlarda kat eden dikey titreşimlere dönüşür. Buna “fotoelastik etki” denir. Bu durum polarize filtre veya polariskop apareyi yardımıyla gözlenebilir. Diş hekimliğinde bu analiz genel olarak doğal diş dokuları etrafında ve hareketli bölümlü protez ya da sabit protezlerin abutmanları etrafında oluşan stres dağılımlarını incelemekte kullanılmaktadır. Bu yöntemin avantaj ve dezavantajları vardır:

1.3.1.1. Avantajları

Karmaşık şekillere sahip oral yapılar modellerle incelenebilir.

- Tüm modellerdeki streslerin yerleri ve büyüklüğü belirlenebilir.
- Çiğneme kuvvetleri gibi kompleks yüklerden ve çeşitli restoratif uygulamalardan kaynaklı stresler belirlenebilir.

1.3.1.2. Dezavantajları

- İn-vivo analizlerde çok başarılı olmaması;
- Fotoelastik resin kullanımı gerekmesi ve nicel ölçümlerde bazı hataların meydana gelmesi (Caputo ve Standlee, 1987).

1.4. Kırılğan Vernik Kuvvet Analizi Yöntemi (Brittle Lacquer Metodu)

Kırılğan vernik kaplama tekniği, cisim üzerine 0.005 - 0.010 inç arasında bir vernik tabakasının püskürtülmesi ve cisme kuvvet tatbik edildiğinde, vernik üzerinde bu kuvvete dik yönde, uygulama noktasından uzaklaştıkça azalan bir takım çatlakların meydana gelmesiyle karakterize olan bir tekniktir. Çatlakların sık olduğu bölgeler, kuvvetin etkisine en çok maruz kalan bölgelerdir (Craig ve ark., 1967; Ulusoy ve Aydın, 2005).

1.5. Gerilim Ölçer (Strain Gauge) ile Stres Analiz Yöntemi

Gerilimölçer, oluşturulan model üzerinde basınç, kuvvet gibi fiziksel özellikleri ölçmek için kullanılan bir alettir. Bu alet, şekil değişikliği ve iç gerilmelerin inceleneceği bölgelere yerleştirilir ve elde edilen gerilim değerleri kaydedilir. Ayrıca, model üzerine kuvvet uygulandığında meydana gelen doğrusal şekil değişimleri de tespit edilebilir. Bu yöntem, mekanik, mekanik-optik, akustik, elektrik ve elektronik yapılar sayesinde stres altındaki boyutsal değişiklikleri detaylı bir şekilde inceleme imkanı sağlamaktadır. Hareketli protezle oral rehabilitasyonda, çiğneme kuvveti sonucu oluşan gerilim değer ölçümlerinde ve implantüstü protezlerin in vivo değerlendirilmesinde bu yöntem kullanılmıştır (Sonugelen ve Artunç, 2002; Ulusoy ve Aydın, 2005). Bu yöntemin bazı avantaj ve dezavantajları vardır:

1.5.1. Avantajları

- İn vivo olarak uygulanabilmesi,
- Verilerin matematiksel prosedürler için kullanılabilmesi,
- Sayısal değerlendirmelerin yapılabilmesi.

1.5.2. Dezavantajları

- Gerilimölçerin boyutundan dolayı küçük objelerde kullanımının zor olması,
- Gerilim ölçümlerinde farklı durumlarda bazen benzer sonuçlar alınabilir (Karl ve ark., 2009).

1.6. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu yöntem, analizi yapılacak materyale kuvvet uygulandığında oluşan ısısal değişiklikler kullanılarak stres miktarlarının değerlendirilmesine esaslanmaktadır. Homojen, izotropik özelliğe sahip bir dental materyal üzerine devamlı olarak kuvvet uygulandığında ısısal olarak değişimler meydana gelmektedir. Ağız içinde fonksiyon sırasında oluşan devamlı yükleme sonucunda da materyal üzerinde asal gerilmeler oluşmaktadır. Çiğneme fonksiyonu esnasında bu analiz için gereken periyodik yükleme frekansına ulaşmak mümkün olsa da, dental implantların statik yüklemesi bu yöntemle yapılamamaktadır. Ayrıca bu yöntemle termal değişimlerin hem restorasyon hem de canlı dokular üzerindeki etkileri net olarak incelenemez (Oyar ve ark. 2006; Ulusoy ve Aydın, 2005).

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

Lazer ışını ile stres analiz yöntemi, optik bir teknik olup, lazer ışını kullanılarak modelin üç boyutlu görüntüsünün halografik film üzerinde kayd edilmesi prensibine

dayanır. Bu yöntemde İnterferometri denilen alet kullanılarak model üzerindeki aralık ve yer değıştirme miktarı iki lazerin çıkardığı ışın demeti sayesinde ölçölür ve ışın verilmesi sırasında cisim hareket ettirildiğinde otraya çıkan halografik görüntüde oluşan saçakların değeriendirilmesi ile sonuc elde edilir. Canlı dokularda meydana gelen gerilim dağılımlarının belirlenememesi, ayrıca ağız ortamında meydana gelen termal etkilerin yapılarda oluşturduğu etkinin incelenememesi bu yöntemin dezavantajıdır (Ulusoy ve Aydın, 2005).

1.8. Sonlu Elemanlar Stres Analizi (SESA)

SESA, bir materyalin veya modelin belirli materyal özellikleri için yapay olarak stres maruziyetini ve analiz edilmesini bilgisayar aracıyla sağlayan bir metottur (Hammond ve Whitty, 2015).

Sonlu elemanlar stres analizi canlı dokular da dahil olmak üzere tüm materyallerde meydana gelen stres (gerilim) ve gerinimleri (strain) hesaplamada kullanılan ve diğer analizlere göre daha detaylı ve gerçeğe daha yakın sonuçlar veren bir mühendislik metodudur. Bu yöntemde kuvvet, gerilim, gerinim, Elastisite (Young's) modülü, Poison oranı, izotropi, anizotropi gibi bazı biyomekanik terimler kullanılmaktadır.

1.8.1. Kuvvet

Kuvvet, vektörel özelliye sahip olup, duran bir cismi hareket ettiren, hareket eden bir cismi durduran, şekil, hız, yön ve doğrultuları üzerinde değışikliğe yol açan etkidir. Kuvvetin birimi Newton (N) veya kilogram kuvvet cinsinden ifade edilir (Caputo ve Standlee, 1987). Çiğneme kuvvetlerinin genel olarak 150-800 N arasında değıştiği bilinmektedir. Çiğneme kuvveti, azı dişler bölgesinde en yüksek, kesiciler bölgesine doğru ise azalmaktadır (Powers ve Sakaguchi, 2006).

1.8.2. Stres (Gerilim)

Cisme kuvvet uygulandığında dış kuvvete karşı iç direnç oluşur. Dış kuvvete karşı oluşan direnç tepkisi bu kuvvete eşit, ancak zıt yöndedir. Bu kuvvetler cismin tüm alanı üzerinde dağılır. Buna göre cismin içindeki stres, birim başına gelen kuvvet olarak ifade edilir. Gerilim birimi “Megapaskal” (MPa ya da N/mm^2)’dır (Powers ve Sakaguchi, 2012).

$$\text{Gerilim} = \text{Kuvvet} / \text{Alan} \quad (\sigma = F/A) \quad (\text{Roark ve ark., 1976})$$

Stresler, 3’e ayrılır: sıkışma gerilmesi (compressive stress), çekme gerilmesi (tensile stress) ve makaslama gerilmesi (shear stress) (Bidez ve Misch, 2008; Soratur, 2002).

- Sıkışma (Compressive) gerilmesi- cisme birbirine doğru, aynı doğrultuda, fakat farklı yönlerde kuvvet uygulandığı zaman oluşur ve cisimde kısalma meydana gelir.
- Çekme (Tensile) gerilmesi- cisme birbirinden uzaklaşan, aynı doğrultuda, ama zıt yönde kuvvet uygulanması zamanı oluşur ve cisimde uzama meydana gelir.
- Makaslama (Shear) gerilmesi- bir cisme birbirine doğru uygulanan paralel iki kuvvetin, cismin parçalarının birbiri üzerinde kaymalarına neden olan stres tipidir (Soratur, 2002).

1.8.3. Gerinim (Strain)

Mekanikte, cisimlerde stresin olduğu yerde oluşan boyutsal, yapısal değişimler gerinim(strain) olarak bilinir. Cismin gerilim altında meydana gelen boyutsal değişiminin, cismin orjinal boyutuna oranlanması ile elde edilir (Bidez ve Misch, 2008).

1.8.4. Elastik (Young's) Modülü

Elastisite- cisimler üzerine uygulanan kuvvetin kaldırılması ile ilk şekillerine geri dönme özeliğidir. Bu özelliğe sahip cisimler “elastik cisimler” olarak bilinmektedir (Anusavice, 2003; Manappallil, 2016). Elastik modülü- elastik aralık içindeki bir malzemenin sertliğini tanımlamaktadır. Bir cismin elastisite modülü arttıkça o cismin elastik özelliği azalır.

$$\text{Elastik modül} = \text{Gerilme} / \text{Gerinim}$$

Bu denklem aynı zamanda Hooke kanunu olarak da bilinir. Gerinim birimsiz olduğundan, Elastik modül gerilim ile aynı birimlere sahiptir ve genellikle MPa veya GPa (1 GPa = 1000 MPa) cinsinden rapor edilir (Powers ve Sakaguchi, 2012).

1.8.5. Poisson Oranı

Elastik aralık içinde, endeki birim uzamanın, boyundaki birim uzamaya olan oranı Poisson oranı olarak tanımlanır ve $[\nu]$ ile sembolize edilir. Bir yöndeki uzama diğer eksenlerde kısalmayla sonuçlanacağı için negatif değer taşır, fakat mutlak değer olarak kabul edilir. Poisson oranı, iki strain (gerinim) oranı olduğu için birimsiz bir değerdir ve bütün maddeler için 0 ile 0,5 arasında değişkenlik gösterir (Powers ve Sakaguchi, 2012; Zaimoğlu ve ark.,1993)

$$\nu = - \epsilon_2 / \epsilon_1$$

ϵ_2 -enine birim deformasyon

ϵ_1 : boyuna birim deformasyon

1.8.6. İzotropi ve Anizotropi

İzotropik materyal, kuvvet doğrultusuna bağlı olmaksızın, her yerinde aynı fiziksel özelliği gösteren materyaldir (Boschian ve ark., 2006). Anizotropik materyaller ise farklı doğrultudaki kuvvetler karşısında farklı elastik özellikler gösteren materyallerdir (Detolla ve ark., 2000).

1.9. SESA ve Diş Hekimliğinde Kullanımı

Sonlu elemanlar stres analizi, uzun zamandır mühendislik alanında kullanılırken, 1970'li yıllardan bu yana da diş dokularını temsil eden modellere uygulanmaktadır ve dental sistemlerde ortaya çıkan stres dağılımlarının karmaşık koşullarını belirlemek için şu anda mevcut olan en kapsamlı yöntem olarak bilinmektedir (Farah ve Craig, 1974; Versluis ve Tantbirojn, 2009). Sayısal bir teknik olarak bilinen sonlu elemanlar stres analizi tekniği, kullanılan diğer tekniklere göre çeşitli avantajları nedeniyle ve bilgisayar teknolojisindeki gelişmelerin de etkisiyle son yıllarda diş hekimliği araştırmalarında oldukça geniş kullanım alanına sahip olmuştur (Taşkınsel ve Gümüş, 2014).

Sonlu elemanlar analizi ile ilgili çalışmalarda, mekanik stresleri değerlendirmek amacıyla Von Mises, maksimum principle ve minimum principle stres değerleri kullanılmaktadır.

1.9.1. Von Mises Stresleri (σ_v)

Von Mises Stresi, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanır ve esneyebilen materyaller üzerindeki gerilme dağılımları ve yoğunlukları hakkında bilgi almak için için kullanılır. İki veya üç boyutta oluşan gerilmeleri birleştirerek, tek yönde yüklenen cismin gerilme mukavemetini verir. Bu değerler analizlerde

genellikle renk yelpazesi üzerinde gösterilmektedir (Adıgüzel, 2010; Shigley ve ark., 2004).

1.9.2. Temel Stres (Principal Stress) (σ)

Mevcut gerilmelerin sadece dik olarak hareket ettiği ve kayma gerilmesinin herhangi bir düzlemde etkilemediği gerilmelere ‘temel stres’ denir (Marghitu, 2001). Bu stresler x, y ve z düzlemlerinde oluşmaktadır. Principle stresler maksimum, intermediate ve minimum principle stresler olmak üzere 3’e ayrılır (Gültekin, B., Gültekin, P., ve Yalçın, 2012). Maksimum Principle Stresler (σ_1)- en yüksek gerilme değerine işaret eden pozitif bir değerdir.

- Intermediate Principle Stresler (σ_2)- ara değerleri içerir.
- Minimum Principle Stresler (σ_3)- en yüksek sıkıştırma değerine işaret eden negatif bir değerdir (Gültekin ve ark., 2012).

Bu değerler şu şekilde sıralanabilir: $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$

SESA yöntemi 2 ve 3 boyutlu olarak uygulanabilmektedir. Malzeme özellikleri, geometrinin karmaşıklığı, analiz şekli, genel bulguların uygulanabilirliği ve zaman ve maliyet gibi birbiriyle ilişkili birçok faktöre bağlı olarak SESA’ da yapılan analiz 2 boyutlu modelleme ve 3 boyutlu modelleme kullanılarak gerçekleştirilebilir (Poiate ve ark., 2011; Romeed, Fok ve Wilson, 2004; Sreekha ve Bashetty, 2010). Ana model gerçeği ne kadar çok yansıtarsa SESA ile o kadar güvenilir sonuçlar elde edilir.

- 2D oluşturulan modellerde SESA– daha düşük maliyetlidir; daha kısa analiz süresine sahiptir; önemli sonuçlar elde edilebilir ve anında bilgi sağlayabilir; ancak bazı yapısal problemlerin karmaşıklığı konusunda da sınırlamalara sahiptir.

- 3D oluşturulan modellerde SESA- daha maliyetlidir; zaman alıcıdır; daha gerçekçi stres dağılımları oluşturma avantajına sahiptir; ancak geometrik verilerin oluşturulması ve model hazırlanması için ek teknolojiler gerekebilir (Akbas ve ark., 2021).

1.10. SESA'nın Uygulama Aşamaları

SESA'nın üç aşaması bulunur.

1. Analiz öncesi aşaması (pre-processing)
2. Analiz aşaması (processing)
3. Analiz sonrası aşaması (post-processing)

1.10.1. Analiz Öncesi Aşaması (Pre-Processing)

Öncelikle analiz yapılacak geometrik cisim taranır ve bu cisim bilgisayar ortamında CAD (Computer Aided Design) programları yardımıyla modellenir. Ardından bu geometrik cismin elemanlara bölünebilmesi için gereken ağ yapısı (mesh) oluşturulmalıdır. Ağ oluşturma işlemi sayesinde, düğüm noktaları ve elemanlara ait koordinatlar belirlenmiş olur. Artık bu modele “Matematiksel Model” adı verilir. Program yardımıyla belirlenen değerlere göre, belirli bir süre sonunda düğüm noktaları, elemanlar otomatik olarak sıralanır ve numaralandırılır. Her bir eleman, ana yapıyı mekanik özellik ve karakter açısından taklit eder. Hassas analiz yapabilmek için elemanların yapısı mümkün olduğunca basit, sayısı ise mümkün olduğunca fazla tutulmalıdır (Bathe,2006; Chandrupatla,2004; Hughes, 2000; Sreekha ve Basetty, 2010). Bu elemanlar birbirleri ile çakışmamakta ve sadece düğüm noktası adı verilen bağlantılarla birbirine bağlanmaktadır. Ardından düğüm noktalarının oluşturulmasıyla sınır koşulları oluşturulmaktadır. Sınır koşulları modelin nerede sabitlendiğini ve kuvvetin nereye uygulandığını gösterir (Geng, Keson, ve Liu, 2001). Sınır koşullarının seçimi ve uygulanması FEA'nın sonucunu etkilemesi açısından oldukça önemlidir (Moratal, 2012; Soares ve ark., 2012).

1.10.2. Analiz Aşaması (Processing)

Oluşturulan modelin her bir elemanının mekanik özellikleri (elastisite modülü ve poisson oranı) ve yükleme koşulları (kuvvetinin yönü, büyüklüğü ve açısı) tanımlanır ve bilgisayar yazılı yardımıyla hesaplama işi yapılır (Bathe, 2007; Chandrupatla, 2004; Hughes, 2000; Sreekha ve Bhashetty, 2010).

1.10.3. Analiz Sonrası Aşaması (Post-Processing)

Bu aşama, denklemlerin çözümünün şemalar, şekiller ve renkli grafikler ile görselleştirildiği aşamadır (Siegele ve ark., 1989). Sonuçların değerlendirilmesinde materyalin tipi oldukça önemlidir. Kırılgan materyallerde principal stresler, çekilebilir materyallerde (metaller) von Mises stresler kullanılmaktadır (Borcic ve Braut, 2012; Geng ve ark., 2001; Gültekin ve ark.,2012).

1.11. SESA'nın Avantajları

- Karmaşık bir geometrik şekle sahip cisimlerde bile, güvenlidir.
- Kuvvetlerin cismin herhangi bir noktasında oluşturduğu stresler ayrı ayrı ölçülebilir.
- Bir cisim değişik malzemelerin birleşiminden elde edilmiş ya da zamana bağlı değişken özelliklere sahip olsa bile kolaylıkla değerlendirilebilir.
- Neden ve sonuç ilişkisine ait sorunlar, küçük bir elemanda çözümlenerek tüm sisteme ait kuvvetler ve yer değiştirmeler cinsinden formüle edilebilir.
- Sınır şartları uygulamak kolaydır.
- Katı ve sıvı yapılarda lineer ve non-lineer değerlendirme yapılabilir.
- Girişimsel olmayan (non-invasive) bir yöntemdir.
- Gerektiğinde çalışma kolayca ve defalarca tekrarlanabilir.
- Doğru değerlerle, gerçeğe çok yakın modeller elde edilebilir (Ramoğlu ve Ozan, 2014; Taşkınsel ve Gümüş,2014).

1.12. SESA'nın Dezavantajları

- Programların maliyeti çok yüksek ve her kullanıcının yalnızca bir giriş hakkı vardır, bu nedenle kullanılan programların her kullanıcı için ayrı ayrı lisanslanması gerekmektedir.
- Bu programlar sık-sık yenilenmektedir ve iyi sonuçlar almak için son versiyona sahip olunmalıdır.
- Programları kullanmak için bilgisayarda oldukça iyi bir donanıma sahip olmak gerekir ve bu nedenle yüksek maliyetli yatırım gerektirir.
- Kullanılacak malzemelerin özellikleri ve uygulanacak kuvvetlerin sisteme girişi tamamen kullanıcıya bağlıdır ve sonuçlar araştırmadan araştırmaya değişkenlik gösterebilir.
- Programların kullanımı için özel eğitim ya da profesyonel destek gerekebilir.
- İnsan anatomisindeki zorluklar nedeniyle bazen modelleme aşamasında güçlükler yaşanabilir.
- Verilerin yanlış tanımlanması ve yanlış yorumlamalar sonucunda hatalı sonuçlar ortaya çıkabilir. (Holmgren, Seckinger, Kilgren ve Mante,1998; Ramoğlu ve Ozan, 2014; Taşkınsel ve Gümüş, 2014)

SESA metodunun güvenilirliğini etkileyen bazı faktörler vardır. Gerçeğe yakın sonuçlar elde etmek için en önemli etkenlerden biri, incelenecek cismin geometrisine oldukça yakın model hazırlanmasıdır. Matematiksel modellerin doğruluğu, seçilen eleman tipine, eleman sayısına ve eleman davranışıyla ilgili yapılan varsayımlara bağlıdır. Eleman sayısı arttıkça bilinmeyenlerin sayısı artsa bile, sonuçların doğruluğu yine de artmaktadır (Staden ve ark., 2006; Geng ve ark., 2001; Jianping ve ark., 2008). Ayrıca, modellenecek yapının anatomisinin düzensiz olduğu ve kuvvetin uygulandığı düzlemin simetrik olmadığı özel durumlarda, 3D modelin hazırlanması zaman ve ekonomik açıdan zor olsa da, 2D modellemeye kıyasla sonuçları olumlu yönde etkilemektedir 3D SESA yönteminin başarısının, sayısal modellerdeki elemanların ve düğümlerin sayısı ile doğru orantılı olduğu rapor edilmiştir (Clelland ve ark.,1991; Ismail, Pahountis ve Fleming, 1987; Meijer ve ark.,1993). Buna

rağmen eleman ve düğüm sayılarının artırılmasının daha güçlü bir bilgisayar donanımı gerektirmesi ve analiz süresini uzatması nedeniyle literatürdeki çalışmaların çoğunluğunda eleman ve düğüm sayısının sınırlandırıldığı görülmektedir (Ismail ve ark.,1987; Clelland ve ark.,1995; Kregzde, 1993).

1.13. Amaç

Bu çalışmada kök-kanal tedavisini takiben, farklı ferrule tasarımlarıyla üretilen endokuron ile restore edilen üst santral kesici diş ve çevre dokularında, fizyolojik çiğneme kuvvetleri altında oluşan farklı streslerin 3D SESA yöntemiyle karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

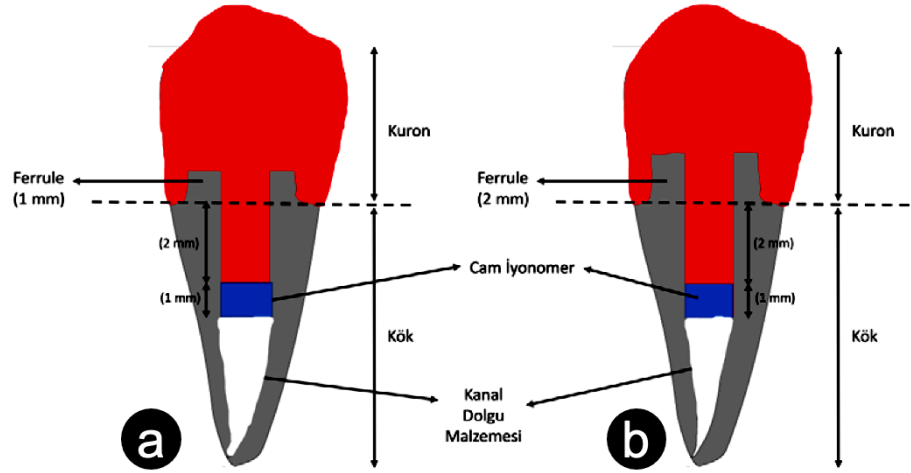
2. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada, kök- kanal tedavisini takiben, farklı ferrule tasarımlarıyla üretilen endokuron ile restore edilen üst süt santral kesici diş ve çevre dokularında, fizyolojik çiğneme kuvvetleri altında oluşan farklı streslerin 3D SESA yöntemiyle karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Araştırmada öncelikle, çalışmada kullanılacak süt keser diş ve bu dişe ait restorasyon modellerinin 3 boyutlu olarak tasarımı gerçekleştirilmiştir. Bunun için, tedavi endikasyonu kapsamında, 5 yaşındaki bir çocuk hastadan alınan Konik Işınlı Bilgisayarlı Tomografiden (KIBT) yararlanılarak, üst süt santral kesici dişin 3 boyutlu modeli oluşturulmuştur. Sonrasında, Intel Xeon ® CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayar sisteminde kullanılan VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) yazılımı ile üst süt santral kesici dişin tüm dokuları ve çevre destek periodontal yapılara ait 2 farklı senaryoyu yansıtan matematiksel modeller oluşturulmuştur.

2.1. Çalışma Modellerinin Tanımlanması

Belirtilen diş ve çevre dokuların tanımlanması ile ilgili olarak, çalışmada kullanılan 1. model; kök-kanal tedavisi uygulanmış üst süt santral kesici dişi, 1 mm yüksekliğinde ferrule altyapısı üzerine üretilen endokuron restorasyonu ve diş çevre dokularını içermektedir. Çalışmamızda kullanılan 2. model ise; kök-kanal tedavisi uygulanmış üst süt santral kesici dişi, 2 mm yüksekliğinde ferrule altyapısı üzerine üretilen endokuron restorasyonu ve diş çevre dokularını içermektedir. Her iki modele ait süt santral kesici dişe uygulanan simule kök-kanal tedavisi işlemini takiben, kalsiyum hidroksit içerikli kanal dolgusunun üzeri 1 mm. kalınlığında cam iyonomer esaslı siman ile örtülmüştür. Bu işlemlerin ardından, belirtilen farklı ferrule

yüksekliklerini içeren süt dişlerine, kök kanallarından 2 mm. uzunluğunda destek alan ve rezin nanoseramik materyalinden (Lava Ultimate, 3M ESPE) üretilmiş endokuron restorasyonlar uygulanmıştır (Şekil 2.1).



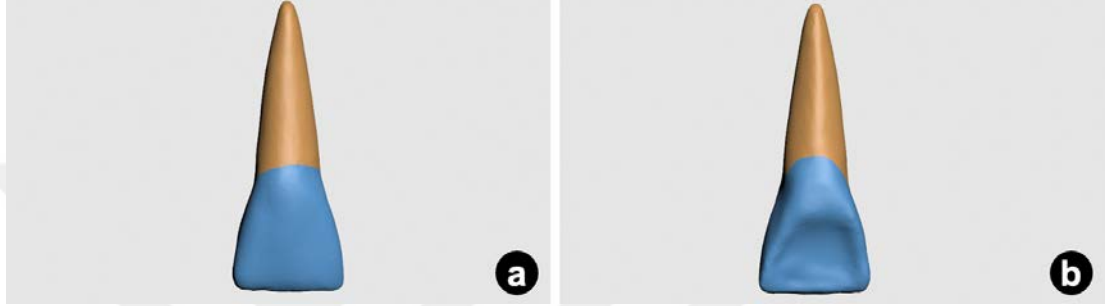
Şekil 2.1. Çalışmada kullanılacak olan 2 farklı senaryoya ait 1 mm (1. model) (a) ve 2 mm, (2. model) (b) yüksekliğindeki ferrule yapısını yansıtan modellerin şematik görünümü.

2.2. Çalışma Modellerinin Oluşturulması

Çalışmaya dahil edilen her 2 senaryoya ait modellerin oluşturulması için, öncelikle süt kesici dişin modellemesi gerçekleştirilmiştir. Bu kapsamda, öncelikle, arşivden alınan tomografik görüntüler ve kuron-köke ait anatomik veriler (Çizelge 1) baz alınarak süt dişi modelleri oluşturulmuştur. Örnek tomografiden dişin kuronuna ait mine kalınlığı diş modeline yansıtıldıktan sonra, yine tomografik verilerden elde edilen pulpa boşluğu modellemeye dahil edilmiştir. Pulpa odası ve minenin toplam kuron boyutlarından eksiltilmesi ile diş kuronuna ait dentin dokusu kalınlığı, pulpa kanalı boşluğunun kök boyutlarından eksiltilmesi ile de diş köküne ait dentin dokusu kalınlığı hesaplanarak modelleme oluşturulmuştur (Şekil 2.2).

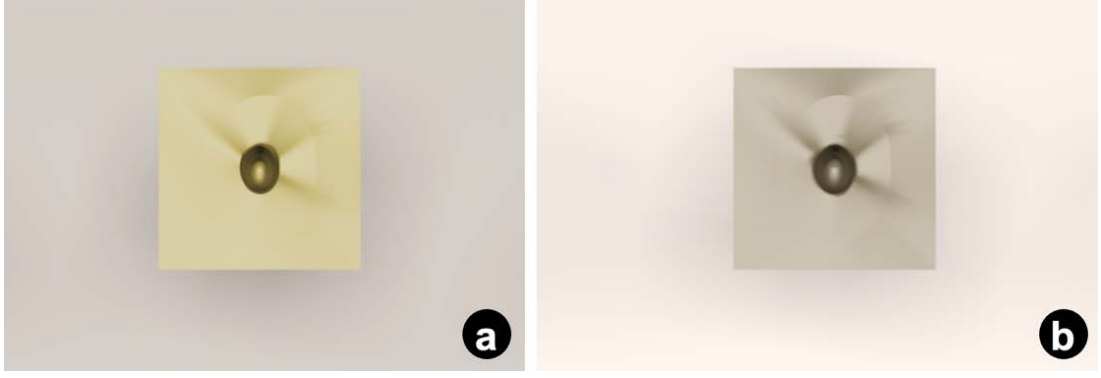
Çizelge 2.1. Üst santral kesici dişin kron ve kök yapısına ait anatomik veriler.

Kuron uzunluğu (mm)	Kök Uzunluğu (mm)	Kuronun Mesio-Distal Çapı (mm)	Kuronun Servikal Bölgesindeki Mesio-Distal Çapı (mm)	Kuronun Labio-Lingual Bölgesindeki Çapı (mm)
6	10	6,5	4,5	5
Mine Kalınlığı (mm) (Arangannal ve ark., 2012)	Mesial	Distal	Lingual	Labial
	0,74	0,82	0,61	0,68



Şekil 2.2. Modellemesi tamamlanan üst süt santral kesici dişin bukkal yüzeyden (a) ve lingual yüzeyden görünümü (b).

Çalışma modeline ait diş ve periodontal ligament modellemesinin ardından, tomografik görüntülerden elde edilen kortikal ve süngerimsi kemiğe ait 3 boyutlu morfolojik veriler ve anatomik uzunluklar kullanılarak, diş çevre dokularını oluşturan kortikal ve süngerimsi kemiğin modellemesi tamamlanmıştır (Şekil 2.3). Bunu takiben diş modellerinin kortikal kemik içerisine kalan kısımlarının dilimleme işlemi ile kesilmesiyle elde edilen arayüzlerden 0.25 mm’lik (Consolaro, 2015) offset komutu ile periodontal ligament aralığı elde edilmiş ve modellemeye dahil edilmiştir (Şekil 2.4). Kemik dokuların modellemesinin ardından, diş ve çevre dokulara ait tüm matematiksel modelleme işlemleri tamamlanmış ve süt santral kesici dişin kanal tedavisi süreci ile ilgili modelleme işlemlerine geçilmiştir.



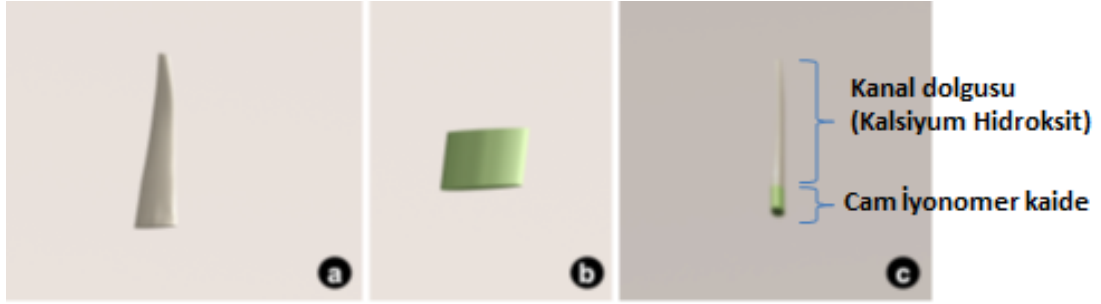
Şekil 2.3. Kortikal (a) ve spongioz kemiğin (b) modellenmesine ilişkin görüntüler.



Şekil 2.4. Modellemesi tamamlanan periodontal ligament aralığı (a) ve periodontal ligamentin süt dişinin kök yüzeyindeki görünümü (b).

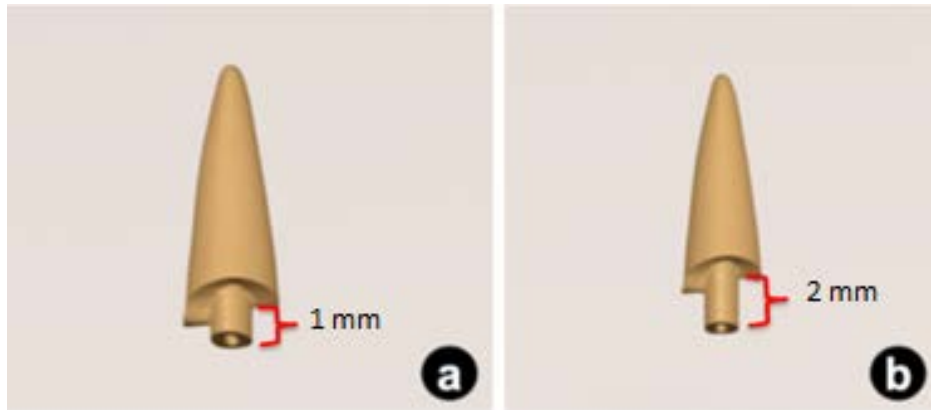
2.3. Dişin Kök-Kanal Tedavisi Sürecini Simüle Eden Modellerin Oluşturulması

Süt kesici diş ve çevre dokuların matematiksel modellemelerinin ardından, süt dişinin kök-kanal tedavisi ile ilgili prosedürlerin ve kullanılan materyallerin dahil edildiği modelleme işlemleri gerçekleştirilmiştir. Bu kapsamda, üst süt santral kesici dişin kök kanallarının kalsiyum hidroksit içerikli kök-kanal dolgu patı ile doldurulmasını simüle eden bir tasarım yapılırken, bir yandan da kök-kanal dolgu patının üzerinin 1 mm kalınlığında cam iyonomer içerikli bir kaide ile örtülmesi işlemi matematiksel modellemeye dahil edilmiştir (Şekil 2.5).



Şekil 2.5. Modellemesi tamamlanan kök-kanal dolgu patı (a), cam iyonomer içerikli kaide (b) ve kök kanalı içindeki görünümü (c).

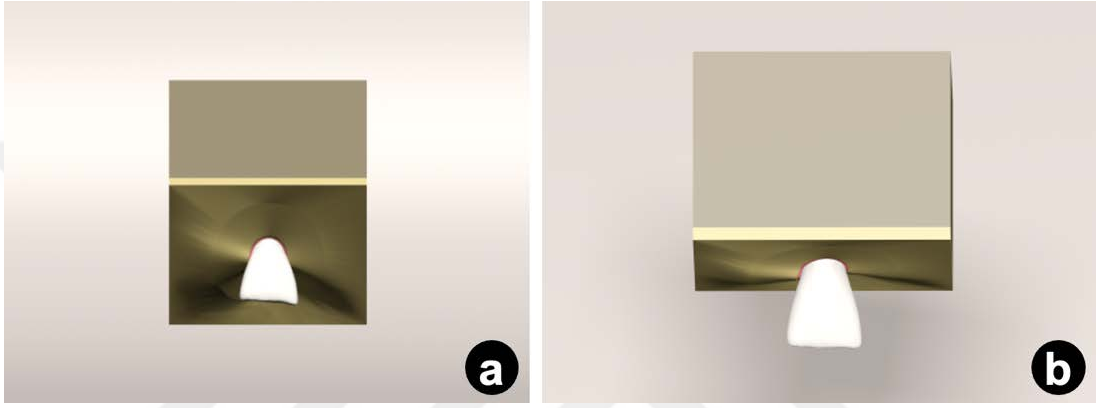
Kök kanal tedavileri ile ilgili matematiksel modelleme işlemleri tamamlandıktan sonra, diş kronunun endokuron için preparasyonu aşamasına geçilmiştir. Bu aşamada, 1. modelde yer alan süt keser dişte ferrule yüksekliği 1 mm., 2. modelde yer alan süt keser dişte ise ferrule yüksekliği 2 mm olacak şekilde bir simülasyon modellenmiştir (Şekil 2.6). Sonrasında restorasyon materyali kullanılarak, diş kronunun anatomik formunu yansıtacak ve kök kanalından 2 mm. destek alacak şekilde rezin nanoseraamik materyalden endokuron restorasyonlar üretilmiş ve dual-cure simanla (Variolink II) dişe simante edilmiş şekilde simüle edilmiştir (Şekil 2.7). Süt keser dişlerin tedavi sürecini kapsayan tüm modellemelerin tamamlanmasının ardından, hazırlanan modeller üst çene kemiğine taşınmıştır (Şekil 2.8).



Şekil 2.6. Diş kesiminin matematiksel modellemesinin ardından 1.modelde ait 1 mm (a) ve 2.modelde ait 2 mm (b) yüksekliğindeki ferrule yapı tasarımları.



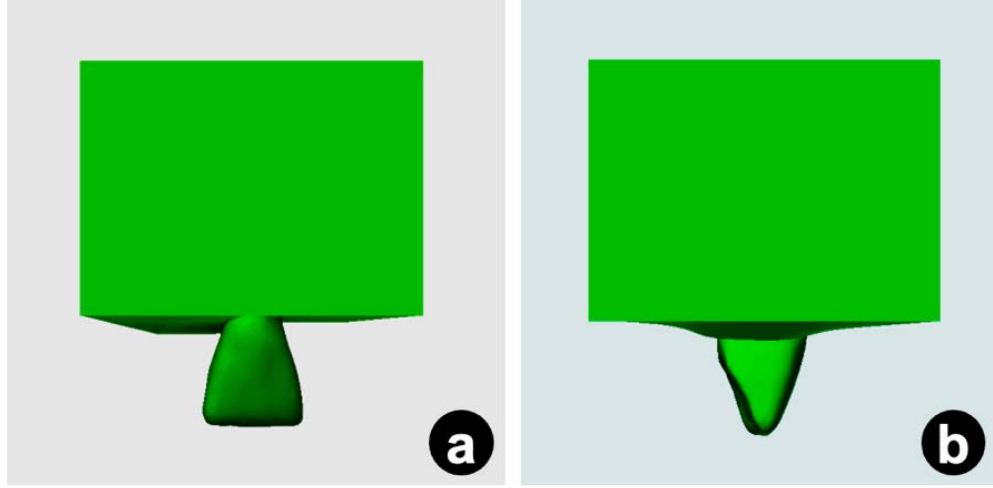
Şekil 2.7. Üretilen endokuron (a) ve dişe simante edilmiş haldeki görünümü (b).



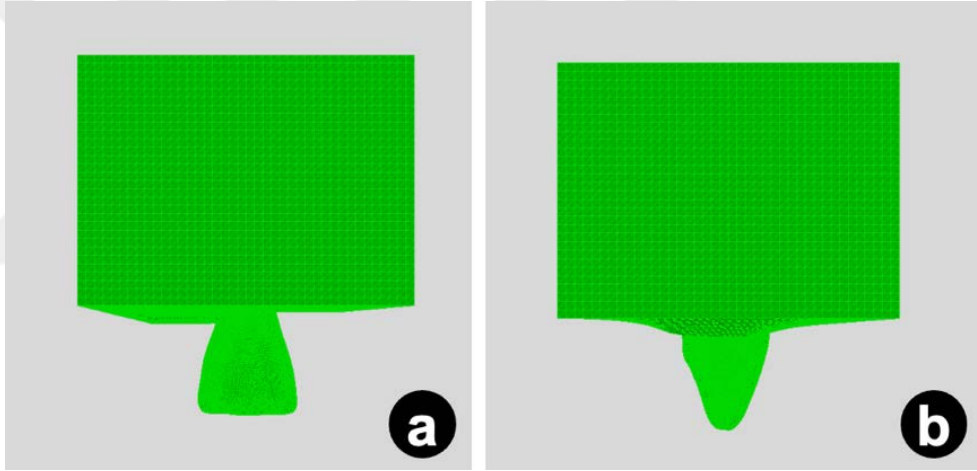
Şekil 2.8. Üst süt santral kesici dişe, çevre dokularına ve dişin tedavi sürecine ait tüm modellemelerin tamamlanmasından sonraki görünüm (a ve b).

2.4. Tamamlanan Modellerin Uzaysal Koordinatlarına Taşınması ve Meshleme Prosedürleri

Matematiksel modellemesi tamamlanan 2 farklı senaryo Rhinoceros yazılımında 3 boyutlu olarak uzaydaki doğru koordinatlarına yerleştirilmiştir. Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin tamamlanması için, evrensel değer taşıyan stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarılmış (Şekil 2.9) ve meshleme işlemi yapılmıştır (Şekil 2.10). Meshleme işleminde, modeller mümkün olabildiğince 8 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturulmuştur.



Şekil 2.9. Süt keser dişin çevre dokularıyla birlikte modellenmesinin ardından Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarılmış şeklinin labial yüzeyden (a) ve aproksimal yüzeyden (b) görünümüleri.



Şekil 2.10. Süt keser dişin çevre dokularıyla birlikte modellenmesinin ardından uygulanan meshleme işlemlerinin labial yüzeyden (a) ve aproksimal yüzeyden (b) görünümüleri.

2.4.1. Modellere Doku ve Materyal Özelliklerinin Aktarılması

Çalışmaya ait 2 farklı senaryoyu yansıtması amacıyla oluşturulan modellerde, ilgili diş/çevre dokularının ve dental materyallerin biyomekanik özelliklerinin sisteme aktarılması için, modelleri oluşturan yapıların her birine ait Young Modülleri ve Poisson Oranları belirlenmiştir. Sonrasında belirlenen bu değerler, sisteme aktarılarak her dokunun ve dental materyalin kendine özgü karakteristiklerde

davranması sağlanmıştır. Diş ve çevre dokularına ve dental materyallere ait Young Modülleri ve Poisson Oranları, sırasıyla Çizelge 2 ve Çizelge 3’te verilmiştir. Bunun yanı sıra, katı cisim özellikleri linear elastik, homojen ve izotropik kabul edilmiştir.

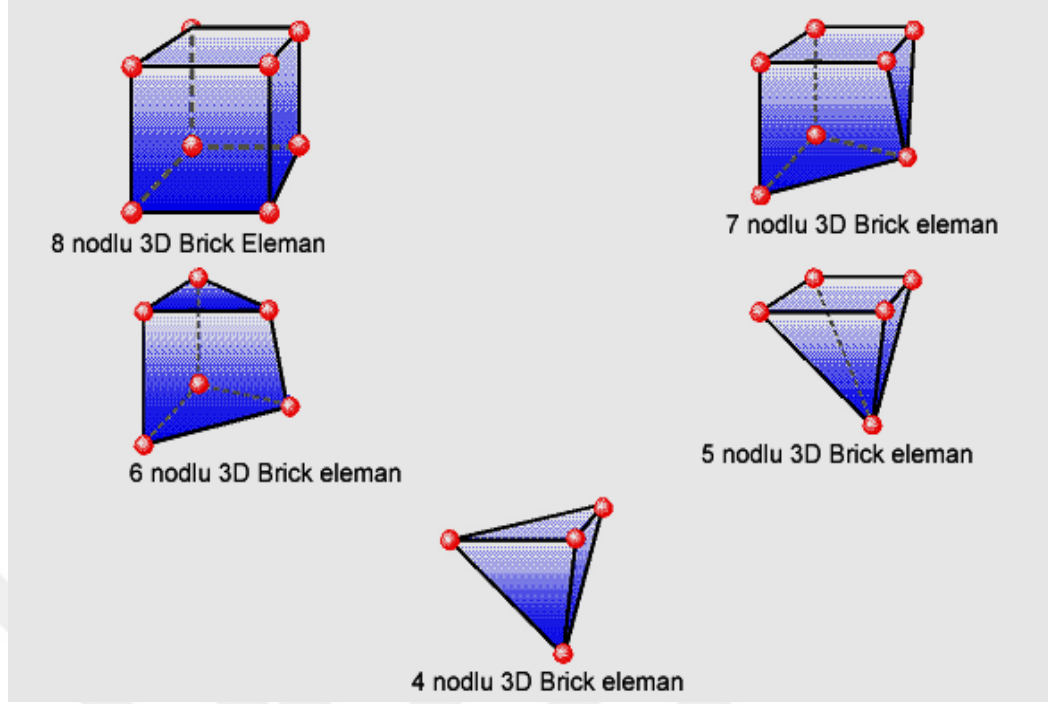
Çizelge 2.2. Süt dişi ve çevre dokularına ait young modülü ve poisson oranları.

<i>Doku</i>	<i>Young modülü (Mpa)</i>	<i>Poison oranı (ν)</i>	<i>Referans</i>
Mine	80350	0,33	Mahoney, Holt, Swain ve Kılpatrick, 2000
Dentin	19890	0,31	Mahoney ve ark., 2000
Kortikal kemik	14700	0,30	Moroi, Okimoto ve Terada, 1993
Spongioz kemik	490	0,30	Moroi ve ark., 1993
Periodontal ligament	69	0,45	Ko ve ark., 1992

Çizelge 2.3. Dental materyallere ait young modülü ve poisson oranları.

<i>Materyal</i>	<i>Young modülü (Mpa)</i>	<i>Poison oranı (ν)</i>	<i>Referans</i>
Lava Ultimate 3MSPE	12700	0,45	Gulec ve ark., 2017
Variolink II	8300	0,35	Liu ve ark,2011
Cam İyonomer Siman	10800	0,30	Ichim ve ark, 2007
Kök Kanal Dolgu Malzemesi (Kalsiyum Hidroksit)	48000	0,35	Belli ve ark., 2018

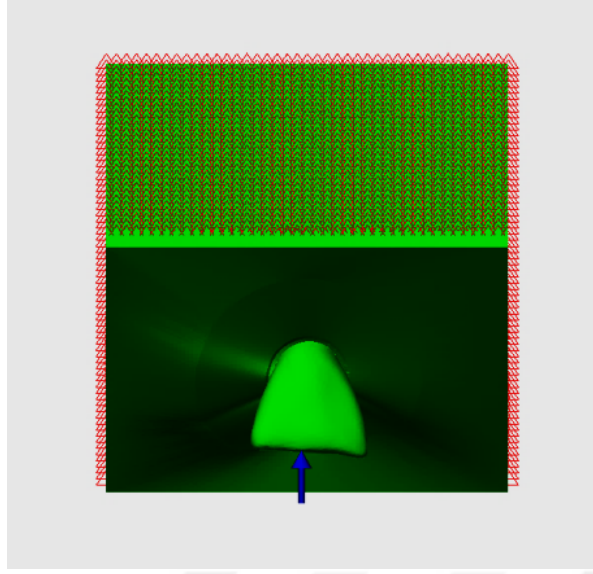
Oluşturulan modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrilmiştir. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanılmaktadır. Çalışmamızda, 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılmıştır (Şekil 2.11).



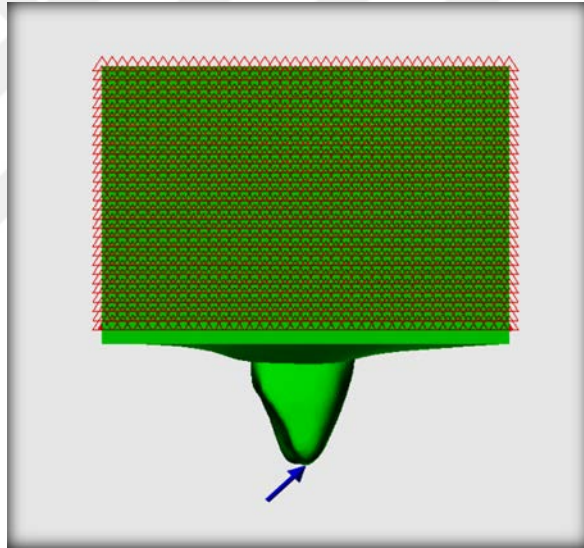
Şekil 2.11. Analizde kullanılan 8, 7, 6, 5 ve 4 nodlu elemanlar.

2.4.2. Sınır Koşullarının Oluşturulması ve Analizin Uygulanması

Çalışmamızda 1. modelde kullanılan eleman ve düğüm sayıları sırasıyla, 1327623 ve 249233 iken, bu değerler 2. modelde sırasıyla 1389393 ve 255488 olarak belirlenmiştir. Bunu takiben, her iki model de üst çene kemiğine hareketsiz şekilde sabitlenerek sınır koşulları belirlenmiştir (Şekil 2.12). Her iki modele de palatal yüzeyin insizal kenarına 45° açıyla eğimli şekilde 100 N büyüklüğünde çiğneme kuvveti uygulanmıştır (Gürbüz, Şengül ve Altun, 2008) (Şekil 2.13). Sonrasında, Algor Fempro yazılımında analiz uygulanarak, maksimum ve minimum asal gerilimler şeklindeki stresler belirlenmiş ve kaydedilmiştir.



Şekil 2.12. Çalışma modellerinde belirlenen sınır koşulları.



Şekil 2.13. Üst süt santral kesici dişe uygulanan çiğneme kuvvetinin yönün görünümü.

2.4.3. Kaydedilen Stres Tiplerinin Bölgelere Göre Değerlendirilmesi

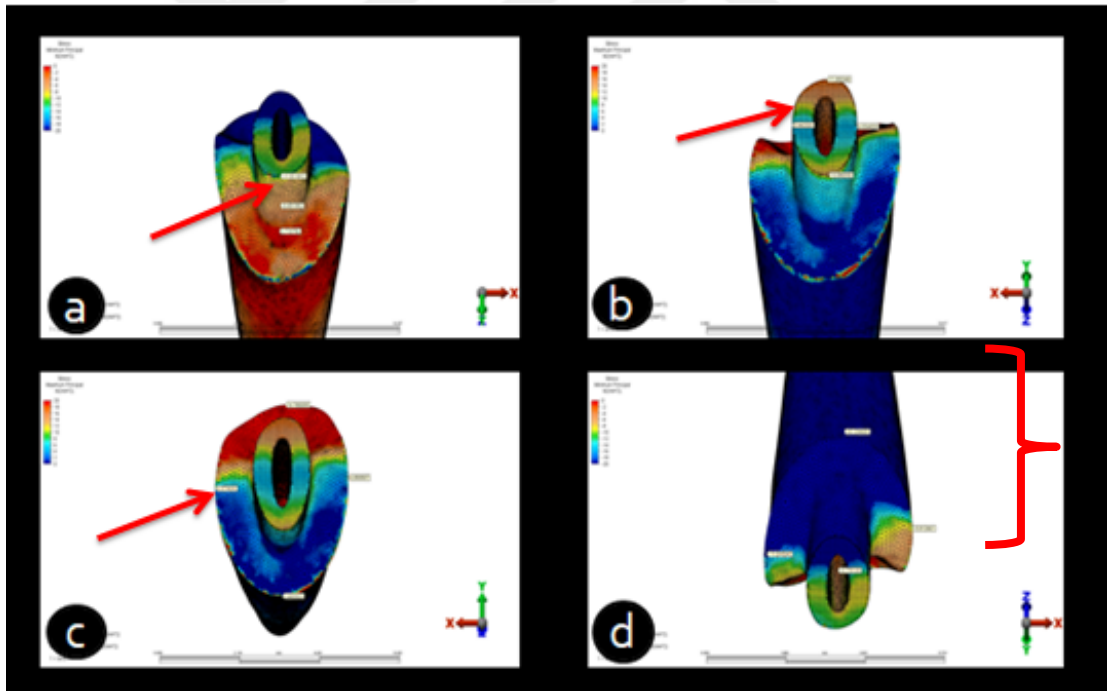
Diş yüzeylerindeki her iki modelde de minimum ve maksimum asal gerilime ait stres değerleri;

a) Dişin ferrule yapısının insizo-gingival yüksekliğindeki en alt, orta ve üst bölgelerinin dış yüzeyinde olmak üzere, dişin 4 ayrı bölgesi (mesial-distal-labial-palatinal yüzeyler),

b) Ferrule yapı zirvesinin dış yüzeyde olmak üzere 4 ayrı bölgesi (mesial-distal-labial-palatinal yüzeyler),

c) Diş preparasyon marjininin dış yüzeyinde mesial-distal-labial-palatinal olmak üzere 4 bölgesi,

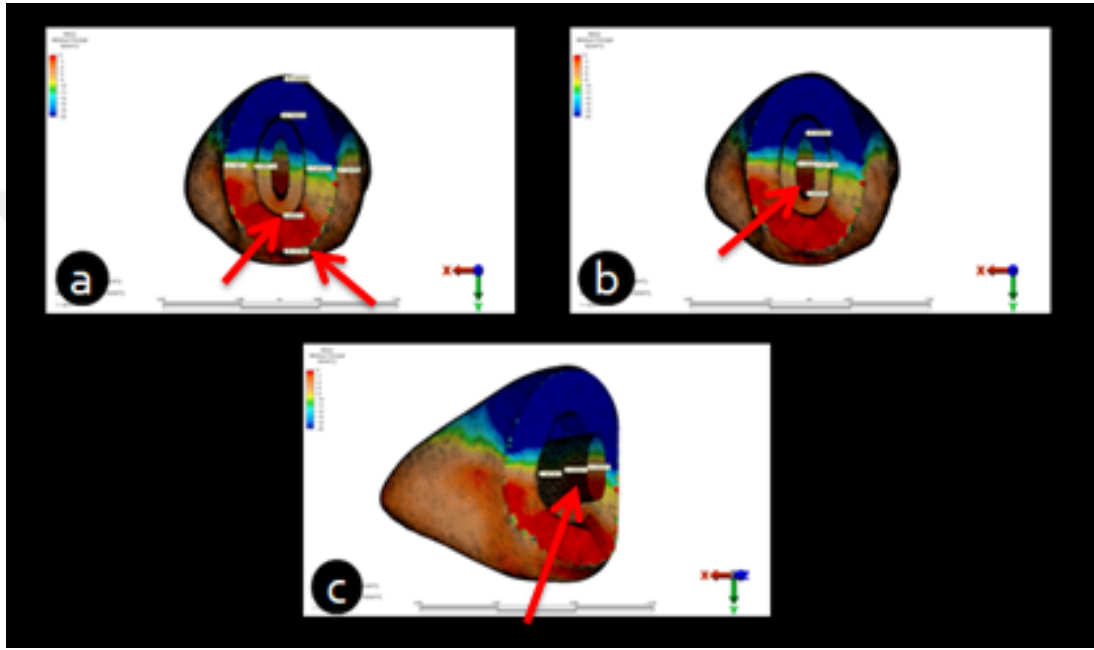
d) Dişin endokuronun kök uzantısıyla komşu olan kök ve kuron dentininin iç ve dış yüzeyinde, mesial-distal-apikal-koronal olmak üzere yine 4 ayrı bölgesinde kaydedilmiştir (Şekil 2.14).



Şekil 2.14. Diş dokusunda stresin değerlendirildiği bölgeler: a) dişin ferrule yapısının insizo-gingival yüksekliğindeki en alt, orta ve üst bölgeleri; b) ferrule yapı zirvesinin dış yüzeyleri; c) diş preparasyonunun marjin bölgesinin dış yüzeyi; d) dişin endokuron uzantısıyla komşu olan kök ve kuron dentininin iç ve dış yüzeyi.

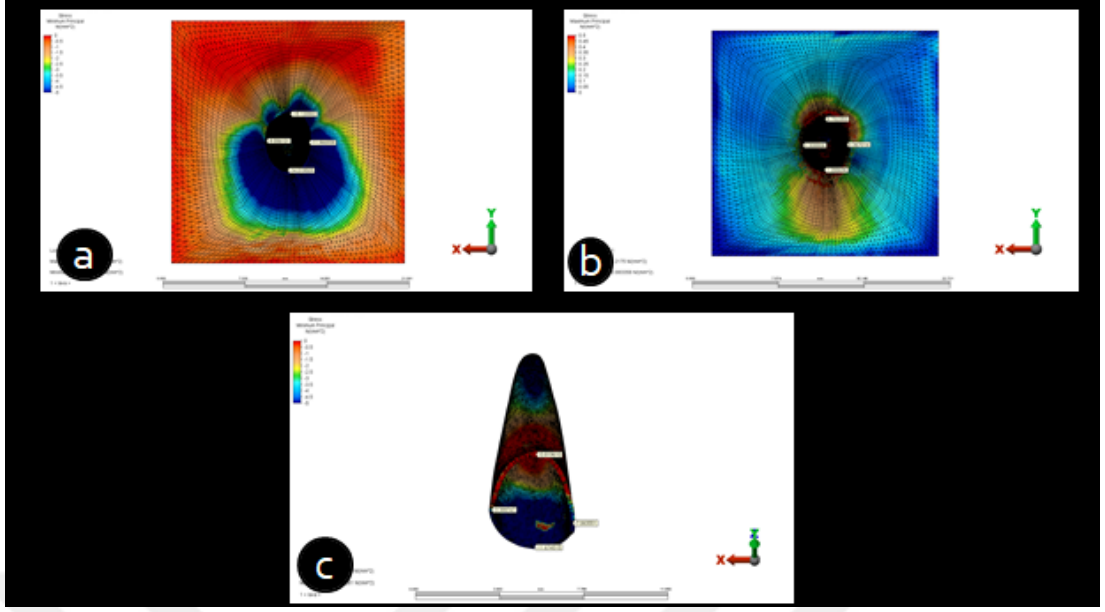
Restorasyon yüzeyinde her iki modelde de minimum ve maksimum asal gerilime ait stres değerleri;

a) endokuron restorasyonun marjininin iç ve dış yüzeyinde; mesial-distal-labial-palatinal olmak üzere 4 bölgede ve b) endokuron uzantısının cam iyonomer kaide ile temas ettiği alanda mesial-distal-labial-palatinal olmak üzere 4 yüzeyde ve endokuron uzantısının en alt, orta ve üst bölgelerinin kök dentiniyle temas ettiği alanda mesial-distal-labial-palatinal olmak üzere 4 yüzeyde de kaydedilmiştir (Şekil 2.15).



Şekil 2.15. Restorasyonda stresin değerlendirildiği bölgeler: a) endokuron restorasyonun marjininin iç ve dış yüzeyi; b) endokuron uzantısının cam iyonomer kaide ile temas ettiği alan; c) endokuron uzantısının kök dentiniyle temas ettiği alan.

Ek olarak, diş kökünü çevreleyen kortikal ve spongios kemik dokuda, kökü çevreleyen iç yüzey ve daha dış bölgelerde olmak kaydıyla, mesial-distal-labial-palatinal yönlerde, ayrıca, periodontal ligamentin (PDL) mesial-distal-labial-palatinal yüzeylerinde stresler kaydedilerek değerlendirilmiştir (Şekil 2.16). Minimum ve maksimum asal gerilme streslerinin sayısal olarak değerlendirilmesine ek olarak, her görüntünün sol üst köşesinde yer alan ve stres değerlerini gösteren renk skalasındaki renk değişimleri referans alınarak görsel stres değerlendirmesi yapılmıştır. Bu değerlendirmeye göre mavi bölgeler minimum asal gerilmeler için, kırmızı bölgeler ise maksimum asal gerilmeler için stres değeri en yüksek alanları ifade etmektedir.



Şekil 2.16. Dişi çevreleyen dokuda stresin değerlendirildiği bölgeler: a) kortikal kemik; b) spongiöz kemik; c) periodontal ligament (PDL).

3. BULGULAR

Bu çalışmada; iki farklı ferrule tasarımlarıyla üretilen endokuronla restore edilen üst santral kesici diş modeline palatinal yüzeyin insizal kenarına uygulanan fizyolojik çiğneme kuvvetlerinin; dişin, endokuronun ve çevre dokuların farklı bölgelerinde yarattığı stresler 3 boyutlu SESA yöntemiyle incelenmiştir.

3.1. Birinci Modelde (1 mm Ferrule yüksekliğine sahip) Ölçülen Stres Bulguları

3.1.1. Dişin Farklı Bölgelerinde Ölçülen 1. Modele Ait Minimum Asal Gerilme Bulguları

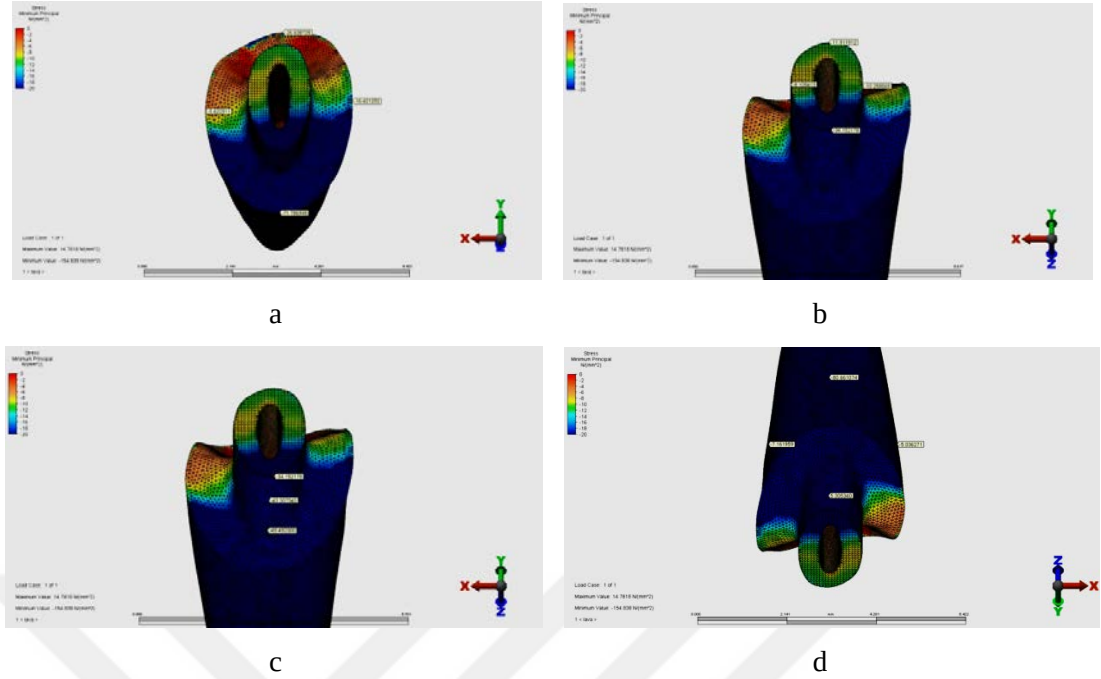
Dişin farklı bölgelerinde 1. modelde ölçülen minimum asal gerilme değerleri -80,66 ile -0,7 MPa arasında değişkenlik göstermiştir. Diş dokusunun farklı bölgelerinde tespit edilen minimum asal gerilme (sıkışma stresi) değerleri aşağıda verilmiştir (Çizelge 3.1).

Bu modelde diş dokularındaki minimum asal gerilme stresleri (sıkışma stresleri), a) ferrule yapının insizo-gingival yüksekliğindeki en alt, orta ve üst bölgelerinin dış yüzeyinde olmak üzere, dişin 4 ayrı bölgesinde (mesial-distal-labial-palatinal yüzeylerde), b) ferrule yapısının zirvesinin mesial-distal-labial-palatinal dış yüzeylerinde, c) diş preparasyonunun mesial-distal-labial-palatinal marjin bölgesinin dış yüzeylerinde, d) mesial-distal-apikal-koronal olmak üzere ise yine 4 yönde dişin endokuronun uzantısıyla komşu olan kök ve kuron dentininin iç ve dış yüzeyinde incelenmiştir.

Çizelge 3.1. Birinci modelde ortaya çıkan diş dokularına ait minimum asal gerilme değerleri.

Diş Dokularına Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri (N/mm²=MPa)	
Dişin ferrule yapısının insizo-gingival yüksekliği (dış yüzey)	
Mesial alt bölge	≈ -11,4
Mesial orta bölge	≈ -14,7
Mesial üst bölge	≈ -10,2
Distal alt bölge	≈ -10,8
Distal orta bölge	≈ -11,6
Distal üst bölge	≈ -8,1
Labial alt bölge	≈ -49,4
Labial orta bölge	≈ -43,3
Labial üst bölge	≈ -34,1
Palatinal alt bölge	≈ -0,7
Palatinal orta bölge	≈ -5,7
Palatinal üst bölge	≈ -11,9
Ferrule yapısının zirvesi (dış yüzey)	
Mesial	≈ -10,2
Distal	≈ -8,1
Labial	≈ -34,1
Palatinal	≈ -11,9
Diş preparasyonunun marjini (dış yüzey)	
Mesial bölge	≈ -16,4
Distal bölge	≈ -5,6
Labial bölge	≈ -71,8
Palatinal bölge	≈ -26,6
Dişin endokuron uzantısıyla komşu olan kuron ve kök dentini	
Mesial iç yüzey	≈ -13,8
Mesial dış yüzey	≈ -7,16
Distal iç yüzey	≈ -5,81
Distal dış yüzey	≈ -5,03
Koronal iç yüzey	≈ -0,77
Koronal dış yüzey	-
Apikal iç yüzey	≈ -62,2
Apikal dış yüzey	≈ -80,66

1. modelde dişte tespit edilen minimum asal görsel stres değerlerine ait görüntüler Şekil 3.1’de gösterilmiştir.



Şekil 3.1. 1. Modelde dişe ait yüksek minimum asal gerilme değerleri tespit edilen bölgeler (a-d): a) $\approx -71,8$ MPa - diş preparasyonunun labial marjin bölgesi (dış yüzey); b) $\approx -34,1$ MPa- ferrule yapısının zirvesinin labial bölgesi (dış yüzey); c) $\approx -49,4$ MPa- dişin ferrule yapısının insizo-gingival yüksekliğinin labial alt bölgesi (dış yüzey); d) $\approx -80,66$ MPa- dişin endokuron uzantısıyla komşu olan kuron ve kök dentininin apikal dış yüzeyi (x: distal, y: palatinal, z: apikal).

a) 1.modelde dişin ferrule yapısının insizo-gingival yüksekliğindeki en alt, orta ve üst bölgelerinin dış yüzeylerine bakıldığında mesial orta bölge $\approx -14,7$ MPa, mesial alt ve üst bölge değerlerine oranla, distal orta bölge $\approx -11,6$ MPa ise distal alt ve üst bölge değerlerine oranla daha yüksek değerler sergilemiştir. Fakat palatinal ve labial yüzeylerde bu değerler daha farklı şekilde görülmektedir. Palatinal yüzeyde en çok sıkışma stres değeri üst bölgede $\approx -11,9$ MPa, labial yüzeyde ise alt bölgede $\approx -49,4$ MPa tespit edilmiştir.

b) Diş preparasyonunun ferrule yapısının zirvesine ait minimum asal gerilme değerleri incelendiğinde en fazla sıkışma stresi değerleri labial yüzeyde $\approx -34,1$ MPa görülmekteyken, palatinal, mesial ve distal yüzeylerde bu değer sırasıyla $\approx -11,9$ MPa, $\approx -10,2$ MPa, $\approx -8,1$ MPa olarak tespit edilmiştir.

c) Diş preparasyonunun marjin bölgesine ait minimum asal gerilme değerlerine bakıldığında, diş preparasyonunun labial marjin bölgesinde en yüksek, yaklaşık $\approx -71,8$ MPa değerinde minimum asal gerilme izlenirken, bu değer palatinal

marjin, mesial marjin, distal marjin bölgelerinde sırasıyla $\approx -26,6$ MPa, $\approx -16,4$ MPa ve $\approx -5,6$ MPa değerinde tespit edilmiştir.

d) Dişin endokuron uzantısıyla komşu olan kök ve kuron dentininin iç ve dış yüzeyinde minimum asal gerilme değeri en çok apikal dış yüzeyde $\approx -80,66$ MPa tespit edilmiştir.

3.1.2. Restorasyonun Farklı Bölgelerinde Ölçülen 1. Modele Ait Minimum Asal Gerilme Bulguları

Birinci modelde restorasyona ait minimum asal gerilme değerleri -42,7 ile -1,6 MPa arasında değişmektedir.

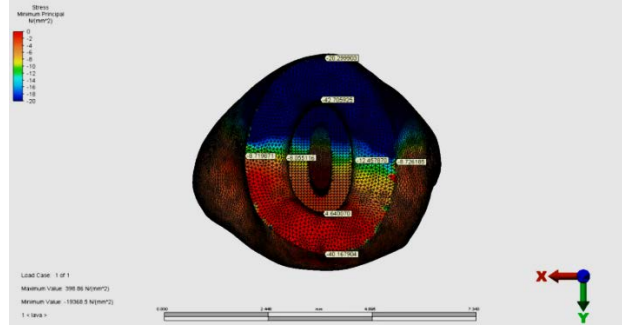
Bu modelde restorasyondaki minimum asal gerilme stresleri (sıkışma stresleri), a) endokuron restorasyonun marjininin iç ve dış yüzeyinde; mesial-distal-labial-palatinal olmak üzere 4 bölgede, b) endokuron uzantısının cam iyonomer kaide ile temas ettiği alanda mesial-distal-labial-palatinal olmak üzere 4 yüzeyde ve c) endokuron uzantısının en alt, orta ve üst bölgelerinin kök dentiniyle temas ettiği alanda mesial-distal-labial-palatinal olmak üzere 4 yüzeyde de kaydedilmiştir.

Restorasyona ait sıkışma stresleri incelendiğinde, endokuronun uzantısının cam iyonomer kaide ile temas ettiği alanda labial yüzey ve kök dentiniyle temas ettiği alanda alt labial bölge, aynı değerleri göstermekle birlikte, en fazla ($\approx -25,56$ MPa) stres yoğunlaşan bölge olarak bulunmaktadır. Restorasyonun marjinde ise minimum asal gerilme değerinin sayısal olarak en çok olduğu, dolayısıyla sıkışma stresinin en çok olduğu yer, labial iç yüzey ($\approx -42,7$ MPa) olduğu tespit edilmiştir. Restorasyona ait minimum asal gerilme değerleri aşağıda verilmiştir (Çizelge 3.2).

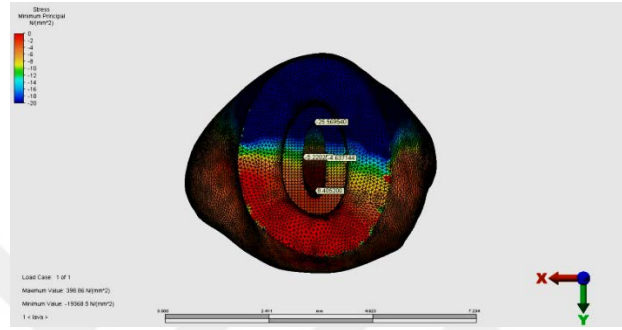
Çizelge 3.2. Birinci modelde restorasyona ait minimum asal gerilme değerleri.

Restorasyona Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri (N/mm²=MPa)	
Endokuron marjini	
Mesial iç yüzey	≈ -12,5
Mesial dış yüzey	≈ -8,7
Distal iç yüzey	≈ -8,1
Distal dış yüzey	≈ -8,7
Labial iç yüzey	≈ -42,7
Labial dış yüzey	≈ -20,3
Palatinal iç yüzey	-
Palatinal dış yüzey	≈ -40,1
Endokuron uzantısının cam iyonomer kaide ile temas ettiği alan	
Mesial	≈ -4,6
Distal	≈ -5,2
Labial	≈ -25,56
Palatinal	-
Endokuron uzantısının kök dentiniyle temas ettiği alan	
Mesial alt bölge	≈ -4,6
Mesial orta bölge	≈ -6,9
Mesial üst bölge	≈ -10,1
Distal alt bölge	≈ -5,2
Distal orta bölge	≈ -6,3
Distal üst bölge	≈ -7,04
Labial alt bölge	≈ -25,6
Labial orta bölge	≈ -21,4
Labial üst bölge	≈ -20,2
Palatinal alt bölge	≈ -8,4
Palatinal orta bölge	-
Palatinal üst bölge	≈ -1,6

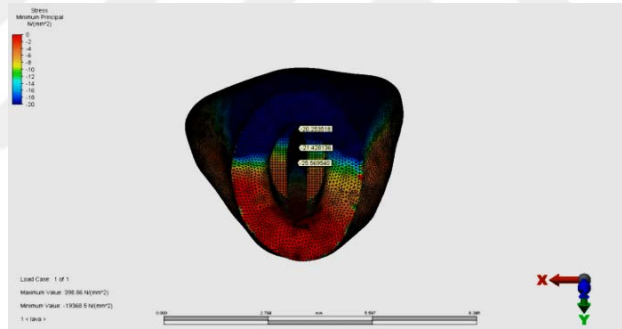
1. modelde restorasyonda tespit edilen minimum asal görsel stres değerlerine ait görüntüler Şekil 3.2’de gösterilmiştir.



a



b



c

Şekil 3.2. 1.modelde restorasyona ait yüksek minimum asal gerilme değerlerinin tespit edildiği bölgeler (a-c); a) $\approx -42,7$ MPa- restorasyon margininin labial iç yüzeyi; b) $\approx -25,56$ MPa- restorasyon uzantısının cam iyonomer kaide ile temas ettiği alanın labial yüzeyi; c) $\approx -25,6$ MPa- restorasyon uzantısının kök dentiniyle temas ettiği alanın labial alt bölgesi; (x: distal, y: palatinal, z: apikal).

3.1.3. Dış Çevre Dokularında Ölçülen 1. Modele Ait Minimum Asal Gerilme Bulguları

Birinci modelde kemiğe ait minimum asal gerilme değerleri kortikal kemik için -15,12 ile -5,48 MPa, spongios kemik için -1,76 ile -0,16 MPa, PDL için ise -11,67 ile -3,39 MPa arasında değişmektedir. Bu modelde dış çevre dokularındaki minimum asal gerilme stresleri (sıkışma stresleri) diş kökünü çevreleyen a) kortikal ve b) spongios kemik dokuda, kökü çevreleyen iç yüzey ve daha dış bölgelerde olmak kaydıyla, mesial-distal-labial-palatinal yönlerde, ayrıca, c) periodontal ligamentin (PDL) mesial-distal-labial-palatinal yüzeylerinde kaydedilerek değerlendirilmiştir.

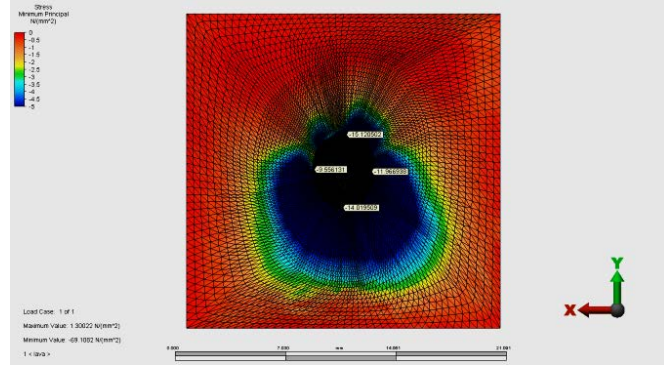
Birinci modelde dış çevre dokularında ölçülen minimum asal gerilme bulgularına bakıldığında, genel olarak spongios kemikte ortaya çıkan sıkışma gerilme stresi değerlerinin ($\approx -0,16$ ile $\approx -1,76$ MPa arasında değişmektedir) kortikal kemik ve PDL'e oranla daha az olduğu saptanmıştır. Kortikal kemikte ise en fazla sıkışma gerilme stresi lingual iç yüzeyde $\approx -15,12$ MPa görülürken, PDL'de ise labial yüzeyde $\approx -11,67$ MPa görülmüştür.

1.modelde dış çevre dokularında ölçülen minimum asal gerilme bulguları aşağıda verilmiştir (Çizelge 3.3).

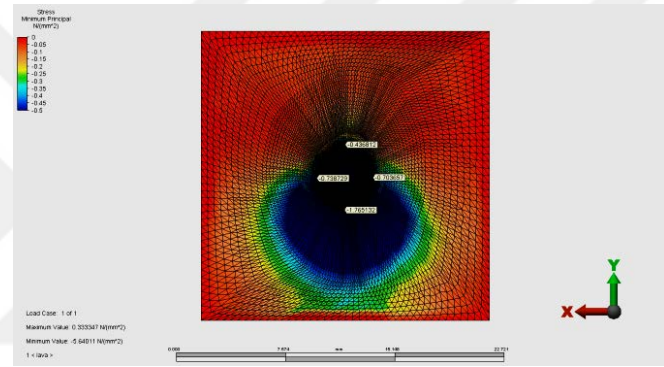
Çizelge 3.3. Birinci modelde dış çevre dokularında ölçülen minimum asal gerilme değerleri.

Dış Çevre Dokularında Ölçülen Minimum Asal Gerilme Değerleri (N/mm ² =MPa)		
	Kortikal kemik	Spongios kemik
Mesial iç yüzey	$\approx -11,96$	$\approx -0,70$
Mesial dış yüzey	$\approx -7,75$	$\approx -0,28$
Distal iç yüzey	$\approx -9,55$	$\approx -0,73$
Distal dış yüzey	$\approx -6,37$	$\approx -0,43$
Labial iç yüzey	$\approx -14,01$	$\approx -1,76$
Labial dış yüzey	$\approx -13,59$	$\approx -1,18$
Palatinal iç yüzey	$\approx -15,12$	$\approx -0,43$
Palatinal dış yüzey	$\approx -5,48$	$\approx -0,16$
Periodontal ligament		
Mesial yüzey	$\approx -7,06$	
Distal yüzey	$\approx -3,39$	
Labial yüzey	$\approx -11,67$	
Palatinal yüzey	-	

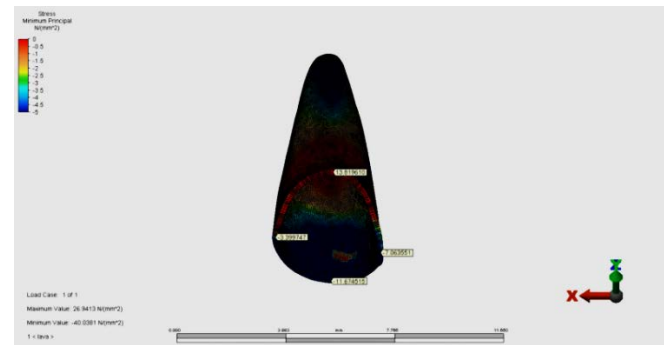
1. modelde diş çevre dokularında tespit edilen minimum asal görsel stres değerlerine ait görüntüler Şekil 3.3’de gösterilmiştir.



a



b



c

Şekil 3.3. 1.modelde diş çevre dokularına ait yüksek minimum asal gerilme değerlerinin tespit edildiği bölgeler (a-c): a) $\approx -15,12$ MPa- kortikal kemiğin palatinal iç yüzeyi; b) $\approx -1,76$ MPa- spongiöz kemiğin labial iç yüzeyi; c) $\approx -11,67$ MPa- PDL’in labial yüzeyi; (x: distal, y: palatinal, z: apikal).

3.1.4. Dişin Farklı Bölgelerinde Ölçülen 1. Modele Ait Maksimum Asal Gerilme Bulguları

1. modele ait maksimum asal gerilme değerleri 0,48 ile 76,09 MPa arasında değişmektedir.

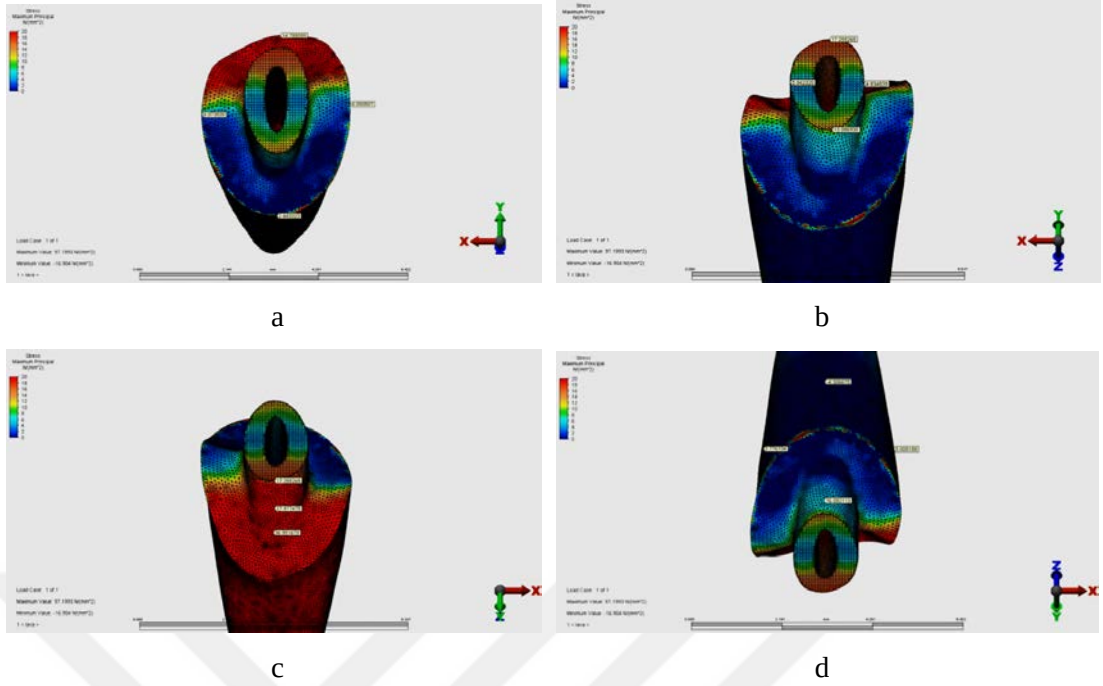
Bu modelde diş dokularındaki maksimum asal gerilme stresleri (çekme stresleri), a) ferrule yapının insizo-gingival yüksekliğindeki en alt, orta ve üst bölgelerinin dış yüzeyinde olmak üzere, dişin 4 ayrı bölgesinde (mesial-distal-labial-palatinal yüzeylerde), b) ferrule yapısının zirvesinin mesial-distal-labial-palatinal dış yüzeylerinde, c) diş preparasyonunun mesial-distal-labial-palatinal marjin bölgesinin dış yüzeylerinde, d) mesial-distal-apikal-koronal olmak üzere ise yine 4 yönde dişin endokuronun uzantısıyla komşu olan kök ve kron dentininin iç ve dış yüzeyinde incelenmiştir.

Diş dokusunun farklı bölgelerinde tespit edilen maksimum asal gerilme (çekme stresi) değerleri aşağıda verilmiştir (Çizelge 3.4).

Çizelge 3.4. Birinci modelde ortaya çıkan diş dokularına ait maksimum asal gerilme değerleri.

Diş Dokularına Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri (N/mm²=MPa)	
Dişin ferrule yapısının insizo-gingival yüksekliği (dış yüzey)	
Mesial alt bölge	≈ 6,86
Mesial orta bölge	≈ 8,3
Mesial üst bölge	≈ 4,8
Distal alt bölge	≈ 9,5
Distal orta bölge	≈ 7,9
Distal üst bölge	≈ 5,9
Labial alt bölge	-
Labial orta bölge	-
Labial üst bölge	≈ 0,48
Palatinal alt bölge	≈ 36,95
Palatinal orta bölge	≈ 27,97
Palatinal üst bölge	≈ 17,25
Ferrule yapısının zirvesi (dış yüzey)	
Mesial	≈ 4,8
Distal	≈ 5,9
Labial	≈ 13,08
Palatinal	≈ 17,2
Diş preparasyonunun marjini (dış yüzey)	
Mesial bölge	≈ 6,05
Distal bölge	≈ 6,07
Labial bölge	≈ 2,4
Palatinal bölge	≈ 14,8
Dişin endokuron uzantısıyla komşu olan kuron ve kök dentini	
Mesial iç yüzey	≈ 2,27
Mesial dış yüzey	≈ 2,76
Distal iç yüzey	≈ 3,70
Distal dış yüzey	≈ 5,00
Koronal iç yüzey	≈ 59,15
Koronal dış yüzey	≈ 76,09
Apikal iç yüzey	-
Apikal dış yüzey	-

1. modelde dişte tespit edilen maksimum asal görsel stres değerlerine ait görüntüler Şekil 3.4’de gösterilmiştir.



Şekil 3.4. 1. Modelde dişe ait yüksek maksimum asal gerilme değerleri tespit edilen bölgeler (a-d): a) $\approx 14,8$ MPa- diş preparasyonunun lingual marjın bölgesi (dış yüzey); b) $\approx 17,2$ MPa- ferrule yapısının zirvesinin palatinal bölgesi (dış yüzey); c) $\approx 36,95$ MPa- dişin ferrule yapısının insizo-gingival yüksekliğinin palatinal alt bölgesi (dış yüzey); d) $\approx 76,09$ MPa- dişin endokurunun kök uzantısıyla komşu olan krun ve kök dentininin koronal dış yüzeyi (x: distal, y: palatinal, z: apikal).

a) Bu modelde dişin ferrule yapısının insizo-gingival yüksekliğinde maksimum asal gerilme değerleri incelendiğinde stresin en çok yoğunlaştığı bölge palatinal yüzey, özellikle de palatinal yüzeyin alt bölgesi görülmüştür ($\approx 36,95$ MPa). Palatinal yüzeyin orta ve üst bölgesinde görülen değerler ise sırasıyla $\approx 27,97$ MPa ve $\approx 17,25$ MPa olmuştur.

b) Ferrule yapının zirvesinde ölçülen çekme stres bulguları palatinal dış yüzeyde daha belirgindir ($\approx 17,2$ MPa).

c) Bu modelde diş preparasyonunun marjın bölgesine ait maksimum asal gerilme değerlerine bakıldığında, palatinal marjın en fazla ($\approx 14,8$ MPa), labial marjın en az ($\approx 2,4$ MPa), distal ($\approx 6,07$ MPa) ve mesial marjın ($\approx 6,05$ MPa) ise birbirine yakın değerler sergilemiştir.

d) Dişin endokuronun kök uzantısıyla komşu olan kuron ve kök dentininde çekme stresinin en çok yoğun olduğu bölge olarak koronal dış yüzey ($\approx 76,09 \text{ MPa}$) tespit edilmiştir. Bunu koronal iç yüzey $\approx 59,15 \text{ MPa}$ değerle takip etmiştir. Endokurona komşu olan kuron ve kök dentininde çekme stresi değerinin en az görüldüğü bölge ise mesial iç yüzey olmuştur.

3.1.5. Restorasyonun Farklı Bölgelerinde Ölçülen 1. Modele Ait Maksimum Asal Gerilme Bulguları

Birinci modelde restorasyona ait maksimum asal gerilme değerleri 0,48 ile 29,32 MPa arasında değişmektedir.

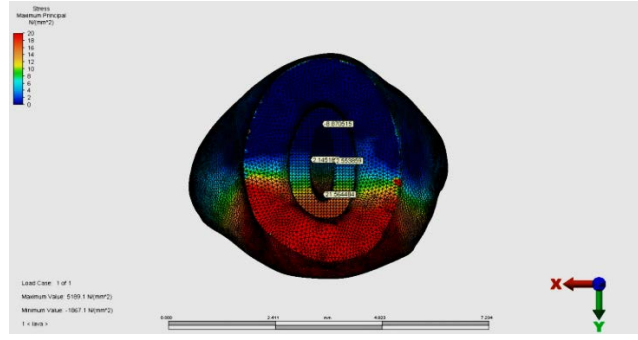
Bu modelde restorasyondaki maksimum asal gerilme stresleri (çekme stresleri), a) endokuron restorasyonun marjininin iç ve dış yüzeyinde; mesial-distal-labial-palatinal olmak üzere 4 bölgede, b) endokuron uzantısının cam iyonomer kaide ile temas ettiği alanda mesial-distal-labial-palatinal olmak üzere 4 yüzeyde ve c) endokuron uzantısının en alt, orta ve üst bölgelerinin kök dentiniyle temas ettiği alanda mesial-distal-labial-palatinal olmak üzere 4 yüzeyde de kaydedilmiştir.

Restorasyona ait çekme stresleri incelendiğinde, kuronun uzantısının cam iyonomer kaide ile temas ettiği alanda palatinal bölge ve kök dentiniyle temas ettiği alanda alt palatinal bölge aynı değerleri göstermekle birlikte, en fazla ($\approx 21,56 \text{ MPa}$) stres yoğunlaşan bölge olarak bulunmaktadır. Kuronun radiküler uzantısının üst ve orta lingual bölgelerinde ise sırasıyla $\approx 15,03 \text{ MPa}$ ve $\approx 14,81 \text{ MPa}$ değerler tespit edilmiştir. Restorasyonun marjinde ise stresin en çok olduğu yer palatinal bölgenin iç yüzeyi ($\approx 29,32 \text{ MPa}$) olmuştur. Restorasyona ait maksimum asal gerilme değerleri aşağıda verilmiştir (Çizelge 3.5).

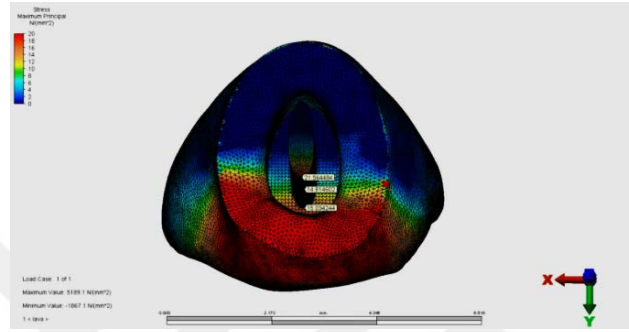
Çizelge 3.5. Birinci modelde restorasyona ait maksimum asal gerilme değerleri.

Restorasyona Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri (N/mm²=MPa)	
Endokuron marjini	
Mesial iç yüzey	≈ 2,94
Mesial dış yüzey	≈ 3,14
Distal iç yüzey	≈ 4,03
Distal dış yüzey	≈ 1,098
Labial iç yüzey	-
Labial dış yüzey	≈ 7,45
Palatinal iç yüzey	≈ 29,32
Palatinal dış yüzey	≈ 10,41
Endokuron uzantısının cam iyonomer kaide ile temas ettiği alan	
Mesial	≈ 2,55
Distal	≈ 2,14
Labial	-
Palatinal	≈ 21,56
Endokuron uzantısının kök dentiniyle temas ettiği alan	
Mesial alt bölge	≈ 2,55
Mesial orta bölge	≈ 0,83
Mesial üst bölge	≈ 2,82
Distal alt bölge	≈ 2,14
Distal orta bölge	≈ 1,63
Distal üst bölge	≈ 2,6
Labial alt bölge	-
Labial orta bölge	-
Labial üst bölge	≈ 0,48
Palatinal alt bölge	≈ 21,56
Palatinal orta bölge	≈ 14,81
Palatinal üst bölge	≈ 15,03

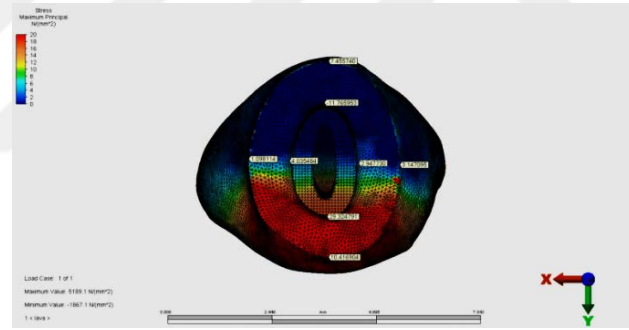
1.modelde restorasyonda ölçülen maksimum asal görsel stres değerlerine ait görüntüler Şekil 3.5’de gösterilmiştir.



a



b



c

Şekil 3.5. 1.modelde restorasyona ait yüksek maksimum asal gerilme değerlerinin tespit edildiği bölgeler. (a-c) a) $\approx 21,56$ MPa- restorasyon uzantısının cam iyonomer kaide ile temas ettiği alanın palatinal yüzeyi; b) $\approx 21,56$ MPa- restorasyon uzantısının kök dentiniyle temas ettiği alanın palatinal alt bölgesi; c) $\approx 29,32$ MPa- restorasyon marjininin palatinal iç yüzeyi (x: distal, y: palatinal, z: apikal).

3.1.6. Diş Çevre Dokularında Ölçülen 1. Modele Ait Maksimum Asal Gerilme Bulguları

1. modelde kemiğe ait maksimum asal gerilme değerleri kortikal kemik için 4,72 ile 27,26 MPa, spongioz kemik için 0,14 ile 1,28 MPa, PDL'e için ise 1,67 ile 22,3 MPa arasında değişmektedir.

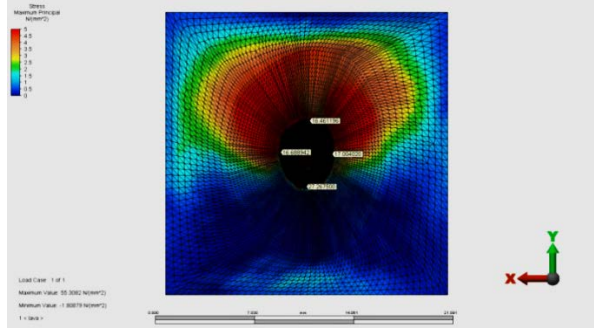
Bu modelde diş çevre dokularındaki maksimum asal gerilme stresleri (çekme stresleri) diş kökünü çevreleyen a) kortikal ve b) spongioz kemik dokuda, kökü çevreleyen iç yüzey ve daha dış bölgelerde olmak kaydıyla, mesial-distal-labial-palatinal yönlerde, ayrıca, c) periodontal ligamentin (PDL) mesial-distal-labial-palatinal yüzeylerinde kaydedilerek değerlendirilmiştir.

Birinci modelde diş çevre dokularında ölçülen maksimum asal gerilme bulgularına bakıldığında kortikal kemikte en fazla çekme gerilme stresi labial iç yüzeyde $\approx 27,26$ MPa görülürken, distal iç yüzey ($\approx 16,68$ MPa) ve palatinal iç yüzey ($\approx 16,46$ MPa) benzer değerlere sahiptir. Spongioz kemikte labial iç yüzey ($\approx 1,28$ MPa), PDL'de ise lingual yüzey ($\approx 22,3$ MPa) en yüksek değerler göstermiştir. 1.modelde diş çevre dokularında ölçülen maksimum asal gerilme bulguları çizelge 3.6'da verilmiştir.

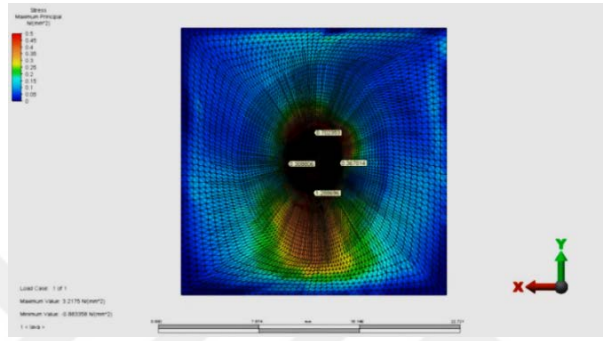
Çizelge 3.6. Birinci modelde diş çevre dokularında ölçülen maksimum asal gerilme değerleri.

Diş Çevre Dokularında Ölçülen Maksimum Asal Gerilme Değerleri (N/mm²=MPa)		
	Kortikal kemik	Spongios kemik
Mesial iç yüzey	≈ 17,0	≈ 0,36
Mesial dış yüzey	≈ 5,16	≈ 0,34
Distal iç yüzey	≈ 16,68	≈ 0,30
Distal dış yüzey	≈ 6,58	≈ 0,14
Labial iç yüzey	≈ 27,26	≈ 1,28
Labial dış yüzey	-	≈ 0,60
Palatinal iç yüzey	≈ 16,46	≈ 0,70
Palatinal dış yüzey	≈ 4,72	≈ 0,46
Periodontal ligament		
Mesial yüzey	≈ 1,67	
Distal yüzey	≈ 2,01	
Labial yüzey	-	
Palatinal yüzey	≈ 22,3	

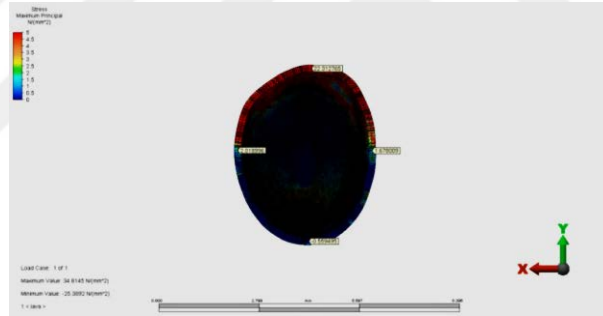
1.modelde diş çevre dokularında ölçülen maksimum asal görsel stres değerlerine ait görüntüler ise şekil 3.6’da gösterilmiştir.



a



b



c

Şekil 3.6. 1.modelde ortaya çıkan diş çevre dokularına ait en fazla maksimum asal gerilme değerlerinin tespit edildiği bölgeler (a-c): a) $\approx 27,26$ MPa- kortikal kemiğin labial iç yüzeyi; b) $\approx 1,28$ MPa- spongios kemiğin labial iç yüzeyi; c) $\approx 22,3$ MPa- PDL'in palatinal yüzeyi (x: distal, y: palatinal, z: apikal).

3.2. İkinci Modelde Ölçülen Stres Bulguları

3.2.1. Dişin Farklı Bölgelerinde Ölçülen 2. Modele Ait Minimum Asal Gerilme Bulguları

Dişin farklı bölgelerinde 2. modelde ölçülen minimum asal gerilme değerleri -84,83 ile -2,55 MPa arasında değişkenlik göstermiştir.

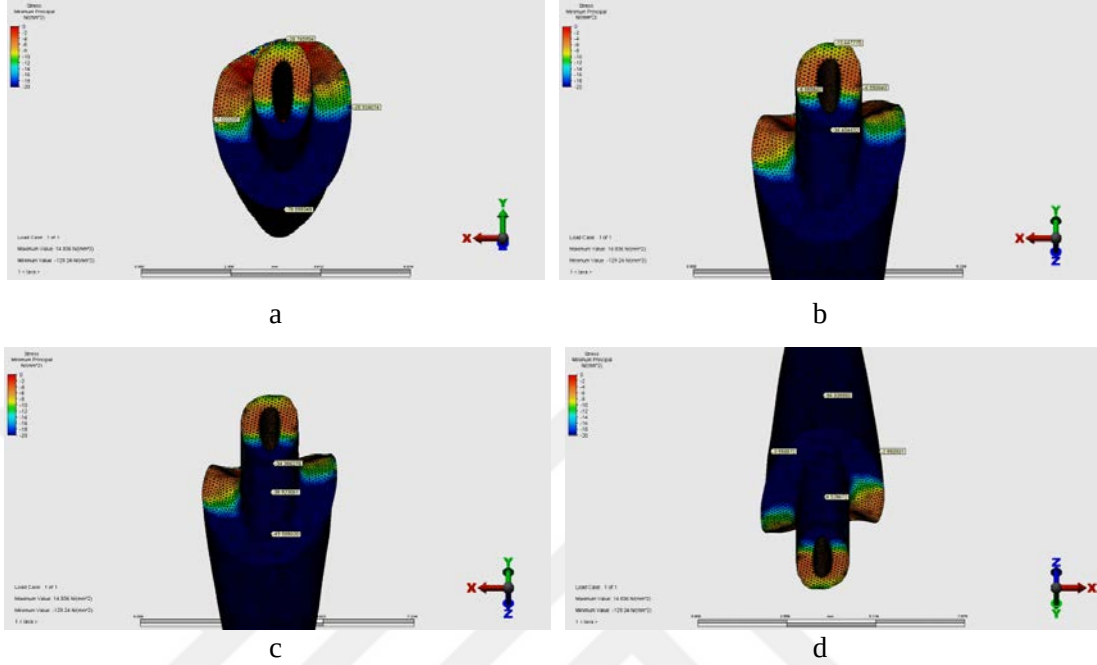
Bu modelde diş dokularındaki minimum asal gerilme stresleri (sıkışma stresleri), a) ferrule yapının insizo-gingival yüksekliğindeki en alt, orta ve üst bölgelerinin dış yüzeyinde olmak üzere, dişin 4 ayrı bölgesinde (mesial-distal-labial-palatinal yüzeylerde), b) ferrule yapısının zirvesinin mesial-distal-labial-palatinal dış yüzeylerinde, c) diş preparasyonunun mesial-distal-labial-palatinal marjin bölgesinin dış yüzeylerinde, d) mesial-distal-apikal-koronal olmak üzere ise yine 4 yönde dişin endokuronun uzantısıyla komşu olan kök ve kuron dentininin iç ve dış yüzeyinde incelenmiştir.

Diş dokusunun farklı bölgelerinde tespit edilen minimum asal gerilme (sıkışma stresi) değerleri aşağıda verilmiştir (Çizelge 3.7).

Çizelge 3.7. İkinci modelde ortaya çıkan diş dokularına ait minimum asal gerilme değerleri.

Diş Dokularına Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri (N/mm²=MPa)	
Dişin ferrule yapısının insizo-gingival yüksekliği (dış yüzey)	
Mesial alt bölge	≈ -13,2
Mesial orta bölge	≈ -10,52
Mesial üst bölge	≈ -5,46
Distal alt bölge	≈ -9,65
Distal orta bölge	≈ -9,81
Distal üst bölge	≈ -8,05
Labial alt bölge	≈ -49,6
Labial orta bölge	≈ -38,92
Labial üst bölge	≈ -34,38
Palatinal alt bölge	≈ -3,38
Palatinal orta bölge	≈ -5,73
Palatinal üst bölge	≈ -10,91
Ferrule yapısının zirvesi (dış yüzey)	
Mesial	≈ -6,55
Distal	≈ -8,05
Labial	≈ -34,4
Palatinal	≈ -13,64
Diş preparasyonunun marjini (dış yüzey)	
Mesial bölge	≈ -28,92
Distal bölge	≈ -7,02
Labial bölge	≈ -78,59
Palatinal bölge	≈ -28,76
Dişin endokuron uzantısıyla komşu olan kuron ve kök dentini	
Mesial iç yüzey	≈ -9,92
Mesial dış yüzey	≈ -3,55
Distal iç yüzey	≈ -4,85
Distal dış yüzey	≈ -2,55
Koronal iç yüzey	≈ -28,76
Koronal dış yüzey	-
Apikal iç yüzey	≈ -70,9
Apikal dış yüzey	≈ -84,83

2. modelde dişte tespit edilen minimum asal gerilme değerlerine ait görüntüler Şekil 3.7’de gösterilmiştir.



Şekil 3.7. 2. Modelde dişe ait yüksek minimum asal gerilme değerleri tespit edilen bölgeler (a-d): a) $\approx -78,59$ MPa - diş preparasyonunun labial marjın bölgesi (dış yüzey); b) $\approx -34,4$ MPa- ferrule yapısının zirvesinin labial bölgesi (dış yüzey); c) $\approx -49,6$ MPa- dişin ferrule yapısının insizo-gingival yüksekliğinin labial alt bölgesi (dış yüzey); d) $\approx -84,83$ MPa- dişin endokoronun kök uzantısıyla komşu olan kuron ve kök dentininin apikal dış yüzeyi. (x: distal, y: palatinal, z: apikal).

a) Ferrule yapısının insizo-gingival yüksekliğinin dış yüzeylerinde en yüksek sıkışma stresi değeri 1.modelden daha yüksek görülmüştür. Her iki modelde de en yüksek değer labial yüzeyde, özellikle de labial yüzeyin alt bölgesinde saptanmıştır (**1.modelde $\approx -49,4$ MPa, 2.modelde $\approx -49,6$ MPa**). En az stres değerinin meydana geldiği bölge (palatinal alt bölge) ise her iki modelde aynı olsa da, değerler 2.modelde daha çok (**$\approx -3,38$ MPa**) bulunmuştur. Birinci modelde ise bu değer (**$\approx -0,7$ MPa**) olarak tespit edilmiştir.

b) Ferrule yapının zirvesinde ortaya çıkan sıkışma stresi incelendiğinde 2.modelde de, 1.modelde olduğu gibi, dişin labial yüzeyi en yüksek sıkışma değeri (**$\approx -34,4$ MPa**) göstermiştir, fakat bu değer birinci modele (**$\approx -34,1$ MPa**) kıyasla daha çok bulunmuştur. Birinci modelde minimum asal gerilme değerinin en az görüldüğü bölge distal yüzey iken, ikinci modelde ise mesial yüzey olmuştur.

c) İkinci modelde de birinci modele benzer şekilde, dişin labial marjin bölgesi en yüksek sıkışma değeri ($\approx -78,59 \text{ MPa}$) göstermiştir, fakat bu değer birinci modele ($\approx -71,8 \text{ MPa}$) kıyasla daha çok bulunmuştur. Ayrıca, sıkışma stresi değeri 1.modelde restorasyonun palatinal marjin ($\approx -26,6 \text{ MPa}$) ve mesial marjin ($\approx -16,4 \text{ MPa}$) bölgesinde giderek azalırken, 2.modelde bu bölgelerde yakın değerler görülmüştür. 2.modelde palatinal marjinde minimum asal gerilme değeri $\approx -28,76 \text{ MPa}$ ve mesial marjinde ise $\approx -28,92 \text{ MPa}$ tespit edilmiştir. Preparasyonun marjiniinde her iki modelde de stresin en az görüldüğü bölge distal marjin bölgesi olmuştur, fakat 2.modelde bu değer 1.modelde oranla daha yüksek bulunmuştur.

d) Modellerin her ikisinde de yüksek minimum asal gerilme değerleri endokurona komşu kök ve kuron dentininde, apikal dış yüzeyde ortaya çıkmıştır. Fakat, 2. model daha yüksek sıkışma stresi değerleri ($\approx -84,83 \text{ MPa}$) sergilemiştir.

3.2.2. Restorasyonun Farklı Bölgelerinde Ölçülen 2. Modele Ait Minimum Asal Gerilme Bulguları

İkinci modelde restorasyona ait minimum asal gerilme değerleri -107,14 ile -5,71 MPa arasında değişmektedir.

Bu modelde restorasyondaki minimum asal gerilme stresleri (sıkışma stresleri), a) endokuron restorasyonun marjiniinin iç ve dış yüzeyinde; mesial-distal-labial-palatinal olmak üzere 4 bölgede, b) endokuron uzantısının cam iyonomer kaide ile temas ettiği alanda mesial-distal-labial-palatinal olmak üzere 4 yüzeyde ve c) endokuron uzantısının en alt, orta ve üst bölgelerinin kök dentiniyle temas ettiği alanda mesial-distal-labial-palatinal olmak üzere 4 yüzeyde de kaydedilmiştir.

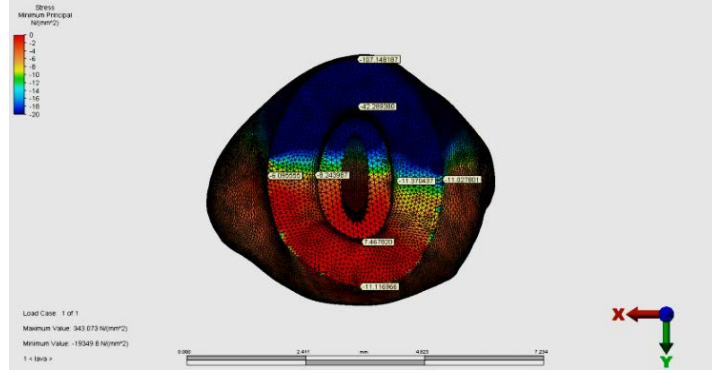
Restorasyona ait sıkışma stresleri incelendiğinde, endokuron uzantısının cam iyonomer kaide ile temas ettiği alanda labial yüzey ve dentinle temas ettiği alanda alt labial yüzey, 1.modelde benzer şekilde aynı değerleri ($\approx -26,06 \text{ MPa}$) göstermekle birlikte, daha da artış göstererek en fazla stres yoğunlaşan bölge olarak

bulunmaktadır. Restorasyonun marjinde ise minimum asal gerilme değerleri incelendiğinde modeller arasında keskin farklılık ortaya çıkmaktadır. İkinci modelde sıkışma stresi değerinin en çok olduğu bölge labial dış yüzey olmuştur ve bu değer $\approx -107,14 \text{ MPa}$ olarak saptanmıştır. Restorasyonun marjinde en az görülen sıkışma stresi değerleri ise 1. modelde distal iç yüzeyde görülürken, 2. modelde ise distal dış yüzeyde tespit edilmiştir. İkinci modelde ortaya çıkan restorasyona ait minimum asal gerilme değerleri aşağıda verilmiştir (Çizelge 3.8).

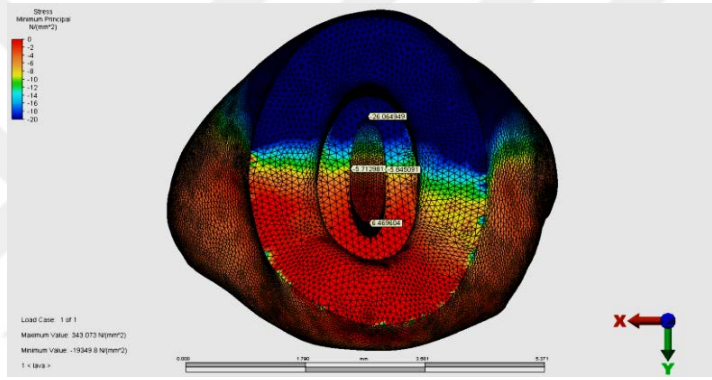
Çizelge 3.8. İkinci modelde restorasyona ait minimum asal gerilme değerleri.

Restorasyona Ait Minimum Asal Gerilme Değerleri (N/mm²=MPa)	
Endokuron marjini	
Mesial iç yüzey	$\approx -11,37$
Mesial dış yüzey	$\approx -11,02$
Distal iç yüzey	$\approx -8,24$
Distal dış yüzey	$\approx -6,09$
Labial iç yüzey	$\approx -42,28$
Labial dış yüzey	$\approx -107,14$
Palatinal iç yüzey	-
Palatinal dış yüzey	$\approx -11,11$
Endokuron uzantısının cam iyonomer kaide ile temas ettiği alan	
Mesial	$\approx -5,84$
Distal	$\approx -5,71$
Labial	$\approx -26,06$
Palatinal	-
Endokuron uzantısının kök dentiniyle temas ettiği alan	
Mesial alt bölge	$\approx -5,84$
Mesial orta bölge	$\approx -6,71$
Mesial üst bölge	$\approx -5,61$
Distal alt bölge	$\approx -5,71$
Distal orta bölge	$\approx -8,83$
Distal üst bölge	$\approx -5,73$
Labial alt bölge	$\approx -26,06$
Labial orta bölge	$\approx -23,29$
Labial üst bölge	$\approx -19,81$
Palatinal alt bölge	-
Palatinal orta bölge	-
Palatinal üst bölge	-

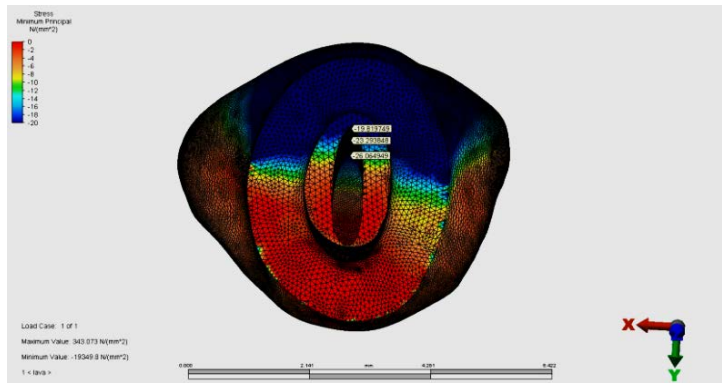
2. modelde restorasyonda tespit edilen minimum asal görsel stres değerlerine ait görüntüler Şekil 3.8’de gösterilmiştir.



a



b



c

Şekil 3.8. 2. modelde restorasyona ait yüksek minimum asal gerilme değerlerinin tespit edildiği bölgeler (a-c); a) $\approx -107,14$ MPa- restorasyon marjinin labial dış yüzeyi; b) $\approx -26,06$ MPa- restorasyon uzantısının cam iyonomer kaide ile temas ettiği alanın labial yüzeyi; c) $\approx -26,06$ MPa- restorasyon uzantısının kök dentiniyle temas ettiği alanın labial alt bölgesi; (x: distal, y: palatinal, z: apikal).

3.2.3. Diş çevre dokularında Ölçülen 2. Modele Ait Minimum Asal Gerilme Bulguları

İkinci modelde diş çevre dokularına ait minimum asal gerilme değerleri kortikal kemik için -16,99 ile -4,87 MPa, spongios kemik için -1,59 ile -0,17 MPa, PDL için ise -11,69 ile -3,40 MPa arasında değişmektedir.

Bu modelde diş çevre dokularındaki minimum asal gerilme stresleri (sıkışma stresleri) diş kökünü çevreleyen a) kortikal ve b) spongios kemik dokuda, kökü çevreleyen iç yüzey ve daha dış bölgelerde olmak kaydıyla, mesial-distal-labial-palatinal yönlerde, ayrıca, c) periodontal ligamentin (PDL) mesial-distal-labial-palatinal yüzeylerinde kaydedilerek değerlendirilmiştir.

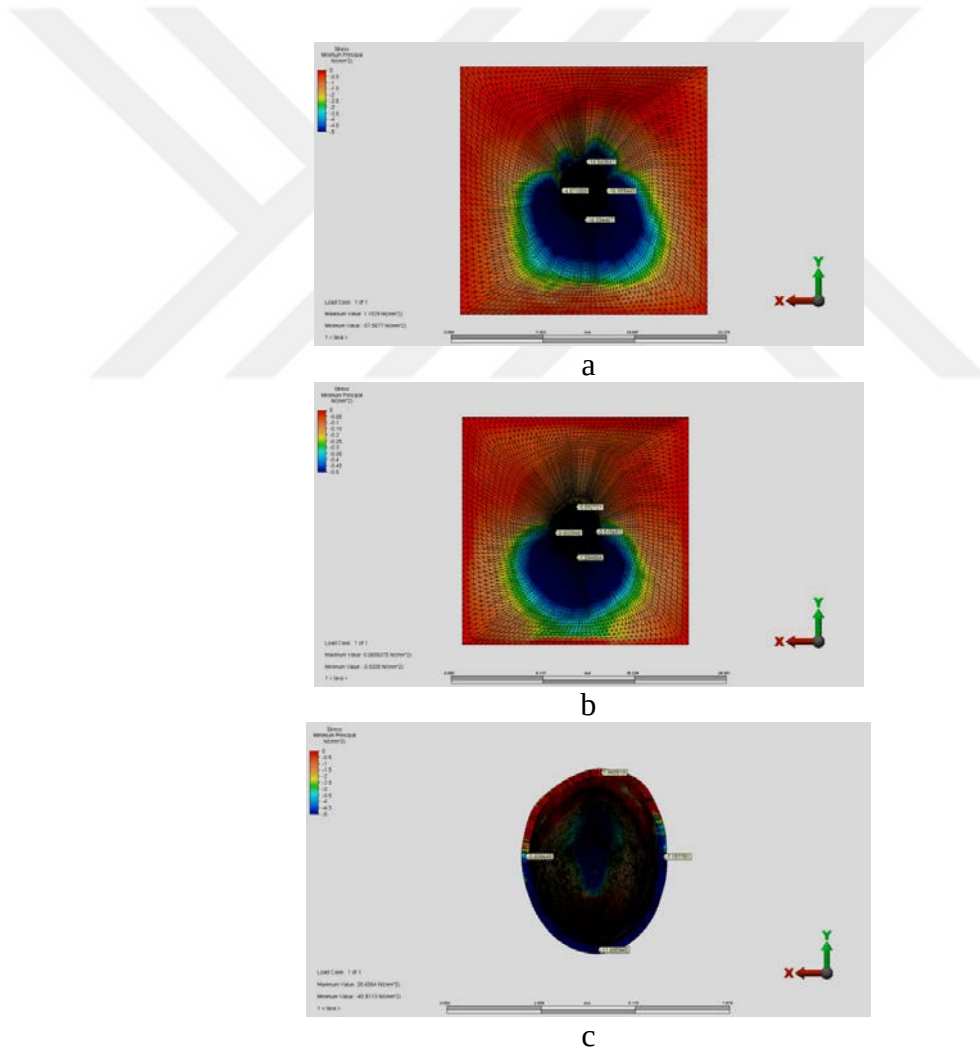
2.modelde diş çevre dokularında ölçülen minimum asal gerilme bulguları aşağıda verilmiştir (Çizelge 3.9).

Çizelge 3.9. İkinci modelde diş çevre dokularında ölçülen minimum asal gerilme değerleri.

Diş Çevre Dokularında Ölçülen Minimum Asal Gerilme Değerleri (N/mm ² =MPa)		
	Kortikal kemik	Spongios kemik
Mesial iç yüzey	≈ -16,99	≈ -0,51
Mesial dış yüzey	≈ -8,31	≈ -0,29
Distal iç yüzey	≈ -4,87	≈ -0,60
Distal dış yüzey	≈ -7,59	≈ -0,21
Labial iç yüzey	≈ -16,55	≈ -1,59
Labial dış yüzey	≈ -12,86	≈ -1,23
Palatinal iç yüzey	≈ -14,54	≈ -0,59
Palatinal dış yüzey	≈ -6,20	≈ -0,17
Periodontal ligament		
Mesial yüzey	≈ -7,15	
Distal yüzey	≈ -3,40	
Labial yüzey	≈ -11,69	
Palatinal yüzey	-	

İkinci modelde diş çevre dokularında ölçülen minimum asal gerilme bulgularına bakıldığında en fazla sıkışma gerilme stresi değeri, 2.modelde, 1.modelden (palatinal iç yüzey) farklı olarak kortikal kemiğin mesial iç yüzeyinde (**$\approx -16,99$ MPa**) görülmüştür. Spongios kemikte en fazla sıkışma gerilme stresi değeri $\approx -1,59$ MPa, PDL'de ise $\approx -11,69$ MPa izlenmiştir. 2.modelde kortikal kemik ve PDL'de tespit edilen sıkışma stres değerleri 1. Modele oranla daha yüksek, spongios kemikte görülen değerler ise 1.modelde oranla daha düşük görülmüştür.

2. modelde diş çevre dokularında tespit edilen minimum asal görsel stres değerlerine ait görüntüler Şekil 3.9'de gösterilmiştir.



Şekil 3.9. 2.modelde diş çevre dokularına ait yüksek minimum asal gerilme değerlerinin tespit edildiği bölgeler (a-c): a) $\approx -16,99$ MPa- kortikal kemiğin mesial iç yüzeyi; b) $-1,59$ MPa- spongios kemiğin labial iç yüzeyi; c) $\approx -11,69$ MPa- PDL'in labial yüzeyi; (x: distal, y: palatinal, z: apikal).

3.2.4. Dişin Farklı Bölgelerinde Ölçülen 2. Modele Ait Maksimum Asal Gerilme Bulguları

2.modele ait maksimum asal gerilme değerleri 1,48 ile 90,05 MPa arasında değişmektedir.

Bu modelde diş dokularındaki maksimum asal gerilme stresleri (çekme stresleri), a) ferrule yapının insizo-gingival yüksekliğindeki en alt, orta ve üst bölgelerinin dış yüzeyinde olmak üzere, dişin 4 ayrı bölgesinde (mesial-distal-labial-palatinal yüzeylerde), b) ferrule yapısının zirvesinin mesial-distal-labial-palatinal dış yüzeylerinde, c) diş preparasyonunun mesial-distal-labial-palatinal marjin bölgesinin dış yüzeylerinde, d) mesial-distal-apikal-koronal olmak üzere ise yine 4 yönde dişin endokuronun uzantısıyla komşu olan kök ve kron dentininin iç ve dış yüzeyinde incelenmiştir.

Diş dokusunun farklı bölgelerinde tespit edilen maksimum asal gerilme (çekme stresi) değerleri aşağıda verilmiştir (Çizelge 3.10).

Çizelge 3.10. İkinci modelde ortaya çıkan diş dokularına ait maksimum asal gerilme değerleri.

Diş Dokularına Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri (N/mm²=MPa)	
Dişin ferrule yapısının insizo-gingival yüksekliği (dış yüzey)	
Mesial alt bölge	≈ 9,17
Mesial orta bölge	≈ 5,95
Mesial üst bölge	≈ 6,58
Distal alt bölge	≈ 5,53
Distal orta bölge	≈ 5,46
Distal üst bölge	≈ 3,87
Labial alt bölge	-
Labial orta bölge	≈ 4,29
Labial üst bölge	≈ 11,09
Palatinal alt bölge	≈ 34,32
Palatinal orta bölge	≈ 22,05
Palatinal üst bölge	≈ 18,19
Ferrule yapısının zirvesi (dış yüzey)	
Mesial	≈ 5,15
Distal	≈ 3,87
Labial	≈ 10,57
Palatinal	≈ 17,13
Diş preparasyonunun marjini (dış yüzey)	
Mesial bölge	≈ 7,45
Distal bölge	≈ 1,48
Labial bölge	≈ 6,56
Palatinal bölge	≈ 41,99
Dişin endokuron uzantısıyla komşu olan kuron ve kök dentini	
Mesial iç yüzey	≈ 3,75
Mesial dış yüzey	≈ 3,29
Distal iç yüzey	≈ 3,44
Distal dış yüzey	≈ 5,38
Koronal iç yüzey	≈ 41,99
Koronal dış yüzey	≈ 90,05
Apikal iç yüzey	-
Apikal dış yüzey	-

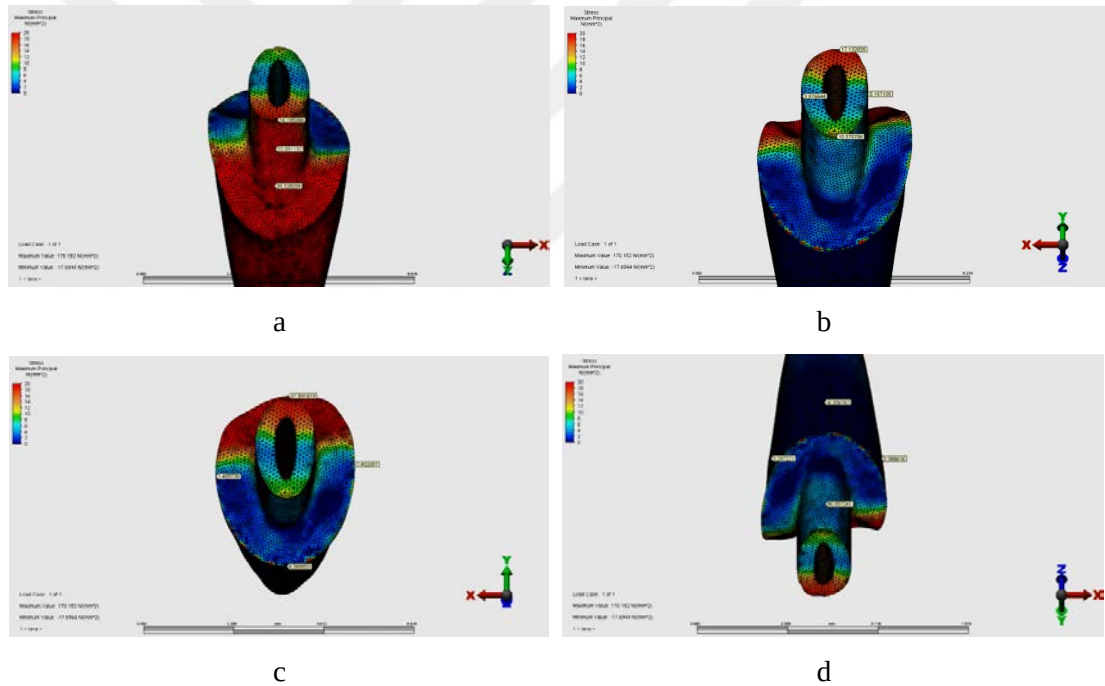
a) Ferrule yapısının insizo-gingival yüksekliğinin dış yüzeylerinde oluşan çekme stresi değerleri incelendiğinde, en çok maksimum asal gerilme stres değerleri palatinal yüzeyde, özellikle de palatinal alt bölgede görülmüştür (≈ 34,32 MPa). Bu değerler 1.modelde aynı bölgede görülen değerlerden düşüktür.

b) Ferrule yapının zirvesinde maksimum asal gerilme stres değerlerinin en çok görüldüğü bölge (palatinal) 1.modelde aynı olup, 2.modelde daha düşük değerler saptanmıştır (1.modelde ≈ 17,2 MPa, 2.modelde ≈ 17,13 MPa).

c) Dişin marjinde yoğunlaşan maksimum asal gerilme stres değerlerinin yüksek görüldüğü bölgeler 1.modelle benzerlik göstermiştir. Her iki modelde de çekme stresi palatinal marjinde, fakat ikinci modelde bu değerler ($\approx 41,99$ MPa) 1.modelde ($\approx 14,8$ MPa) oranla daha yüksek görülmüştür.

d) Endokuron uzantısıyla komşu olan kök ve kron dentininin çekme stres değerlerine bakıldığında, koronal bölgenin dış yüzeyinde görülen değerler 1.modelde oranla daha yüksek bulunmuştur (1.modelde $\approx 76,09$ MPa, 2.modelde $\approx 90,05$ MPa).

2. modelde diş dokularında tespit edilen maksimum asal görsel stres değerlerine ait görüntüler Şekil 3.10'de gösterilmiştir.



Şekil 3.10. 2. modelde dişin farklı bölgelerinde en fazla ölçülen maksimum asal gerilme değerlerinin tespit edildiği bölgeler; (a-d). a) $\approx 34,32$ MPa - dişin ferrule yapısının insizo-gingival yüksekliğinin palatinal alt bölgesi (dış yüzey); b) $\approx 17,13$ MPa - ferrule yapı zirvesinin palatinal bölgesi (dış yüzey); c) $\approx 41,99$ MPa - diş preparasyonunun palatinal marjin bölgesi (dış yüzey); d) $\approx 90,05$ MPa- dişin endokuronun kök uzantısıyla komşu olan kuron ve kök dentininin apikal dış yüzeyi (x:distal, y:lingual, z:apikal).

3.2.5. Restorasyonun Farklı Bölgelerinde Ölçülen 2. Modele Ait Maksimum Asal Gerilme Bulguları

İkinci modelde restorasyona ait maksimum asal gerilme değerleri 1,4 ile 30,90 MPa arasında değişmektedir.

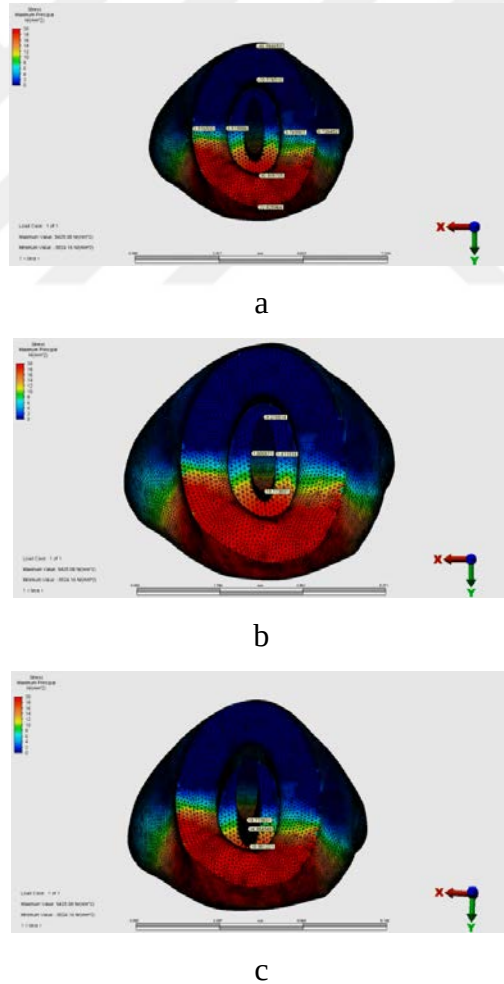
Bu modelde restorasyondaki maksimum asal gerilme stresleri (çekme stresleri), a) endokuron restorasyonun marjininin iç ve dış yüzeyinde; mesial-distal-labial-palatinal olmak üzere 4 bölgede, b) endokuron uzantısının cam iyonomer kaide ile temas ettiği alanda mesial-distal-labial-palatinal olmak üzere 4 yüzeyde ve c) endokuron uzantısının en alt, orta ve üst bölgelerinin kök dentiniyle temas ettiği alanda mesial-distal-labial-palatinal olmak üzere 4 yüzeyde de kaydedilmiştir. İkinci modelde ortaya çıkan restorasyona ait maksimum asal gerilme değerleri aşağıda verilmiştir (Çizelge 3.11).

Çizelge 3.11. İkinci modelde restorasyona ait maksimum asal gerilme değerleri.

Restorasyona Ait Maksimum Asal Gerilme Değerleri (N/mm ² =MPa)	
Endokuron marjini	
Mesial iç yüzey	≈ 3,76
Mesial dış yüzey	≈ 0,72
Distal iç yüzey	≈ 3,51
Distal dış yüzey	≈ 2,97
Labial iç yüzey	-
Labial dış yüzey	-
Palatinal iç yüzey	≈ 30,90
Palatinal dış yüzey	≈ 22,82
Endokuron uzantısının cam iyonomer kaide ile temas ettiği alan	
Mesial	≈ 1,4
Distal	≈ 1,8
Labial	-
Palatinal	≈ 19,77
Endokuron uzantısının kök dentiniyle temas ettiği alan	
Mesial alt bölge	≈ 1,41
Mesial orta bölge	≈ 1,55
Mesial üst bölge	≈ 2,09
Distal alt bölge	≈ 1,8
Distal orta bölge	≈ 3,13
Distal üst bölge	≈ 2,31
Labial alt bölge	-
Labial orta bölge	-
Labial üst bölge	-
Palatinal alt bölge	≈ 19,77
Palatinal orta bölge	≈ 14,95
Palatinal üst bölge	≈ 18,98

Restorasyona ait çekme stresleri incelendiğinde, endokuron uzantısının cam iyonomer kaide ile temas ettiği alanda palatinal yüzey ve dentinle temas ettiği alanda alt palatinal yüzey aynı değerleri göstermekle birlikte, en fazla ($\approx 19,77$ MPa) stres yoğunlaşan bölge olarak bulunmaktadır. Bu değerler 1. modele kıyasla daha düşükrür. Endokuron uzantısının palatinal yüzeyinin üst ve orta bölgelerinde ise sırasıyla $\approx 18,98$ MPa ve $\approx 14,95$ MPa değerler tespit edilmiştir. Restorasyonun marjiniinde ise stresin en çok olduğu yer palatinal iç yüzey ($\approx 30,90$ MPa) olmuştur. Bu değer ise 1.modele kıyasla daha yüksektir.

2. modelde restorasyonda tespit edilen maksimum asal görsel stres değerlerine ait görüntüler Şekil 3.11’de gösterilmiştir.



Şekil 3.11. 2. modelde restorasyona ait yüksek maksimum asal gerilme değerlerinin tespit edildiği bölgeler. (a-c) ; a) $\approx 30,90$ MPa- restorasyon marjinin palatinal iç yüzeyi; b) $\approx 19,77$ MPa- restorasyon uzantısının cam iyonomer kaide ile temas ettiği alanın palatinal yüzeyi; c) $\approx 19,77$ MPa-restorasyon uzantısının kök dentiniyle temas ettiği alanın palatinal alt bölgesi; (x: distal, y: palatinal, z: apikal).

3.2.6. Diş Çevre Dokularında Ölçülen 2. Modele Ait Maksimum Asal Gerilme Bulguları

İkinci modelde diş çevre dokularına ait maksimum asal gerilme değerleri kortikal kemik için 4,57 ile 24,25 MPa, spongios kemik için 0,15 ile 0,47 MPa, PDL için ise 1,66 ile 13,50 MPa arasında değişmektedir.

Bu modelde diş çevre dokularındaki maksimum asal gerilme stresleri (çekme stresleri) diş kökünü çevreleyen a) kortikal ve b) spongios kemik dokuda, kökü çevreleyen iç yüzey ve daha dış bölgelerde olmak kaydıyla, mesial-distal-labial-palatinal yönlerde, ayrıca, c) periodontal ligamentin (PDL) mesial-distal-labial-palatinal yüzeylerinde kaydedilerek değerlendirilmiştir.

2. modelde diş çevre dokularında ölçülen minimum asal gerilme bulguları aşağıda verilmiştir (Çizelge 3.12).

Çizelge 3.12. İkinci modelde diş çevre dokularında ölçülen maksimum asal gerilme değerleri.

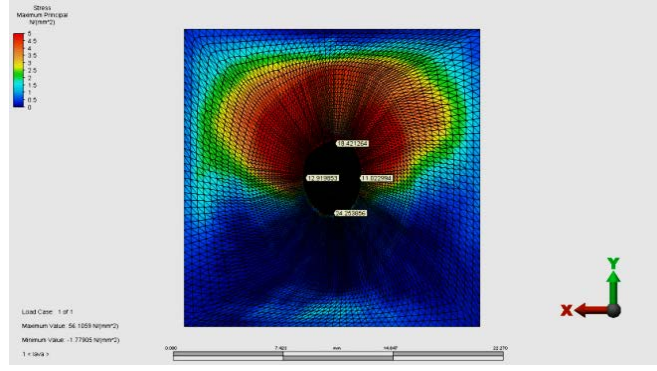
Diş Çevre Dokularında Ölçülen Maksimum Asal Gerilme Değerleri (N/mm ² =MPa)		
	Kortikal kemik	Spongios kemik
Mesial iç yüzey	≈ 11,02	≈ 0,39
Mesial dış yüzey	≈ 4,58	≈ 0,33
Distal iç yüzey	≈ 12,91	≈ 0,44
Distal dış yüzey	≈ 5,88	≈ 0,15
Labial iç yüzey	≈ 24,25	≈ 1,41
Labial dış yüzey	-	≈ 0,27
Palatinal iç yüzey	≈ 18,42	≈ 0,47
Palatinal dış yüzey	≈ 4,57	≈ 0,47
Periodontal ligament		
Mesial yüzey	≈ 1,66	
Distal yüzey	≈ 2,02	
Labial yüzey	-	
Palatinal yüzey	≈ 13,50	

İkinci modelde diş çevre dokularında ölçülen maksimum asal gerilme bulgularına bakıldığında, genel olarak spongios kemik en az değerler göstermiştir. Kortikal kemikte ise en fazla çekme gerilme stresi labial iç yüzeyde (≈24,25 MPa)

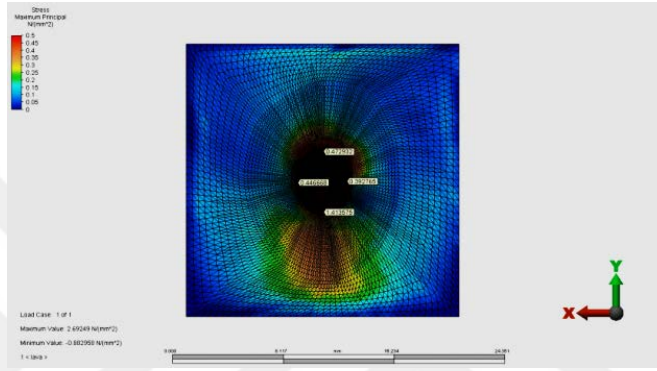
görülürken, en az çekme gerilme stresi değeri ise palatinal dış yüzeyde görülmüştür (**$\approx 4,57$ MPa**). Periodontal dokuda ise palatinal yüzeyde en fazla maksimum asal gerilme stres değeri saptanmıştır (**$\approx 13,50$ MPa**). Spongios kemikte ise 1.modelle aynı bölgede olmakla birlikte, 1.modelle kıyasla daha yüksek ($\approx 1,41$ MPa) çekme stresi değeri izlenmiştir.

2. modelde kortikal kemik ve PDL’de görülen yüksek çekme stresi değerleri 1.modelle kıyasla daha düşük, spongios kemikteki çekme stresi değerleri ise daha yüksektir.

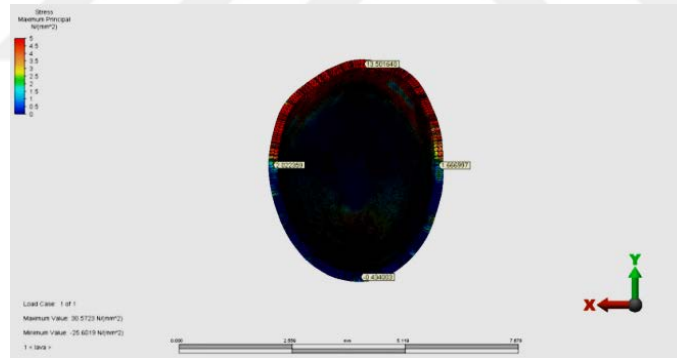
2. modelde diş çevre dokularında tespit edilen maksimum asal görsel stres değerlerine ait görüntüler Şekil 3.12’de gösterilmiştir.



a



b



c

Şekil 3.12. 2. modelde ortaya çıkan diş çevre dokularına ait en fazla maksimum asal gerilme değerlerinin tespit edildiği bölgeler (a-c): $\approx 24,25$ MPa- kortikal kemiğin labial iç yüzeyi; b) $\approx 1,41$ MPa- spongiöz kemiğin labial iç yüzeyi; c) $\approx 13,50$ MPa- PDL'in palatinal yüzeyi (x: distal, y: palatinal, z: apikal).

4. TARTIŞMA

Ciddi derecede madde kayıplı süt ön dişlerinin restorasyonu, genellikle pedodontistler tarafından özel bir zorluk olarak kabul edilmektedir. Uzun yıllar boyunca, ciddi madde kayıplı süt dişleri için tercih edilen tedavi yöntemi diş çekimi olmuştur. Fakat, erken diş kayıpları, dil itme gibi parafonksiyonel alışkanlıkların gelişmesi, vertikal yüz yüksekliğinin azalması, konuşma, estetik-fonksiyonel problemler, maloklüzyonlar, yer kaybı ve çocuğun benlik saygısını olumsuz etkileyen psikolojik sorunlar gibi bir takım rahatsızlıklara neden olabilir (Wandertey ve ark., 1999).

Klinisyenler, büyük ölçüde hasar görmüş ön süt dişlerini restore etmek için post ve kor sistemleriyle çeşitli girişimlerde bulunmuştur. Fakat, endodontik tedavi sonrasında diş üzerinde doku kaybıyla birlikte dental yapıda zayıflama, fiziksel ve mekanik yapıda değişiklik, özellikle çürükle ilgili olarak pulpada meydana gelen değişiklikler sonucunda kan akımında azalma, kollajen fibrillerin dejenerasyonu ve dehidratasyona bağlı olarak dişte zayıflama meydana gelmekte ve yüksek biyomekanik başarısızlık riski artmaktadır (Rivera ve Yamauchi, 1993; Ghazawy ve Badran, 2018). Bu sebeple, endodontik tedavi sonrası yapılan restorasyonlar, dişin fonksiyon görmesini sağlamasının yanı sıra kalan diş dokularının kırılmasını da önlemelidir. Ayrıca, süt ön dişlerde post kullanarak kanal içi retansiyon elde etmek, daimi dişlerden daha farklıdır. Süt dişlerinde post sistemlerin, daimi dişlerin sürme yolunu değiştirmeden, süt dişlerinin rezorbsiyonuna müdahale etmeden eksfoliasyon zamanına kadar kalması gerekir (Mittal, Bhatia ve Haider, 2015). Bu nedenle, pediatrik diş hekimliğinde görüşler standart olarak, kanal içinde asla 3 mm'yi aşmayan kısa post kullanılması yönündedir (Lopes ve Ribeiro, 2002; Verma ve Passi, 2011; Seraj ve ark., 2015).

Postların kullanımı endodontik tedavi görmüş dişlerin kırılma direncini arttırırsa da, post simantasyon için yer hazırlama aşaması oldukça kritik bir noktadır, çünkü kök duvarlarının zayıflamasına, dolayısıyla kök kırılmasına neden olabilir (Faria ve ark., 2010; Ferro, Colucci, Marques, Colucci, Ribeiro, Silva-Sousa, ve Gomes, 2016). Postların kor materyalini koruma fonksiyonu ise özellikle çiğneme yüklerinin esasen kompresif olduğu posterior dişler için önemlidir (Guzy ve Nicholls, 1979) Bununla birlikte, kesici dişlerde olduğu gibi yatay kuvvet yüklendiğinde, postların eğilme davranışı dikkatle değerlendirilmelidir (Heydecke, Butz ve Strub, 2001). Kesici yükün büyüklüğü ve açısı, merkezi kesici dişleri içeren restoratif sistemlerin uzun vadeli başarısını büyük ölçüde etkiler (Troedson ve Derand, 1999).

Biyomekanik ilkelere göre, dişlerin yapısal direnci, korunan diş dokusunun miktarı (Ferro ve ark.,2016) ve anatomik formunun bütünlüğü (Wandscher ve ark., 2014; Zhu ve ark.,2015) ile yakından ilişkilidir. Diş yapısını maksimum düzeyde korumak amacıyla yapılan çalışmalar, endodontik tedavi görmüş dişlerin kırılma direnci üzerindeki ferrule etkisinin önemini vurgulamıştır (Ausiello, Ciaramella, Martorelli, Lanzotti, Zarone, Watts ve Gloria, 2017). Ferrule olmadığında kök kırığı riski de artmaktadır. 1,5 ila 2 mm'lik bir çevresel dentin halkasının varlığı, endodontik tedavi görmüş dişlerin kırılma direnci üzerinde olumlu bir etkiye sahiptir. Eğer klinik durum çevresel bir ferrule etkiye izin vermiyorsa, kısmi bir ferrule effekt, çevresel bir ferrule eksikliğinden daha iyi bir seçenek olarak kabul edilebilir. Ayrıca, preparasyon tasarımına bir ferrule etkinin dahil edilmesi, daha uygun kırılma paternlerine yol açabilir. Özellikle daimi anterior dişlerde eğer ferrule oluşturmak için yeterli diş dokusu yoksa, cerrahi kuron boyu uzatma ya da ortodontik ekstrüzyon önerilmektedir. Ferrule sağlamak için alternatif yöntemlerden hiçbiri uygulanamıyorsa, mevcut kanıtlar kötü bir klinik sonucun çok muhtemel olduğunu göstermektedir (Juloski ve ark., 2012).

Bir endodontik postun yerleştirilmesi, kök kanal boşluğunu pulpadan farklı olarak tanımlanmış sertliğe sahip bir malzeme ile doldurduğu için doğal olmayan restore edilmiş bir yapı oluşturur. Bu nedenle dişin orijinal stres dağılımını yeniden oluşturmak mümkün değildir (Akkayan ve Gülmez, 2002). Post restorasyonların

karmaşık olması ve farklı elastisite modüllerine sahip malzemelerin arayüz sayısının fazla olması nedeniyle yapı içindeki stres dağılımı çok eksenseldir, tek biçimli değildir ve bu bölgelerin restoratif sistemlerde en zayıf alan olduğu bildirilmektedir (Glazer, 2000). Ayrıca, süt dişlerinde post kullanımı endikasyonu için supragingival diş yapısında en az 1 mm diş dokusu bırakılmalıdır (Suwarnkar ve ark., 2017). Ciddi madde kayıplı süt dişlerinde bunu sağlamak her zaman mümkün olmayabilir. Bu bağlamda, yetersiz klinik kron boyu, yetersiz interoklüzal aralık ve yeterli bir ferrule kullanımına izin vermeyen geniş diş dokusu kaybı durumlarında endikasyon sağlayan tek parça (monoblok) endokron gibi terapötik seçenekler alternatif olabilir (Pissis, 1995; Bindl ve Mörmann, 1999). Literatürde çocuk diş hekimliğinde yapılan endokron restorasyon çalışmaları molar dişlerle sınırlı olup (Bilgin ve ark., 2016; Makawi ve Khattab, 2019; Seddik ve Derelioğlu, 2019; Sabbah ve Kamel, 2021), süt kesici dişlerle ilgili endokron çalışmalarına ise rastlanmamaktadır. Bu nedenle araştırmamızda model olarak süt kesici dişler seçilmiştir.

Araştırmamızda yüksek esneklik, cam seramiklere oranla stresi daha fazla absorbe etme özelliği taşıyan, kırılma direnci feldspatik, lösit ve kompozit içerikli bloklardan yüksek (204 MPa) ve elastiklik modülü dentine yakın (10-20 Gpa) olan, ayrıca karşıt dişlerde meydana getirdikleri aşınma miktarının, cam seramiklere kıyasla çok daha az olduğu bildirilen rezin nanoseramik materyal tercih edilmiştir (Kılınıç ve ark., 2018).

Diş ve çevre dokularda oluşan streslerin değerlendirilmesinde bugüne kadar, esas olarak; restorasyonlarda fotoelastik stres analizi, gerinim ölçer yöntemi, kırılğan vernik kuvvet analizi yöntemi, termografik kuvvet analiz yöntemi ve SESA gibi farklı prensiplerle çalışan çeşitli analiz metodları kullanılmıştır (Chun ve ark., 2002; Ulusoy ve Aydın, 2005; Logan, 2007; Karl ve ark., 2009; Borcic ve Braut, 2012; Mohammed ve Desai, 2014; Trivedi, 2014; Window, 2012). SESA yönteminin, non-invaziv olması, non-lineer ve lineer analiz yapılmasına imkan tanınması, analiz öncesi ve sonrası durumlarda değişiklik yapılabilmesi, değişik geometri ve malzeme özellikleri taşıyan cisimlerin analizine olanak sağlaması, zaman sarfının az olması ve güvenilir olması gibi birçok avantajları bu yöntemi diş hekimliğinde çok popüler hale

getirmiştir (Borcic ve Braut, 2012; Logan, 2007; Menicucci, Mossolov, Mozzati, Lorenzetti ve Preti, 2002; Mohammed ve Desai, 2014). Bu nedenle bu çalışmada süt kesici dişlerin kök ve çevre dokularındaki, restorasyondaki streslerin değerlendirilmesi amacıyla SESA yöntemi tercih edilmiştir.

İki boyutlu SESA analizlerinde diş sistemine ait yapıların matematiksel olarak 3 boyutlu simülasyonun ve bu yapıların biyomekanik davranışlarının analiz edilmesinin zor olması ve eksik bilgi vermesi sebebiyle (Lin ve ark.,1999; Romeed ve ark., 2006) çalışmamızda 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi kullanılmıştır.

SESA yönteminde doğru verilerin girilmesi, hatalı sonuçlara bağlı yanlış yorumların yapılmasını önlemek bakımından son derece önemlidir. Bu nedenle bu çalışmada kullanılacak hem dental materyallerin, hem de süt dişine ait mine, dentin, kortikal, spongios kemik ve periodontal ligament gibi dokuların yapısal özellikleri, poisson oranı, elastisite modülü, doku kalınlıklarına ait verilerin, incelenecek diş ve çevre dokular ve endokuron restorasyon ile uyumlu olacak şekilde belirlenmiş olmasından dolayı, daha güvenli sonuçlar elde edilmesi sağlanmıştır. Bununla birlikte, özellikle süt dişlerinde sement kalınlığı çok az/ince olduğundan (Rashmi,2014) ve sement dokusunun SESA yöntemi için görselleştirilmesi zor olduğu için (Durand, Guimaraes, Junior ve Baratieri, 2016) bazı çalışmalarda (Durand ve ark., 2016; Gürbüz ve ark., 2008; Shetty ve ark., 2013) olduğu gibi bizim çalışmamızda da bu doku ihmal edilip, dentin dokusunun bir parçası şeklinde modellemeye yansıtılmıştır.

Literatürde, yapıştırma simanı kalınlığı diş dokularının bir parçası olarak kabul edilmiş ve sonlu eleman simülasyonunda yeterince ince modellenemeyecek kadar ince olması nedeniyle siman için stresler değerlendirilmemiştir (Lin ve ark., 2011; Davy ve ark.,1981). Ayrıca, yapılan bir çalışmada, seramik sistemler için kalan mine ve dentin üzerinde 50 ila 150 µm arasında değişen siman kalınlığı arasında streslerde istatistiksel bir farklılık bulunmamıştır (Chang Y., Kuo, Chang C., Lin W., ve Lin C., 2009). Başka bir çalışmanın sayısal sonuçları, aynı yükleme koşuluna tabi tutulduğunda tam seramik kuronun genel iç stres dağılımı için ne siman malzemesi

özelliklerinin ne de siman kalınlığının önemli olmadığını göstermektedir (Bin Liu ve ark.,2010). Bu nedenle bu çalışmada ince yapıştırma simanı kalınlığı ihmal edilmiş ve dentin dokusunun bir parçası şeklinde modellemeye yansıtılmıştır.

Kemik, dentin gibi canlı ve dinamik dokular aslında farklı yönlerden ölçüldüğünde farklı özellikler göstermektedir (anizotropik özellik) ve homojen değildir. Bu durum stres dağılımının incelenmesini zorlaştırmaktadır (Geng ve ark., 2001; Gültekin ve ark., 2012). Bu nedenle, bazı çalışmalarda olduğu gibi (Holmes ve ark., 1996; Özçelik ve Ersoy, 2007; Baggi ve ark., 2008) bizim çalışmamızda da bütün materyaller izotropik, homojen ve lineer olarak kabul edilmiştir.

Endodontik tedavi edilen dişlerde bir ferrule varlığı restorasyon, siman ve kökte stresin azaldığını gösterir (Ausiello ve ark., 2017). 1,5 ila 2 mm yüksekliğinde çevresel ferrule effektin doğrudan daha yüksek bir kırılma direnci ve sonuç olarak daha uzun bir sağkalım ile ilişkili olmasına rağmen, 2 mm ferrule yüksekliğinin kanıtlanmasına ihtiyaç duyulmaktadır (Mancebo ve Jimenez-Castellanos, 2010; Watanabe ve ark., 2012; Samran ve ark., 2013). Bu nedenlere ve in vitro olarak kapsamlı bir şekilde test edilen çalışmalarda ferrule varlığının restorasyon tekniği ve diş konumundan bağımsız olarak kırılma direncini artıracak bulgularına dayanarak (Aykent ve ark., 2006; Bassir ve Labibzadeh, 2013; Evangelinaki ve Tortopidis,2013; Gomez Polo ve ark., 2010; Meng ve ark., 2007; Pereira ve Ornelas, 2006) çalışmamızdaki örnekler 1 mm ve 2 mm ferrule tasarımlarıyla modellendi.

Periodontal ligaman bir stres emici olarak hareket ederek restorasyonun kırılma direncini değiştirir (Soares ve ark., 2015). Literatürdeki bazı çalışmalar periodontal ligamenti simüle etmiş olsa da (Kanat-Ertürk ve ark., 2018; Skouridou ve ark.,2013) kalınlık standardizasyonu ve stabilite açısından zorluk teşkil etmektedir (Chang, Lin C. ve ark., 2009; Ramírez-Sebastià, 2014). Bununla birlikte, bizim çalışmamızda çiğneme kuvvetlerine karşı gerçek diş davranışını daha iyi taklit etmek için, örnekler simüle edilmiş bir periodontal bağ içermektedir.

Sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında, stres analizleri için hazırlanan modellerin eleman ve düğüm sayıları da önemlidir, çünkü bu sayılar yapılan analizin hassasiyetini belirler. Eleman sayısı arttıkça gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilir (Owen, 1983). Çalışmamızda analizler için kullanılan modellerde eleman sayısı 1. modelde 1327623, düğüm sayısı 249233, 2.modelde ise eleman sayısı 1389393, düğüm sayısı ise 255488'dir. Belli ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada 34,515 eleman, 13,300 düğüm, Sorrentino ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada 13,272 eleman ve 15,152 düğüm, Lanza ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada ise 13,272 eleman ve 15,152 düğüm içeren modeller kullanılmıştır (Belli ve ark.,2014; Lanza ve ark., 2005; Sorrentino ve ark.,2007;). Bu değerler göz önünde bulundurulduğunda çalışmamızda kullanılan modeller, daha hassas hazırlanmıştır.

Rentes ve arkadaşları (2002) normal oklüzyonlu 3 ila 5.5 yaş arası çocuklarda ısırma kuvvetinin 213.17 ± 43.97 N olduğunu ve kız ve erkek çocuklar arasında ergenliğe ulaşana kadar ısırma kuvvetinde fark olmadığını söylemişler. Uygulanan kuvvet ve ortaya çıkan stres doğru orantılı olduğundan ve normal çiğneme kuvveti maksimum ısırma kuvvetinden daha düşük olduğundan, çalışmamızda ısırma kuvvetini temsil etmek için literatür incelemelerinden elde edilen verilere istinaden 100 N'luk üniform bir kuvvet uygulanmıştır (Gürbüz ve ark.,2008; Rentes ve ark., 2002). Maksiller anterior dişler normal ısırma hareketi zamanı palatinalden yüklendiğinden (Ng ve ark., 2006) çalışmamızda kuvvet palatinal yüzeyden uygulanmıştır.

SESA yönteminde, sonuçların değerlendirilmesinde temel olarak, principal ve Von Mises gibi stres tipleri kullanılmaktadır (Gültekin ve ark., 2012; Shigemitsu, Yoda, Ogawa, Yamakawa, Ikeda ve Sasaki, 2014). Principal stresler (asal gerilmeler), x, y ve z düzlemlerinde oluşur ve minimum, intermediate ve maksimum olmak üzere 3'e ayrılırlar. Minimum stresler, sıkışma stresleri hakkında, maksimum stresler ise gerilme stresleri hakkında bilgi vermektedir (Borcic ve Braut, 2012; Chun ve ark., 2002; Holmgren ve ark.,1998; Logan, 2007; Menicucci ve ark., 2002; Mohammed, Desai, 2014). Von mises stresler ise her 3 principle stresin kombinasyonu şeklinde hesaplanmakta ve daha genel bilgi vermektedir (Gültekin ve ark., 2012; Shigemitsu

ve ark., 2014). Bu nedenle çalışmamızda, kemik, dentin gibi biyolojik dokuların sıkışma ya da gerilme tipi stresleri farklı miktarlarda tolere edebilme durumundan dolayı ve daha özel bilgi elde etmek amacıyla Von-Mises stresler yerine principal stresler kullanılması tercih edilmiştir.

Çalışmamızda, analiz sonucunda elde edilen sayısal/görsel bulgu ve sonuçlara göre, 1. modelde, sıkışma stresleri hakkında bilgi veren minimum asal gerilmelerin diş dokusu üzerinde, en fazla endokurona komşu kuron ve kök dentininin en apikal dış yüzeyinde izlendiği görülmektedir. Bu stres bölgesi, ikinci modelle aynı olmakla birlikte, 2.modelde sayısal olarak artış olduğu söylenebilir. Bunu takip eden diğer sıkışma stres yoğunlaşma bölgesi dişin labial marjini olmuştur. Bu bulgu, Zarone ve arkadaşlarının (2006) daimi kesici dişlerde yaptıkları çalışmanın sonuçları ile uyumludur. Diş preparasyonunun çeşitli bölgelerinde farklılıkların sadece minimum asal gerilme değerlerinde tespit edilmediği, bunun yanı sıra streslerin yoğunlaştığı noktalarda da farklılıklar görüldüğü izlenmektedir. Dolayısıyla, endokuron uzantısına komşu dentinin apikal bölgesinde yoğunlaşan sıkışma stresinin dişin labial yüzeylerinde devam ettiği ve koronale doğru gittikçe azaldığı söylenebilir.

Restorasyonda tespit edilen sıkışma stres bölgeleri ise öncelikle endokuronun labial marjini, bunu takip eden diğer yüksek stres yoğunlaşma bölgesi ise endokuron uzantısının dentin ve cam iyonomer siman kaide ile temas ettiği alanın labial yüzeyi olmuştur. Daha yüksek ferrule etkiyi temsil eden 2. modelde hem diş dokusu, hem de restorasyonda tespit edilen sıkışma stresi yoğunlaşmaları büyük oranda 1.model ile aynı bölgelerde izlenmekle birlikte sayısal anlamda artış göstermiş ve bütün sıkışma stres bölgeleri içinde endokuronun labial marjini en yüksek stres bölgesi olarak izlenmiştir (-107,14 Mpa). Her iki modelde sıkışma streslerinin yoğunlaştığı ferrule yüksekliğinin tepe noktasından itibaren endokuronun en apikal kısmına kadar dişin labial yüzeyi daha riskli bölge olarak düşünülmektedir. Çünkü kuvvet palatal yönden (içten-dışa doğru) uygulandığı için palatal bölgedeki diş yapıları uygulanan kuvveti doğrudan almaz ve labiale doğru iletebilir.

Kesici süt dişlerinde ferrule yüksekliği artışının dişin endokurona komşu olan kuron ve kök dentininin apikalinde ve hem dişin, hem de restorasyonun labial marjinde sıkışma streslerini artırdığı ve bu streslerin tetikleyebileceği düşünülen sorunlar açısından daha riskli bölgeler olarak kabul edilebileceğini söylemek mümkündür. Çalışmamızda kullandığımız rezin- nanoseramik malzeme (Lava-Ultimate), yüksek oranda kürlenmiş rezin matrisine (%20) gömülü %80 nanoseramik parçacıklar içerir (Paul ve Ultimate, 2011). Bu bileşimin, dentine kıyasla daha yüksek bir termal genleşme katsayısı gösterdiği düşünülmektedir ve bu özellik, malzemenin marjin kalitesi üzerindeki etkisini azaltır ve dolayısıyla daha büyük mikrosızıntıya neden olabilir (Munck ve ark.,2005). Bu etki, diş ve restorasyon marjinlerinde yoğunlaşan streslerle birlikte uzun vadede endokuronun ayrılması ve kırılması ile sonuçlanabilir.

Çekme stresleri hakkında bilgi veren maksimum asal gerilmelerin 1.modelde diş dokusu üzerinde, en fazla dişin endokurona komşu kuron ve kök dentininin koronal dış yüzeyinde görülmektedir. Bu stres bölgesi ikinci modelle aynı olmakla birlikte sayısal olarak 2. Modelde artış olduğu söylenebilir. 1.modelde bunu takip eden diğer stres bölgesi ferrule yapısının insizo-gingival yüksekliğinin palatinal alt bölgesi olup, ikinci modelde bu stres daha düşük oranda gözlenmiştir. 1.modelde restorasyonda gözlenen çekme gerilme stres bölgeleri ise öncelikle endokuronun palatinal marjini (2. modelde daha yüksek), bunu takip eden ikinci yüksek stres yoğunlaşma bölgesi ise endokuron uzantısının dentin ve cam iyonomer siman kaidesi ile temas ettiği alanda palatinal yüzey (2. modelde daha az) olmuştur. İkinci modelde endokuron uzantısının dentin ve cam iyonomer siman kaidesi ile temas ettiği palatinal yüzeyde daha düşük çekme stresinin nedenini ferrule artışına bağlayabiliriz. Bahsi geçen yüzeyde ayrı bir yapı halinde olmasa bile ince bir kalınlıkta dual-cure adeziv simanın olduğunu unutmamalıyız. Ferrule yapısı yüksekliğinin arttırılması, palatal adeziv siman içindeki stres konsantrasyonunu önemli ölçüde azaltabilir. Ayrıca dual cure rezin simanın kullanımı sonucunda da dentin dokusuna daha düşük stresler iletildiği görülmüştür (Zhang ve ark., 2014; Beata ve ark., 2013). Bu bağlamda yapıştırıcı siman tabakasının ayrı bir yapı olarak modellenmesi göz önünde

bulundurulursa, çalışmamızda görülen dentin streslerine kıyasla daha az stres oluşacağı tahmin edilebilir.

Bu çalışmada her iki modelde endokuron ve post-kuronun karşılaştırıldığı, Lin ve arkadaşlarının (2020) yaptığı çalışmada olduğu gibi endokuron uzantısına komşu kuron ve kök dentininde stresler dış yüzeyde iç yüzeye nazaran daha çok yoğunlaşmıştır. Bu da endokuron restorasyonlarda görülen, postun kökte oluşturduğu çatlak noktalarının önüne geçen önemli bir bulgudur (Lin ve ark., 2020).

Çalışmamızda, Meng ve arkadaşlarının (2021) yaptıkları çalışmayla tutarlı bir şekilde diş dokusu, endokuron restorasyonundan daha yüksek çekme stresi sergilemiştir. Bunun nedeni, kullandığımız endokuron materyalin düşük elastik modüle sahip olmasından dolayı diş dokusuna daha fazla stres aktarması ile açıklanabilir (Yamanel ve ark., 2009; Gürbüz ve ark., 2008; Toksavul ve ark., 2006; Ho ve ark., 1994). Bir restoratif materyalin elastik modülü ne kadar büyükse, çiğneme kuvvetleri sırasında dentin stresinin dağılımındaki azalmanın o kadar büyük olduğu söylenebilir. Dolayısıyla, diş dokusundaki stresleri azaltmak adına lityum disilikat gibi daha yüksek elastik modüle (83,5 Gpa) (Flávia ve ark., 2016) sahip seramik endokuron malzemesi tercih edilebilir.

Diş dokuları için sıkışma ve çekme streslerine karşı olan dayanımlar farklılık göstermektedir. Dentinin streslere karşı dayanımı süt molar ve süt kesici dişlerde farklıdır. Süt molar dişler için dentinin sıkışma ve çekme dayanımları sırasıyla 50 ve 297 MPa (Sengul ve ark., 2014), süt kesici dişler için ise 98,7 ve 297 MPa (Andomar ve ark., 2018). Görüldüğü gibi diş sert dokuları sıkışma streslerini çok daha iyi tolere edebilmekte, çekme kuvvetlerine karşı ise daha zayıf biyomekanik özellikler göstermektedir. Dolayısıyla çekme stresleri, sıkışma streslerinden daha yıkıcı bir özellik taşımaktadır (Park ve ark., 2008). Bu anlamda maksimum asal gerilmelerin minimum asal gerilmelerden daha ciddi bir başarısızlık risk faktörü olduğunu söylemek ve maksimum asal gerilmelere maruz kalan bölgelerde dişte çatlaklar ve kırıklar gibi patolojilerin oluşma olasılığının daha fazla olacağını öngörebilmek mümkündür. Çalışmaya dahil edilen modellerin her ikisinde de sayısal olarak çekme

stresi değerleri süt kesici diş dentininin çekme dayanımının altında rakamlar izlenmiştir.

Neden ferrule yüksekliğinin artışı diş dokusunda hem marjin, hem de endokurona komşu kuron ve kök dentininde stres değerlerinin artmasına neden olmuştur?

Diş yüzeyine uygulanan basınç;

$$\text{Basınç} = \frac{\text{Ağırlık}}{\text{Yüzey alanı}} = \frac{N}{m^2}$$

formulünden ağırlık ile doğru, yüzey alanı ile ters orantılıdır. Dolayısıyla, küçük alana uygulanan basınç, büyük alana uygulanan basınçtan daha büyüktür. Bu nedenle bir kesici dişe uygulanan basınç bir molar dişe uygulanan basınça kıyasla daha büyüktür. Bu da kesici dişlerin daha dayanıksız olmasına sebebiyyet verir. Bununla birlikte,

$$\text{Dayanıklılık (D)} = \frac{\text{Kesit alanı}}{\text{Hacim}} = \frac{m^2}{m^3} = \frac{1}{h} ; \quad D = \frac{1}{\text{yükseklik}}$$

Bu durumda dayanıklılık (D) kalınlıktan bağımsız olarak yükseklik ile ters orantılıdır. Dolayısıyla, yükseklik arttıkça dayanıklılığın azalacağı söylenebilir.

Bu nedenlerle, ferrule yüksekliği arttıkça büyük bir basınça maruz kalan süt kesici diş üzerinde yüksek basınç nedeniyle marjin ve kuron-kök dentininde daha yüksek sıkışma değerleri ve bu yüzeylere karşılık gelen yüzeylerde de çekme gerilmelerinin arttığı açıklanabilir.

Post ve kuronla restore edilmiş premolar dişlerde en az bir koronal duvar varlığının restoratif prosedürden bağımsız olarak başarısızlık riskini önemli ölçüde azalttığı, tüm koronal duvarlar eksik olduğunda, 2 mm yüksekliğinde ferrule retansiyonunun varlığına veya yokluğuna bakılmaksızın benzer başarısızlık riskleri göstermiştir (Ferrari ve ark., 2007; Cagidiaco ve ark., 2008). Çalışmamızda da

koronal duvarlardan yoksun bir şekilde 2 mm ferrule yapı ile modellenmiş süt kesici dişte oluşan yüksek stres değerlerini buna bağlı olduğu açıklana bilir. Bu nedenle bu bölgelerdeki streslerin azaltılması adına klinik girişimlerin önem kazandığını söylemek mümkündür.

Yapılan bir sıra post çalışmaları maksillar daimi kesici (Ahangari ve ark.2008; Eraslan ve ark.,2009; Rajambigai ve ark.,2016) ve kanin (Pereira ve Ornelas, 2006) dişlerde yapılmış bir çalışmanın ferrule yüksekliğinin artmasıyla stresin azaldığını belirtmekteyken, aynı doğrultuda, ferrule ile hazırlanmış kalan diş yapısı ve dentinin mekanik bütünlüğü arasındaki ilişkiyi ortaya koyan başka sonlu eleman araştırmaları bir ferrule yapının varlığının, maksiller kanin dentininde gelişen stresin azalmasına, maksiller birinci premoların dentininde gelişen stresin değişmemesine ve maksiller kesici dişin dentininde gelişen stresin artmasına neden olduğu sonucuna varmıştır (Ichim ve Kuzmanovic, 2006; Santos-Filho, Veríssimo, Soares C., Saltarelo, Soares R.C., Marcondes ve Martins, 2014). Aynı çalışmalarda mandibular kesici dişlerde yapılan post-kor çalışmasında dişte oluşan stresler ferrule yüksekliğinin artmasıyla doğru orantılı bir şekilde arttığı söylenmiştir. Bunun nedenini, mandibular lateral kesici dişin dar bukkolingual ve meziodistal kök boyutlarının olması, dolayısıyla chamfer genişliğinin ve ferrule kalınlığının azalmasına, aynı zamanda yüksek stres alanlarının genişlemesine yol açtığı ile açıklamışlar (Ichim ve Kuzmanovic, 2006; Santos-Filho ve ark., 2014).

Premolar dişlere uygulanan endokuron restorasyonların başarısının molar dişlere uygulanan restorasyonlardan daha düşük olduğunu belirten çalışmalar vardır. Bu durumun; premolar dişlerin yüzey alanlarının daha az olması, dolayısıyla yapışma yüzeyinin az olması ve kuron boylarının daha uzun olması ve horizontal kuvvetlere daha fazla maruz kalması nedeniyle olabileceğini belirtmişler (Bindl ve Mörmann,1999). Bu veriler çalışmamızın bulgularını doğrulamaktadır. Bununla birlikte, kesici dişler, fonksiyon sırasında arka dişlerin karşılaştığı eksenel kuvvetlere kıyasla daha yüksek horizontal kuvvetler alır (Rocca ve ark.,2013). Bu nedenle, kesici dişlerin daha fazla stres alarak başarısızlık şansının artacağı söylenebilir. Ayrıca, diş-restorasyon kompleksinin başarı şansını tek ferrule yapı yüksekliğinden

beklemek de doğru değildir. Her ne kadar ferrule yüksekliğinin artışı dişin kırılma direncini arttırırsa da, dokularda stres yoğunlaşmasını azaltsa da, ferrule yapının kendi içinde başarısını etkileyen faktörler (Jotkowitz ve Samet,2010) de önemle dikkate alınmalıdır. Ferrule yapının yüksekliğinin yanı sıra, gelen horizontal ve aksiyal kuvvetlere bağlı seçilen diş tipi, ferrule yapının genişliği, ferrule yapının yeri, kalan diş dokusunun hacmi de klinikte dikkat edilmesi gereken kriterlerdir.

Çiğneme esnasında diş dokuları aracılığı ile kemiğe transfer edilen kuvvet ve stresin büyük bir kısmı, periodontal ligament tarafından absorbe edilmektedir (Fongsamootr ve Suttakul, 2015; Panagiotopoulou ve ark., 2011). Periodontal ligamentin olduğu ve olmadığı iki farklı modele gelen çiğneme kuvvetlerinin kemik dokuda oluşturduğu streslerin SESA ile incelendiği çalışmada, periodontal ligamentin olmadığı örneğe ait kemik dokuda periodontal ligamentin olduğu örnekteki kemik dokuya oranla 2 kat daha fazla stres oluştuğunu bildirmiştir (Fongsamootr ve Suttakul, 2015). Çalışmamızda spongios ve kortikal kemik dokuda yapılan analizler sonucunda, kemik dokuda oluşan streslerin diş dokularından daha az olduğu görülmüş ve bunun sebebi, periodontal ligamentin varlığıyla ilişkilendirilmiştir.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışma süt kesici dişlerde ferrule yüksekliğindeki artışın gerilme dağılımını önemli ölçüde etkilediğini ortaya çıkarmıştır. Elde edilen veriler doğrultusunda;

- 1) Her iki modelde diş dokularında sıkışma stres birikimi, dişin endokurona komşu kuron ve kök dentininde apikal dış yüzeyde ve mine-sement sınırına yakın olan labial marjin bölgesinde belirgin olarak meydana gelmiştir.
- 2) Her iki modelde restorasyonda sıkışma stres birikimi, endokuron uzantısının CİS kaide ve dentinle temas ettiği alanda ve labial marjin bölgesinde belirgin olarak meydana gelmiştir.
- 3) Birinci modelde diş dokularında çekme stresi birikimi, dişin endokurona komşu kuron ve kök dentininde koronal dış yüzeyinde ve ferrule yapının insizi-gingivo yüksekliğinin palatinal yüzeyin alt bölgesinde, ferrule yüksekliği arttıkça bu bölgelerle birlikte palatinal marjinde de belirgin olarak meydana gelmiştir.
- 4) Ferrule yapının daha yüksek olduğu ikinci modelde çekme stresleri, hem diş dokusu, hem de restorasyonun marjinde ve dişin endokurona komşu olan kuron ve kök dentininin koronal dış yüzeyinde artmıştır. Dolayısıyla, marjin bölgesindeki streslerin endokuronun ayrılmasına, kırılmasına, endokurona komşu kuron ve kök dentininde oluşan streslerin ise çatlak ve kırıklara neden olacağı söylenebilir.
- 5) Kemik dokuda diş dokularından daha az stres görülmüştür.
- 6) Ferrule yüksekliğinin artışıyla adeziv siman bölgesinde çekme stresleri azalmıştır.
- 7) Her iki modelde de diş dokularında ortaya çıkan çekme stresleri dentinin çekme dayanımı değerinin altında olduğu için her ne kadar yıkıcı olmasa da, ferrule yüksekliği artışına bağlı olarak streslerin artması nedeniyle 1mm yüksekliğinde ferrule yapı daha doğru tercih olabilir.

- 8) Klinik uygulamalarda ferrule yüksekliğinin kökün bukkal-servikal servikal çapına göre bireysel olarak belirlenmesi daha doğru bir yaklaşımdır.
- 9) Yukarıdaki maddelerden yola çıkarak geniş madde kayıplı, kanal tedavisi gerektiren süt kesici dişlerin rehabilitasyonu için alternatif tedavi seçeneği olarak endokuron restorasyonlar önerilebilir.

Sonuç olarak; Bilgisayar destekli simülasyonları kullanan araştırmalarda ağız içi koşulları tam olarak yeniden oluşturma imkansız olduğu göz önüne alınmalı ve bu çalışmanın sonuçları klinik araştırmalarla desteklenmelidir. Mevcut az sayıda çalışma ve gözlemlenen çelişkili sonuçlar nedeniyle endokuronların bu tip dişler için alternatif bir tedavi olarak kullanımına ilişkin herhangi bir sonuca varmak zorluk teşkil etse de, bu çalışmanın sınırları dahilinde süt kesici dişlerde uygulanacak endokuron restorasyonların 2mm ferrule yüksekliğinden negatif etkileneceği için bireysel olarak tasarlanan 1mm ferrule yüksekliğini önerilebilir. Genel olarak, endokuronlara odaklanan klinik çalışmaların sayısı az olduğundan endokuronların daimi ve süt anterior dişlerin restorasyonu için klinik bir endikasyon olması ve bulguların doğrulanması için daha uzun vadeli prospektif çalışmalara ihtiyaç vardır.

ÖZET

Endokuronlu Süt Dişlerinde Ferrule Yüksekliğinin Stres Dağılımına Etkisi: Sonlu Eleman Analizi

Bu çalışmada farklı ferrule yüksekliklerinin, endokuron ile restore edilen üst süt santral kesici dişlerde ve çevre dokularında çiğneme kuvvetleri altında oluşan stres dağılımına olan etkileri sonlu elemanlar stres analizi ile karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir.

Bu çalışmada farklı ferrule yüksekliğini yansıtabilecek şekilde prepare edildikten sonra endokuron ile restore edilen 2 farklı üst süt santral kesici diş ve bu dişe ait periodontal dokuların 3 boyutlu modeli oluşturulmuştur. Modellemelerin oluşturulmasında VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) yazılımı kullanılmıştır. 1. modeldeki süt dişi 1 mm yüksekliğinde ferrule yapısına sahip iken, 2. modeldeki süt dişi ise 2 mm yüksekliğinde ferrule yapısına sahip olacak şekilde modellenmiştir. Ardından, her iki modeldeki süt dişinin kök kanallarından 2 mm destek alan bir endokuron restorasyonu simüle edilmiştir. Modelleme prosedürlerinden sonra, her iki modelde de endokuron restorasyonun insizal kenarına 45° eğimli olacak şekilde 100 N büyüklüğünde çiğneme kuvveti uygulanmıştır. Çiğneme kuvvetinin uygulanmasının ardından, diş ve çevre dokularda oluşan stres dağılımı Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımı ile analiz edilmiştir. Her iki modelde minimum ve maksimum asal gerilme değerleri hesaplanmıştır. Diş ve çevre dokuların farklı alanlarındaki stres dağılımı ve stres değerleri hem sayısal veriler hem de renk skalası kullanılarak değerlendirilmiştir.

Her iki modelde de, minimum asal gerilmeler endokurona komşu kuron ve kök dentininin apikal diş yüzeyinde ve mine-sement sınırına komşu labial marjin bölgesinde yoğunlaşmıştır. Ancak, minimum asal gerilme değerleri 2. modelde 1. modelden yüksek olarak bulgulanmıştır. Ayrıca, minimum asal gerilmelerin, her iki modelde endokuron restorasyonların kök kanalında yer alan uzantısının cam iyonomer kaide ve dentinle temas ettiği alanda ve labial marjin bölgesinde yoğunlaştığı bulgulanmıştır. Endokuron restorasyonda ise ferrule yüksekliği arttıkça özellikle endokuron marjini daha yüksek streslere maruz kalmıştır. Maksimum asal gerilmeler ise, 1. modelde, endokurona komşu kuron ve kök dentininin koronal diş yüzeyinde ve ferrule yapının palatinal yüzeyinin alt bölgesinde, 2. modelde ise bu bölgelere ek olarak palatinal marjinde de belirgin olarak görülmüştür. Maksimum asal gerilme değerleri, ferrule yüksekliği arttıkça hem diş dokularında hem de restorasyon marjinde artış göstermiştir. Marjin bölgesindeki bu stres artışının, endokuronun kırılmasına, endokurona komşu diş dokularında oluşan streslerin ise dentinde çatlak ve kırıklara neden olacağı söylenebilir.

Bu çalışmanın sonuçlarına göre, her iki modelde de diş dokularında ortaya çıkan maksimum asal gerilmelerin dentinin çekme dayanımı değerlerinin altında olduğu için yıkıcı olmayacağı düşünülmektedir. Buna karşın, ferrule yüksekliği artışı ile kritik bölgelerde streslerin artması nedeniyle 1 mm yüksekliğinde ferrule yapının süt dişlerinde daha uygun bir tercih olacağı sonucuna varılabilir.

Anahtar Sözcükler: Endokuron, ferrule etki, sonlu elemanlar analizi, post tedavileri

SUMMARY

Effect of Ferrule Height on Stress Distribution in Primary Teeth with Endocrown: Finite Element Analysis

In this study, the effects of different ferrule heights on the stress distribution under masticatory forces in endocrown-restored upper primary central incisors and surrounding tissues were evaluated comparatively with finite element stress analysis.

In this study, three-dimensional models of two different upper primary central incisor teeth, which were prepared to reflect different ferrule heights and restored with endocrown, and their periodontal tissues were created. VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) software was used to prepare the models. While the primary tooth in the 1st model had 1 mm ferrule height, the primary tooth in the 2nd model is modeled to have a ferrule structure with 2 mm. Subsequently, in both models, endocrown restorations were simulated with 2 mm support from the root canals of primary teeth. After the modeling procedures, a masticatory force of 100 N was applied to the incisal edge of the endocrown restoration with a 45° angle in both models. After the loading of the masticatory force, the stress distribution of the teeth and surrounding tissues was analyzed with Algor Fempro (Algor Inc., USA) software. Minimum and maximum principal stress values were calculated for both models. Stress distribution and stress values in different areas of teeth and surrounding tissues were evaluated using both numerical data and color scale.

In both models, the minimum principal stresses were concentrated on the apical outer surfaces of the crown and root dentin adjacent to the endocrown, and in the labial margin surfaces adjacent to cemento-enamel junction. However, the minimum principal stress values were found to be higher in the 2nd model than in the 1st model. In addition, in both models, it was found that the minimum principal stresses were concentrated in the area where the root canal extension of the endocrown restorations contacted glass ionomer base and dentin and the labial margin region. In endocrown restorations, as the ferrule height increased, especially the endocrown margin was exposed to higher stresses. Also, maximum principal stresses were found markedly in the coronal outer surface of the crown and root dentin adjacent to the endocrown and lower palatal surface of the ferrule structure in the 1st model, and maximum principal stresses were concentrated in the palatal margins in the 2nd model in addition to regions seen in the 1st model. Maximum principal stress values increased in both tooth structures and restoration margin as the ferrule height increased. It can be concluded that the increase in the stresses in the margin region will cause the endocrown fracture, and the increase of the stresses in dental tissues adjacent to the endocrown will cause cracks and fractures in dentin.

According to the results of this study, it is thought that the maximum principal stresses occurring in the tooth tissues in both models will not be destructive since they are lesser than the tensile strength of the dentin. On the other hand, it can be concluded that 1 mm ferrule height structure would be a more appropriate choice for primary teeth, since the increase in ferrule height increases the stress in critical regions.

Keywords: Endocrown, ferrule effect, finite element analysis, post treatments

KAYNAKLAR

- Adıgüzel, Ö. (2010). Sonlu elemanlar analizi: derleme Bölüm I: dişhekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, 11, 18-23.
- Ahangari, Hasan A., Gerami, A., Valian, A. (2008). Ferrule designs and stress distribution in endodontically treated upper central incisors, *3D Finite Element Analysis*, 3,105-110.
- Akbas, M., Bilge, A. A., Sema, B. (2021). Finite element stress analysis and its use in endodontics. *European Journal of Research in Dentistry*, 5(2), 99-108.
- Akkayan, B., Gülmez, T. (2002). Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(4), 431-37.
- Aktaş, G., Yerlikaya, H., Akca, K. (2018). Mechanical failure of endocrowns manufactured with different ceramic materials: An in vitro biomechanical study. *Journal of Prosthodontics*, 24, 340-346.
- Alaçam, T., Nalbant, L., Alaçam, A. (1998). *İleri restorasyon teknikleri*.
- Albero, A., Pascual, A., Camps, I., Grau-Benitez, M. (2015). Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 7(4), e495-500.
- Al-Dabbagh, R. A. (2020). Survival and success of endocrowns: A systematic review and meta-analysis. *Elsevier - The Journal of Prosthetic*, 125, 9-415.
- Aminabadi, N. A., Mostofi, R., Farahani, Z. (2009). The efficacy of a modified omega wire extension for the treatment of severely damaged primary anterior teeth. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 33(4), 283-88.
- Andomar, B. F. V., Soares, P. B. F., Oliveira, F. S., Tales, C. G., Estrela, C., Versluis A., Soares, C. J. (2018). Dental trauma on primary teeth at different root resorption stages - A dynamic finite element impact analysis of the effect on the permanent tooth germ; *Dental Traumatology*, 35(2), 105-108.
- Anusavice, K. J. (2003). *Philip's science of dental materials*. (11th Ed.), St. Louis: Elsevier Science Ltd.
- Arangnna, P., Chandra, B. (2012). Enamel thickness in primary teeth. *Journal of Clinical J Clin Pediatr Dent*, 37(2), 177-181.
- Assif, D., Colin, G. (1994). Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 71(6), 565-67.
- Ausiello, P., Davidson, C. L., De Gee, A. J., Rengo, S. (1997). Fracture resistance of endodontically-treated premolars adhesively restored. *American Journal of Dentistry*, 5, 237-241.
- Ausiello, P., Ciaramella, S., Martorelli, M., Lanzotti, A., Zarone, F., Watts, D. C., Gloria, A. (2017). Mechanical behavior of endodontically restored canine teeth: Effects of ferrule, post material and shape. *Dental Materials*, 33(12), 1466-72.
- Aykent, F., Kalkan, M., Yücel, M. T., Ozyesil, A. G. (2006). Effect of dentin bonding and ferrule preparation on the fracture strength of crowned teeth restored with dowels and amalgam cores. *The Journal of Prosthetic*, 4, 297-301.

- Badawy, A. A. E., Aziz, M. H. A., Omar, E. A., (2019). Failure load of maxillary central incisor restored with CAD/CAM endocrown using different designs “failure load of maxillary central incisor restored with CAD/CAM endocrown using different designs. *International Journal of Dental Sciences and Research*, 7(1), 5-9.
- Baggi, L., Cappelloni, I., Girolama, M. D., Maceri, F., Vairo, G. (2008). The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: A three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*, 100, 422-431.
- Bassir, M. M., Labibzadeh, A. (2013). The effect of amount of lost tooth structure and restorative technique on fracture resistance of endodontically treated premolars. *The Journal of Conservative Dentistry*. 5, 413-417.
- Bathe, K. J. (2006). *Finite element procedures*.
- Bayrak, S., Sen Tunc, E., Tuloğlu, N. (2009). Polyethylene fiber-reinforced composite resin used as a short post in severely decayed primary anterior teeth: a case report. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*, 107(5), e60-64.
- Beata, D., Andrzej, M. (2013). The influence of ferrule effect and length of cast and FRC posts on the stresses in anterior teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 9, 227-237.
- Belleflamme, M. M., Geerts, S. O., Louwette, M. M., Charlotte, G. F., Alain, J. V., Amélie, K. M. (2017): No post-no core approach to restore severely damaged posterior teeth: an up to 10-year retrospective study of documented endocrown cases. *Journal of Dentistry*, 63, 1-7.
- Belli, S., Çelik, K., Akbulut, M., Güneşer, M., Eraslan, O., Eskitaşcıoğlu, G. (2014). Are dentin posts biomechanically intensive: A laboratory and FEA study. *J Adhesion Sci Technol*, 28, 65-77.
- Belli, S., Eraslan, O., Eskitaşcıoğlu, G. (2018). Effect of different treatment options on biomechanics of immature teeth: a finite element stress analysis study. *Journal of Endodontics*, 44, 475-479.
- Biacchi, G. R., Basting, R. T. (2012). Comparison of fracture strength of endocrowns and glass fiber post-retained conventional crowns. *Operative Dentistry*, 37(2), 130-36.
- Biacchi, G. R., Mello, B., Basting, R. T. (2013). The endocrown: an alternative approach for restoring extensively damaged molars. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 25(6), 383-90.
- Bidez, M. W., Misch, C. E. (2008). Clinical biomechanics in implant dentistry. In C. E. Misch (Ed), *Contemporary implant dentistry*. Mosby, Elsevier.
- Bilgin, M. S., Erdem, A., Tanrıver, M. (2016). CAD/CAM endocrown fabrication from a polymer-infiltrated ceramic network block for primary molar: A case report. *J Clin Pediatr Dent*, 40(4), 264-268.
- Bin Liu, M. S., Lu, C., Wu, Y., Zhang, X., Arola, D., Zhang, D. (2010). The effects of adhesive type and thickness on stress distribution in molars restored with all-ceramic crowns. *The Journal of Prosthodontics*, 20, 35-44.
- Bindl, A., Mörmann, W. H. (1999). Clinical evaluation of adhesively placed Cerec endocrowns after 2 years - preliminary results. *Article in the Journal of Adhesive Dentistry*, 1, 255-65.
- Borcic, J., Braut, A. (2012). Finite element analysis in dental medicine. In: *Finite element analysis - new trends and developments*, F. Ebrahimi (Ed.), Rijeka: Tech Publication, 3-20.

- Boschian Pest, L., Guidotti, S., Pietrabissa, R., Gagliani, M. (2006). Stress distribution in a post-restored tooth using the three-dimensional finite element method. *Journal of oral rehabilitation*, 33, 690-697.
- Boven, G. C., Raghoobar, G. M., Vissink, A., Meijer, H. J. A. (2015). Improving masticatory performance, bite force, nutritional state and patient's satisfaction with implant overdentures: A systematic review of the literature. *Journal of Oral Rehabilitation*, 42(3), 220-33.
- Cagidiaco, M. C., Garcia-Godoy, F., Vichi, A. (2008). Placement of fiber prefabricated or custom made posts affects the 3-year survival of endodontically treated premolars. *Am J Dent*, 21, 179-84.
- Caputo, A. A., Standlee, J. P. (1987). *Biomechanics in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence Publishing, Co. Inc.
- Casellato, C., Giometti, C. F., Wanderley, M. T., Rodrigues-Filho, L. E., Rodrigues, C. R. M. D. (2002). Shear bond strength of primary teeth restored with different intra-canal retention. *J Dent Res*, 81, B-120
- Caughman, W. F., Chan, D. C., Rueggeberg, F. A. (2001). Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(5), 479-84.
- Chandra, S., Chandra, S., Chandra, G. (2007). Clinical aspects of dental anatomy, histology and physiology in operative dentistry. In: *Textbook of operative dentistry*.
- Chandrupatla, T. R. (2004). *Finite element analysis for engineering & technology*. Orient Blackswan.
- Chang, C. Y., Kuo, J. S., Lin, Y. S., Chang, Y. H., (2009). Fracture resistance and failure modes of CEREC endo-crowns and conventional post and core-supported CEREC crowns. *Journal of Dental Sciences*, 4(3), 110-17.
- Chang, Y. H., Lin, W. H., Kuo, W. C., Chang, C. Y., Lin, C. L. (2009). Mechanical interactions of cuspal-coverage designs and cement thickness in a cusp-replacing ceramic premolar restoration: A finite element study. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 47(4), 367-374.
- Christensen, G. J. (2001). Computerized restorative dentistry: State of the art. *Journal of the American Dental Association*, 132(9), 1301-3.
- Chun, H. J., Cheong, S. Y., Han J. H., Heo S. J., Chung J. P., Rhyu I. C., Choi Y. C., Baik H. K., Ku Y., Kim M. H. (2002). Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil*, 29, 565-74.
- Clelland, N., Ismail, Y., Zaki, H., Pipko, D. (1991). Threedimensional finite element stress analysis in and around the screw-vent implant. *Int J Oral Maxillofac Implants Winter*, 6, 391-8.
- Clelland, N., Lee, J., Bimbenet, O., Brantley, W. (1995). A three-dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *J Prosthodont*, 4, 95-100.
- Consolaro, A. (2015). Orthodontic movement in deciduous teeth. *Dental Press Journal of Orthodontics*. 20,16-9.
- Craig, R. G., El-Ebrashi, M. K., Le Peak, P. J., Peyton, F. A. (1967). Experimental stress analysis of dental restorations. *J. Prosthet. Dent.*, 17, 277-291.

- Dartora, N. R., Ferreira, M., Spazzin, A. O., Sousa Neto, M. D. (2017). Endocrown in premolar using lithium disilicate-reinforced ceramic: *Journal of Oral*, Effect of intracoronar depth of teeth restored with endocrowns on fracture resistance: In Vitro and 3-dimensional finite element analysis, *Journal of Endodontics*, 44(7), 1179-85.
- Dartora Roque, N. (2018). Effect of intracoronar depth of teeth restored with endocrowns on fracture resistance: In vitro and 3-dimensional finite element analysis. *Journal of Endodontics*, 44(7), 1179-85.
- Davidowitz, G., Kotick, P. G. (2011). The Use of CAD/CAM in Dentistry. *Dental Clinics of North America*. 55, 559-570.
- Davy, D. T., Dilley, G. L., Krejci, R. F. (1981). Determination of stress patterns in root-filled teeth incorporating various dowel designs. *Journal of Dental Research*, 60(7), 1301-1310.
- Detolla, D. H., Andreana, S., Patra, A., Buhite, R., Comella, B. (2000). The role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantol*, 26, 77-81.
- Dejak, B., Młotkowski, A. (2013). 3D-finite element analysis of molars restored with endocrowns and posts during masticatory simulation. *Dental Materials*, 29(12), e309-17.
- Dietschi, D., Duc, O., Krejci, I. (2008). Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: A systematic review of the literature, Part II (Evaluation of Fatigue Behavior, Interfaces, and in Vivo Studies). *Quintessence International*, 39,117-129.
- Doğan, S., Öztürk, G., Gümüş, H. (2020). Treatment of severely decayed anterior primary teeth with short-post technique (mushroom restorations) under general anesthesia. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 23(6), 798.
- Durand, L. B., Guimaraes, J. C., Junior, S. M., Baratieri, L. N. (2016). Modeling and validation of a 3D premolar for finite element analysis. *Rev Odontol*, 45, 21-26.
- Duret, F., Preston J. D. (1991). CAD/CAM imaging in dentistry. *Current Opinion in Dentistry*. 1, 150-154.
- Einhorn, M., Duvall, N., Brewster, J., Wajdowicz, M., Roberts, H. (2017). Preparation ferrule design effect on endocrown failure resistance. *Wiley Online Library*, 28(1), e237-42.
- El-Damanhoury, H. M., Haj-Ali, R. N., Platt, J. A. (2015). Fracture resistance and microleakage of endocrowns utilizing three cad-cam blocks. *Operative Dentistry*, 40(2), 201-210.
- Eraslan, O., Aykent, F. M., Yücel, T., Akman, S. (2009). 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*, 13(2), 223-27.
- Eskitaşcıoğlu, G., Belli, S. (2002). Use of a bondable reinforcement fiber for post-and-core buildup in an endodontically treated tooth: A case report. *Quintessence International*, 33, 549-551.
- Estafan, D., Davida David, S., Calamia, J. (1999). A new approach to restorative dentistry: fabricating ceramic restorations using CEREC CAD/CAM. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, N.J.: 1995)*, 20(6), 555-60.
- Evangelinaki, E., Tortopidis, D. (2013). Effect of a crown ferrule on the fracture strength of endodontically treated canines restored with fiber posts and metal-ceramic or all-ceramic crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 26, 384-387.
- Fages, M., Bennasar, B. (2013). The endocrown: A different type of all-ceramic reconstruction for molars. *Restoratedentistry*, d140(79).

- Farah, J., Craig, R. (1974). Finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Dent Res.*, 53(4), 859-66.
- Faria, A. C. L., Faria, R. R., Rodrigues, R. C. S., Almeida Antunes, R. P., Chiarello De Mattos M. D. G. (2010). Endodontically treated teeth: Characteristics and considerations to restore them. *Jstage. Jst. Go. Jp.* 55, 69-74.
- Ferrari (2012). Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 24, 71-72.
- Ferrari, M., Cagidiaco, M. C., Grandini, S. (2007). Post placement affects survival of endodontically treated premolars. *J Dent Res*, 86, 729-34.
- Ferrari, M., Vichi, A., García-Godoy, F. (2000). Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. *American Journal of Dentistry*.13, 15b-18b.
- Ferrari, M., Vichi, A., Mannocci, F., Mason, P. N. (2000). Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. *American Journal of Dentistry*. 13, 9b-13b.
- Ferro, M. C. L., Colucci, V., Marques, A. G., Ribeiro, R. F., Silva-Sousa, Y. T. C., Gomes, E. A. (2016). Fracture strength of weakened anterior teeth associated to different reconstructive techniques. *Brazilian Dental Journal*, 27(5), 556-61.
- Feuerstein, P. (2004). Can technology help dentists deliver better patient care? *Journal of the American Dental Association* (1939)135, 11-16.
- Flávia, T. Z., Valandro, L. F., De Jager, N., Bottino, M. A. (2016). Elastic properties of lithium disilicate versus feldspathic inlays: Effect on the bonding by 3D finite element analysis. *Journal of Prosthodontics*, 27(8), 741-747.
- Fongsamootr, T., Suttakul, P. (2015). Effect of periodontal ligament on stress distribution and displacement of tooth and bone structure using finite element simulation. *Engineering Journal*, 19, 99-108.
- Frankenberger Sindel, J., Kramer, N., Petschelt, A. (1999). Dentin bond strength and marginal adaptation: Direct composite resins vs ceramic inlays. *Oper Dent*, 147-155.
- Gaintantzopoulou, M. D., El-Damanhoury, H. M. (2016). Effect of preparation depth on the marginal and internal adaptation of computer-aided design/computer-assisted manufacture endocrowns. *Operative Dentistry*, 41(6), 607-16.
- Geng, J. P., Keson, B. C. T., Liu, G. R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent*, 85: 585-598.
- Georges, S. T. A. J., Sturdevant, J. R., Swift, J. R. E. J. (2003). Fracture resistance of prepared teeth restored with bonded inlay restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 89: 551-557.
- Ghazawy, R. E. L., Badran, A. (2018). Comparative evaluation of fracture resistance of primary anterior teeth restored with long dentine posts and teeth restored with short fiber posts: An in vitro. *Future Dental Journal*. 4, 54-58.
- Giovani, A. R., Vansan L. P, de Sousa Neto, M. D., MariaPaulino S. (2009). In vitro fracture resistance of glass-fiber and cast metal posts with different lengths. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 101(3), 183-188.

- Gillen, B. M., Looney, S. W., Loushine, B. A., Gu, L. S. (2011). Impact of the quality of coronal restoration versus the quality of root canal fillings on success of root canal treatment: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Endodontics*, 37, 895-902.
- Glazer, B. (2000). Restoration of endodontically treated teeth with carbon fibre posts-a prospective study. *Journal-Canadian Dental Association*, 66(11), 613.
- Gómez-Polo, M., Llidó, B., Rivero, A., Del Rio, J. (2010). A 10-year retrospective study of the survival rate of teeth restored with metal prefabricated posts versus cast metal posts and cores. *Journal of dentistry*, 38, 916-920.
- Gregor, L., Bouillaguet, S., Onisor, I., Ardu, S., Krejci, I., Rocca, G. T. (2014). Microhardness of light- and dualpolymerizable luting resins polymerized through 7.5-mm-thick endocrowns. *J Prosthet Dent*, 112, 942-8.
- Grewal, N., Seth, R. (2008). Comparative in vivo evaluation of restoring severely mutilated primary anterior teeth with biological post and crown preparation and reinforced composite restoration. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*, 26(8), 141-148.
- Güleç, L., Ulusoy, N. (2017). Effect of endocrown restorations with different CD/CAM materials: 3D finite element and weibull analyses - *BioMed Research International*, 10.
- Gürbüz, T., Şengül, F., Altun, C. (2008). Finite element stress analysis of short-post core and over restorations prepared with different restorative materials. *Dent Mater J*, 27, 499-507.
- Guzy, G. E., Nicholls, J. I. (1979). In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 42, 39-44.
- Gültekin, B. A., Gültekin, P., Yalçın, S. (2012). Application of finite element analysis in implant dentistry. In F. Ebrahimi (Ed.) *Finite element analysis-New trends and developments* (s. 21-54), Rijeka: InTech Publications.
- Hammond, D., Whitty, J. (2015). Finite element analysis and dentistry. *Fac Dent J*, 6(3), 134-9.
- Heydecke, G., Butz, F., Strub, J. R. (2001). Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems. *Journal of Dentistry*, 29, 427-433.
- Heymann, H. O., Swift, E. J., Ritter, A. V. (2013). *Sturdevant's art & science of operative dentistry*. (5. Edition).
- Hikita, K., Van, Meerbeek, B., De Munck, J., Ikeda, T. (2007). Bonding effectiveness of adhesive luting agents to enamel and dentin. *Dental Materials*, 23, 71-80.
- Hickel, R., Kaaden, C., Buerkle, V., García-Godoy, F., Manhart, J. (2005). Longevity of occlusally-stressed restorations in posterior primary teeth. *Am J Dent*, 18, 198-211.
- Ho, M. H., Lee, S. Y., Chen, H. H., Lee, M. C. (1994). Three dimensional finite element analysis of the effects of posts on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent*, 72, 367-372.
- Holmes, D. C., Diaz-Arnold, A. M., Leary, J. M. (1996). Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent*, 75, 140-147.
- Holmgren, E. P., Seckinger, R. J., Kilgren, L. M., Mante, F. (1998). Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis -a two- dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol*, 24, 80-88.

- Hughes, T. J. R. (2000). *The finite element method: Linear static and dynamic finite element analysis*. Dover Publications.
- Ichim, I., Kuzmanovic, D. V. (2006). A finite element analysis of ferrule design on restoration resistance and distribution of stress within a root. *Int Endod J*, 39, 443-452.
- Ichim, I. P., Schmidlin, P. R., Li, Q., Kieser, J.A., Swain, M. V. (2007). Restoration of non-carious cervical lesions: Part II. restorative material selection to minimise fracture. *Dental materials*, 23, 1562-1569.
- Ismail, Y., Pahountis, L., Fleming, J. (1987). Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. *Int J Oral Implantol*, 4, 25-31.
- Jianping, G., Yan, W., Xu, W. (2008). *Application of the finite element method in implant dentistry*. Springer Science & Business Media.
- Judd, P. L., Kenny, D. J., Johnston, D. H., Yacobi, R. (1990). Composite resin short-post technique for primary anterior teeth. *Journal of the American Dental Association* (1939), 120(5), 553-55.
- Jotkowitz, A., Samet, N. (2010). Rethinking ferrule - a new approach to an old dilemma, *British Dental Journal*, 209, 25-33.
- Juloski, J., Radovic, I., Goracci, C., Vulicevic, Z. R., Ferrari, M. (2012). Ferrule effect: A literature review. *Journal of Endodontics*, 38(1), 11-19.
- Kanat-Ertürk, B., Sarıdağ, S., Köseleler, E., Helvacıoğlu, D., Yiğit Avcu, E., Yıldırım, Y. A. (2018). Fracture strengths of endocrown restorations fabricated with different preparation depths and CAD/CAM Materials. *Dental Materials Journal*, 37(2), 256-65.
- Karl, M., Dickinson, A., Holst, S., Holst, A. (2009). Biomechanical methods applied in dentistry: A comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. *Eur J Prosthodont Rest Dent*, 17, 50-57.
- Khoroushi, M., Eshghi, A., Esfahan, R. K. (2011). A simple method for reconstruction of severely damaged primary anterior teeth. *Dental Research Journal*, (4), 221-225.
- Kılınç, H., Ayaz, E. A., Turgut, S. (2018). Güncel nanoseramik ve hibrit cad/cam materyalleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 28, 592-598.
- Kıng, P. A., Setchell, D. J. (1990). An in vitro evaluation of a prototype CFRC prefabricated post developed for the restoration of pulpless teeth. *Journal of Oral Rehabilitation* 17(6), 599-609.
- Ko, C. C., Chu, C. S., Chung, K. H., Lee, M. C. (1992). Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J Prosthet Dent*, 68, 421-427.
- Kregzde, M. A. (1993). Method of selecting the best implant prosthesis design option using three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 8, 662-73.
- Krejci, I., Mueller, E., Lutz, F. (1994). Effects of thermocycling and occlusal force on adhesive composite crowns. *Journal of Dental Research*, 73(6), 1228-32.
- Kupietzky, A., Waggoner, W. F. (2003). The clinical and radiographic success of bonded resin composite strip crowns for primary incisors. *Pediatr Dent*. 25, 577-581.
- Lanza, A., Aversa, R., Rengo, S., Apicella, D., Apicella, A. (2005). 3D FEA of cemented steel, glass, carbon posts in a maxillary incisor. *Dent Mater*, 21, 709-15.

- Leung, B. T. W., Tsoi, J. K. H., Matinlinna, J. P., Edmond Pow, H. N. (2015). Comparison of mechanical properties of three machinable ceramics with an experimental fluorophlogopite glass ceramic. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(3), 440-46.
- Lin, C. L., Chang, C. H., Cheng, C. S., Wang, C. H., Lee, H. E. (1999). Automatic finite element mesh generation for maxillary second premolar. *Comput Methods Programs Biomed*, 59, 187-195.
- Lin, C. L., Chang, Y. H., Chang, C. Y., Pai, C. A., Huang, S. F., (2010). Finite element and weibull analyses to estimate failure risks in the ceramic endocrown and classical crown for endodontically treated maxillary premolar. *European Journal of Oral Sciences*, 118(1), 87-93.
- Lin, W. K., Du, J. K., Wang, C. H., Lee, H. E., Wu, J. H. (2011). FEM analysis of the mandibular first premolar with different post diameters. *Odontology*, 99(2), 148-154.
- Lin, C. L., Chang, Y. H., Hsieh, S. K., Chang, W. J. (2013). Estimation of the failure risk of a maxillary premolar with different crack depths with endodontic treatment by computer-aided design/computer-aided. *Journal of Endodontics* 39, 375-379.
- Lin, J., Lin, Z., Zheng, Z. (2020). Effect of different restorative crown design and materials on stress distribution in endodontically treated molars: A finite element analysis study. *BMC Oral Health*. 20, 1-6.
- Lise, P., De Munck, J., Umeda Suzuki, T. Y., Cardoso Vieira, L. C., Van Meerbeek, B. (2017). Biomechanical behavior of endodontically treated premolars using different preparation designs and CAD/CAM materials. *Journal of Dentistry* 59, 54-61.
- Liu, P. R., Essig, M. E. (1995). Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 29, 484-486.
- Liu, B., Lu, C., Wu, Y., Zhang, X., Arola, D. (2011). The Effects of Adhesive Type and Thickness on Stress Distribution in Molars Restored with All- Ceramic Crowns. *Journal of Prosthodontics*, 20, 35-44.
- Logan, D. L. (2007). *First course in the finite element method*. (5th Edition), Nelson Education Ltd, 1-27.
- Lopes, V. C., Ribeiro, C. C. (2002). Polyethylene fiber tape used as a post and core in decayed primary anterior teeth: a treatment option. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 26(1), 1-4.
- Magne, P, Carvalho, A. O., Bruzi, G. (2014). Influence of no-ferrule and no-post buildup design on the fatigue resistance of endodontically treated molars restored with resin nanoceramic CAD/CAM crowns. *Operative Dentistry*, 39, 595-602.
- Magne, P., Lazari, P. C., Carvalho, M. A. (2017). Ferrule-effect dominates over use of vitro stud a fiber post when restoring endodontically treated incisors: An in vitro study. *Operative Dentistry*, 42, 396-406.
- Mahoney, E., Holt, A., Swain, M., Kilpatrick, N. (2000). The hardness and modulus of elasticity of primary molar teeth: An ultra-micro-indentation study. *J Dent*, 28, 589-594.
- Makawi, Y. E., Khattab, N. (2019). In vitro comparative analysis of fracture resistance of lithium disilicate endocrown and prefabricated zirconium crown in pulpotomized primary molars. *National Library of Medicine*, 7, 4094-4100.
- Manappallil, J. J. (2016). *Structure and properties of dental materials*. In: Basic Dental Materials, 17.

- Mancebo, J.C., Jimenez-Castellanos, E. (2010). Effect of tooth type and ferrule on the survival of pulpless teeth restored with fiber posts: A 3-year clinical study. *American Journal of Dentistry*, 23, 351-356.
- Mandrolí, P. S. (2003). Biologic restoration of primary anterior teeth: A case report. *Journal of the Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*, 21(3), 95-97.
- Marghitu, D. B. (2001). *Mechanical engineer's handbook*.
- Martínez-Insua, A., Silva, L. D. A., Rilo, B., Santana, U. (1998). Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(5), 527-32.
- Mattheus, D. J. (2010). Vulnerability related to oral health in early childhood: Concept analysis. *Journal of Advanced Nursing*, 66(9), 2116-2125.
- Mehra, M., Grover, R. (2012). Glassfiber post: An alternative for restoring grossly decayed primary incisors. *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 5(2), 159-62.
- Meijer, H., Starmans, F., Bosman, F., Steen, W. (1993). A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J Oral Rehabil*, 20, 147-57.
- Mendes, F. M., De Benedetto, M. S. (2004). Resin composite restoration in primary anterior teeth using short-post technique and strip crowns: A case report. *Pediatric Dentistry*, 35, 689-692.
- Meng, Q. F., Chen, Y. M., Yip, K. H. K., Guang, H. B. (2007). Effect of a ferrule and increased clinical crown length on the in vitro fracture resistance of premolars restored using two dowel-and-core systems. *Operative Dentistry*, 32, 595-601.
- Meng, Q., Zhang, Y., Chi, D., Gong, G., Tong, Z. (2021). Resistance fracture of minimally prepared endocrowns made by three types of restorative materials: A 3D finite element analysis. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 32(11), 1-9.
- Menicucci, G., Mossolov, A., Mozzati, M., Lorenzetti, M., Preti, G. (2002). Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Implants Res*, 13, 334-341.
- Metha, D., Gulati, A., Basappa, N., Raju, O. S. (2012). Esthetic rehabilitation of severely decayed primary incisors using glass fiber reinforced composite: A case report. *Journal of Dentistry for Children*, 79, 22-25.
- Mittal, N. P. (2014). Restoring the smile: Inexpensive biologic restorations. *Dental Research Journal*, 11, 415-421.
- Mittal, N., Bhatia, H. P., Haider, K. (2015). Methods of intracanal reinforcement in primary anterior teeth—assessing the outcomes through a systematic literature review. *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 8, 48-54.
- Mohammed, S. D., Desai, H. (2014). Basic concepts of finite element analysis and its applications in dentistry: An overview. *Oral Hyg Health*, 2, 156-160.
- Moratal, D. (2012). *Finite element analysis-from biomedical applications to industrial developments*. Rijeka: In Tech Croatia.
- Moroi, H. H., Okimoto, K., Moroi, R., Terada, Y. (1993). Numeric approach to the biomechanical analysis of thermal effects in coated implants. *Int J Prosthodont*, 6, 564-572.

- Mortada, A., King, N. M. (2004). A simplified technique for the restoration of severely mutilated primary anterior teeth. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 28(3), 187-92.
- Motisuki, C., Santos-Pinto, L., Giro, E. M. A. (2005). Restoration of severely decayed primary incisors using indirect composite resin restoration technique. *International Journal of Paediatric Dentistry*, 15(4), 282-86.
- Motta, L. J., Martins, M. D., Porta, K. P., Bussadori, S. K. (2009). Aesthetic restoration of deciduous anterior teeth after removal of carious tissue with papacárie. *Indian Journal of Dental Research*, 20(1), 117-120.
- Mörmann, W. H., Bindl, A., Lüthy, H., Rathke, A. (1998). Effect of preparation and luting system on all-ceramic computer-generated crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 11(4), 333-339.
- Mörmann, W. H. (2006). The evolution of the CEREC system. *Journal of the American Dental Association*, 137, 7-13.
- Mujtaba, S. A., Kiranmayi, M., Raju, S. S. (2018). Esthetic rehabilitation of primary anterior teeth using double omega loop post: A report of two cases. *Journal Homepage: Www. Nacd. in Indian J Dent Adv*, 9(4), 231-34.
- Munck, J. D. E., Landuyt, K. Van, Coutinho E., Poitevin, A. (2005). Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to Class-I cavity-bottom dentin after thermo-cycling. *Dental Materials*, 21, 999-1007.
- Münevveroğlu, A., Öner, R. (2020). Evaluation of three different posts in the restoration of severely decayed primary maxillary anterior teeth: A 24-Month Clinical Study, 4, 1-6.
- Ng, C. C., Dumbrigue, H. B., Al-Bayat, M. I., Griggs, J. A., Wakefield, C. W. (2006). Influence of remaining coronal tooth structure location on the fracture resistance of restored endodontically treated anterior teeth. *J Prosthet Dent*, 95, 290-296.
- Nissan, J., Barnea, E., Bar-Hen, D., Assif, D. (2008). Effect of remaining coronal structure on the resistance to fracture of crowned endodontically treated maxillary first premolars. *Quintessence International*, 39, 183-187.
- Oliveira, R., Marotti, N. K. (2004). Intracanal reinforcement fiber in pediatric dentistry: A case report. *Pediatric Dentistry*, 35, 263-268.
- Otto, T., De Nisco, S. (2002). Computer-aided direct ceramic restorations: A 10-year prospective clinical study of cerec cad/cam inlays and onlays. *The International Journal of Prosthodontics*, 15(2), 122-128.
- Owen, J. T., Hinto, E. (1983). *A simple guide to finite elements*. Swansea, UK: Pineridge Press Ltd, 136.
- Oyar, P., Ulusoy, M., Eskitascioğlu, G. (2006). Finite element analysis of stress distribution of 2 different tooth preparation designs in porcelain-fused-to-metal crowns. *International Journal of Prosthodontics*, 19(1), 85-91.
- Özçelik, T. B., Ersoy, A. E. (2007). An investigation of tooth/implant-supported fixed prosthesis designs with two different stress analysis methods: An in vitro study. *J Prosthodont*, 16, 107-116.
- Öznurhan, F., Aylin, Ö. (2020). Kuron harabiyeti olan kanal tedavili dişlerde endokuron uygulamaları-derleme. endocrown application in endodontic treated teeth: Review. *Journal of International Dental Sciences*, 6, 1-7.

- Öztaş, N., Yıldırım, S. (1996). Modified short post technique for primary anterior teeth. *Pedodonti/Klinik Arastırma*, 3, 46-49.
- Palin Will, Trevor F. J., Burke. (2005). Trends in indirect dentistry: 8. CAD/CAM technology. *Dental Update*, 32(10), 566-72.
- Panagiotopoulou, O., Kupczik, K., Cobb, S. N. (2011). The mechanical function of the periodontal ligament in the macaque mandible: a validation and sensitivity study using finite element analysis. *J Anat*, 218, 75-86.
- Park, J. K., Hur, B., Kim, S. K. (2008). Stress distribution of Class V composite resin restorations: A three-dimensional finite element study. *J Korean Acad Conserv Dent*, 33, 28-38.
- Paul, S. T., Ultimate, L. (2011). CAD/CAM restorative-technical product profile. *Minn: 3M ESPE*.
- Pegoraro, T. A., Da Silva, N. R., Carvalho, R. M. (2007). Cements for use in esthetic dentistry. *Dent Clin North Am*, 51, 453-471.
- Pereira, J. R., Ornelas, F. D. (2006). Effect of a crown ferrule on the fracture resistance of endodontically treated teeth restored with prefabricated posts. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 95, 50-54.
- Pissis, P. (1995). Fabrication of a metal-free ceramic restoration utilizing the monobloc technique. *Practical Periodontics and Aesthetic Dentistry: PPAD*, 7(5), 83-94.
- Poiate, I. A., Vasconcellos, A. B., Mori, M., Poiate, J. R. E. (2011). 2D and 3D finite element analysis of central incisor generated by computerized tomography. *Comput Methods Programs Biomed*, 104(2), 292-9.
- Powers, J. M., Sakaguchi, R. L. (2012). *Craig's restorative dental materials*. St. Louis: Mosby, 514.
- Radovic, I., Monticelli, F., Goracci, C., Vulicevic, Z. R., Ferrari, M. (2008). Self-adhesive resin cements: A literature review. *J Adhes Dent*, 10, 251-258
- Rajambigai, A., Kumar, A., Sabarinathan Ramesh, R. (2016). Comparison of stress distribution in a maxillary central incisor restored with two prefabricated post systems with and without ferrule using finite element method, *J Clin Diagn Res.*, 10(9), ZC52-ZC55.
- Ram, D., Fuks, A. B. (2006). Clinical performance of resin-bonded composite strip crowns in primary incisors: a retrospective study. *International Journal of Paediatric Dentistry*, 16(1), 49-54.
- Ramírez-Sebastià. (2014). Adhesive restoration of anterior endodontically treated teeth: Influence of post length on fracture strength. *Clinical Oral Investigations*, 18(2), 545-54.
- Ramoğlu, S., Ozan, O. (2014). Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 9, 175-80.
- Rashmi, G. S. (2014). Deciduous dentition. In: *Textbook of dental anatomy, physiology and occlusion*. G. S. Rashmi (Ed.), Jaypee Brothers Medical Publishers.
- Reiss, B., Walther, W. (2000). Clinical long-term results and 10-year kaplan-meier analysis of cerec restorations. *International Journal of Computerized Dentistry*, 3(1), 9-23.
- Rentes, A. M., Gavião M. B. D., Amaral J. R. (2002). Bite force determination in children with primary dentition. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(12), 1174-1180.
- Ripa, L. W. (1988). Literature review nursing caries: A comprehensive review. *Pediatric Dentistry*, 10(4), 268-282.

- Rivera, E. M., Yamauchi, M. (1993). Site comparisons of dentine collagen cross-links from extracted human teeth. *Archives of Oral Biology*, 38, 541-546.
- Roark, R. J., Young, W. C., Plunkett, R. (1976). Formulas for stress and strain. *Journal Of Applied Mechanics*, 43, 522-523.
- Rocca, G. T., Krejci, I. (2013). Crown and post-free adhesive restorations for endodontically treated posterior teeth: from direct composite to endocrowns. *The European Journal of Esthetic Dentistry*, 8, 154-77.
- Rocca, G., Rizcalla, N., Krejci, I. (2013). Fiber-reinforced resin coating for endocrown preparations: A technical report. *Oper Dent*, 38, 242-248.
- Rocca, G. T., Tommaso, G., Saratti, C. M., Poncet, A., Feilzer, A. J., Krejci, I. (2016). The influence of FRCS reinforcement on marginal adaptation of CAD/CAM composite resin endocrowns after simulated fatigue loading. *Odontology* 104(2), 220-32.
- Romeed, S. A., Fok, S. L., Wilson, N. H. F. (2006). A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. *J Oral Rehabil*, 33, 209-215.
- Romeed, S., Fok, S., Wilson, N. (2004). Finite element analysis of fixed partial denture replacement. *J Oral Rehabi*. 31(12), 1208-17.
- Ross Franklin, I. (1980). Fracture susceptibility of endodontically treated teeth. *Journal of Endodontics*, 6(5), 560-65.
- Rusin, R. P. (2001). Properties and applications of a new composite block for CAD/CAM. *Compend Contin Educ Dent*, 22, 35-41.
- Sabbah, A., Kamel, M. (2021). Fracture resistance of primary molars restored with endocrowns versus zirconia crowns (an in vitro study). *Brazilian Dental Science*, 24-4.
- Samran, A., Bahra, S. E. L., Kern, M. (2013). The influence of substance loss and ferrule height on the fracture resistance of endodontically treated premolars. an in vitro study. *DentalMaterials*, 29, 1280-1286.
- Santos, J., Bianchi, J. (1991). Restoration of severely damaged teeth with resin bonding systems: case reports. *Quintessence International (Berlin, Germany: 1985)*, 22(8), 611-15.
- Santos Filho, P. C. D. F. (2009). Biodinamica restauradora de dentes tratados endodonticamente: Analise por elementos finitos. Piracicaba: Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual de Campinas. 5, 85-94
- Santos Filho, P. C., Veríssimo, C., Soares, P. V., Saltarelo, R. C. Soares, C. J., Marcondes Martins, L. R. (2014). Influence of ferrule, post system, and length on biomechanical behavior of endodontically treated anterior teeth. *J Endod*, 40, 119-123.
- Scotti, R., Cardelli, P., Baldissara, P., Monaco, C. (2011). Clinical fitting of CAD/CAM zirconia single crowns generated from digital intraoral impressions based on active wavefront sampling. *Journal of Dentistry*, DOI:10.1016/j. jdent.2011.10.005.
- Seddik, T., Derelioglu, S. (2019). Effect of endocrowns on fracture strength and microleakage of endodontically treated primary molar teeth. *Journal of Advanced Oral Research*, 10, 113-119.
- Sedrez-Porto, J. A., Rosa, W. L., Da Silva, A. F., Munchow, E. A., Pereira-Cenci, T. (2016). Endocrown restorations a systematic review and meta-analysis. *J Dent*, 52, 8-14.

- Seraj, B., Ghadimi, S., Estaki, Z., Fatemi, M. (2015). Fracture resistance of three different posts in restoration of severely damaged primary anterior teeth: An in vitro study. *Dental Research Journal*, 12, 372–378.
- Sevimli, G., Cengiz, S., Oruç, S. (2015). Endocrowns: Review. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 49, 57-63.
- Sharaf Aly, A. (2002). The application of fiber core posts in restoring badly destroyed primary incisors. *The Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 26(3), 217–24.
- Shetty, P. P., Meshramkar, R., Patil, K. N., Nadiger, R. K. (2013). A finite element analysis for a comparative evaluation of stress with two commonly used esthetic posts. *Eur J Dent*, 7, 419-422.
- Shigemitsu, R., Yoda, N., Ogawa, T., Kawata, T., Gunji, Y., Yamakawa, Y., Ikeda, K., Sasaki, K. (2014). Biological-data-based finite-element stress analysis of mandibular bone with implant supported overdenture. *Comput Biol Med*, 54, 44-52.
- Shigley, J. E., Mischke, C. H. R., Budynas, R. G. (2004). *Mechanical engineering design*. (7th edition), McGraw Hill.
- Siegele, D., Soltesz, U. (1989). Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 4(4), 333-40.
- Silva-Sousa, A. C., Moris, I. C. M., Barbosa, A. F. S. (2020). Effect of restorative treatment with endocrown and ferrule on the mechanical behavior of anterior endodontically treated teeth: An in vitro analysis. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 112, 104-19.
- Slade, G. D. (1997). Measuring oral health and quality of life. *Chapel Hill*, 3-385.
- Skouridou, N., Pollington, S., Rosentritt, M., Tsitrou, E. (2013). Fracture strength of minimally prepared all-ceramic cerec crowns after simulating 5 years of service. *Dental Materials*, 29, e70-e77.
- Soares, C. J., Santana, F. R., Silva, N. R., Pereira, J. C. (2007). Influence of the endodontic treatment on mechanical properties of root dentin. *Journal of Endodontics*, 33, 6-603.
- Soares, D. M., Ginani, F., Henriques, Á. G. (2015). Lasers in medical, Effects of laser therapy on the proliferation of human periodontal ligament stem cells. 30, 1171–1174.
- Soares, C. J., Versluis, A., Valdivia, A. (2012). Finite element analysis in dentistry-Improving the quality of oral health care; *Applications to Industrial Developments*. *Intech*, 25-56.
- Sonugelen, M., Artunç, C. (2002). *Ağız protezleri ve biomekanik*. İzmir: Ege Üniversitesi Yayınları.
- Soratur, S. H. (2002). *Essential of dental materials*. Jaypee Brothers Medical Publishers, 56.
- Sorensen John, A., Martinoff, J. T. (1984). Intracoronal reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 51(6), 780-84.
- Sorrentino, R., Aversa, R., Ferro, V., Auriemma, T., Zarone, F., Ferrari, M., Apicella, A. (2007). Three-dimensional finite element analysis of strain and stress distributions in endodontically treated maxillary central incisors restored with different post, core and crown materials. *Dent Materials*, 23, 983-93.
- Srirekhha, A., Bashetty, K. (2010). Infinite to finite: An overview of finite element analysis. (2010); *Indian J Dent Res.*, 21(3), 425-32.

- Staden Van, R. C., Guan, H., Loo, Y. C. (2006). Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Method Biomec*, 9, 257-270.
- Subramaniam, P., Girish Babu, K., Sunny, R. (2008). Glass fiber reinforced composite resin as an intracanal post - a clinical study. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 32(3), 207-10.
- Suwarnkar, S. D., Prasad, V. N., Khan, R., Sirikonda, S. (2017). Post graduate student, and & hod., "posts in primary teeth-a literature review." *Journal of Interdisciplinary Dental Sciences*, 6, 2-3.
- Şengül, F., Gürbüz, T., Şengül, S. (2014). Finite element analysis of different restorative materials in primary teeth restorations. *European Journal of Paediatric Dentistry*, 3-15, 317.
- Taha, D., Spintzyka, S., Schillea, C., Sabetb, A., Wahshb, M., Salahb, T., Geis-Gerstorf, J. (2017). Fracture resistance and failure modes of polymer infiltrated ceramic endocrown restorations with variations in margin design and occlusal thickness, 62, 293-297.
- Taşkınsel, E., Gümüş, H. (2014). Sonlu elemanlar stres analizi ve restoratif diş hekimliğinde kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi*, 8, 131-135.
- Toksavul, S., Zor, M., Toman, M., Güngör, M. A., Nergiz, I., Artunç, C. (2006). Analysis of dental stress distribution of maxillary central incisors subjected to various postand-core applications. *Oper Dent*; 31, 89-96.
- Tribst, J. P. M., Dal Piva, A. M. O., De Jager, N., Bottino, M. A., De Kok, P., Kleverlaan J. C. Full-crown versus endocrown approach: A 3D-analysis of both restorations and the effect of ferrule and restoration material. *Wiley Online Library*, 30(4), 335-44.
- Trivedi, S. (2014). Finite element analysis: A boon to dentistry. *J Oral Biol Craniofac Res*, 4, 200-203.
- Troedson, M. Dérand, T. (1999). Effect of margin design, cement polymerization, and angle of loading on stress in porcelain veneers. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 82, 518-524.
- Ulusoy, M., Aydın, K. A. (2005). *Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler*. (2. Baskı), Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara, 115-117.
- Veneziani, M. (2017). Posterior indirect adhesive restorations: Updated indications and the morphology driven preparation technique. *Int J Esthet Dent*, 12, 204-30
- Verma, L., Passi, S. (2011). Glass fibre-reinforced composite post and core used in decayed primary anterior teeth: A case report. *Case Reports in Dentistry*.
- Versluis, A., Tantbirojn, D. (2009). Relationship between shrinkage and stress: Dental computing and applications. *Advanced Techniques for Clinical Dentistry*, 45-64.
- Vitale, M. C., Caprioglio, C., Martignone, A., Marchesi, U., Botticelli, A. R. (2004). Combined technique with polyethylene fibers and composite resins in restoration of traumatized anterior teeth. *Dental Traumatology*, 20(3), 172-77.
- Wandertey, M. T., Ferreira, S. L. M., Rodrigues, C. (1999). Primary anterior tooth restoration using posts with macroretentive elements. *Quintessence International-English Edition*, 30, 432-436.
- Wandscher, V. F., Bergoli, C. D., Limberger, I. F. (2014). Preliminary results of the survival and fracture load of roots restored with intracanal posts: Weakened vs nonweakened roots. *Operative Dentistry*, 39, 541-555.

- Watanabe, M. U., Anchietà, R. B., Rocha, E. P., Kina, S., De Almeida, E. O., Chagas, A., Junior, F., Tarkany, R. (2012). Influence of crown ferrule heights and dowel material selection on the mechanical behavior of root-filled teeth: A finite element analysis. *Wiley Online Library*, 21(4), 304–11.
- Window, A. L. (1992). *Strain gauge technology*. (2nd Edition), NC, USA: Springer Publishing Co. Inc.
- Xible, A. A., De Jesus Tavarez, R. R., Araujo, C. R. P., Bonachela, W. C. (2006). Effect of silica coating and silanization on flexural and composite-resin bond strengths of zirconia posts: An in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 95(3), 224-29.
- Yamanel, K., Çağlar, A., Gülşahi, K., Özden, U. A. (2009). Effects of different ceramic and composite materials on stress distribution in inlay and onlay cavities: 3-D Finite Element Analysis. *Dental Materials Journal*, 28(6), 661-70.
- Young, W. C., Budynas, R. G., Sadegh, A. M. (2012). Roark's formulas for stress and strain.
- Zahir, S., Paul, S., Shabnam. (2020). *A comparative evaluation of the esthetic crowns for primary anterior teeth*.
- Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, E., Aksu, L. (1993). *Diş hekimliğinde maddeler bilgisi*. Ankara: AÜ Basımevi.
- Zarone, F., Sorrentino, R., Apicella, D., Valentino, B., Ferrari, M., Aversa, R., Apicella, A. (2006). 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. *Dental Materials*, 22(11), 44-1035.
- Zhang, Y., Ayiguli, A., Li, Q., Wang, Y. (2014). The influence of ferrule effect on post-restored restoration using extended finite element method. *Chinese Journal of Stomatology*, 49(6), 357-361.
- Zhang, Y. Y., Peng, M. D., Wang, Y. N. (2015). The effects of ferrule configuration on the anti-fracture ability of fiber post-restored teeth, 43, 117-125.
- Zhu, Z., Dong, X. Y., He, S., Pan, X., Tang, L., (2015). Effect of post placement on the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review. *Int J Prosthodont*, 28(5), 475-83.
- Zhu, J., Rong, Q., Wang, X. (2017). Influence of remaining tooth structure and restorative material type on stress distribution in endodontically treated maxillary premolars: A finite element analysis. *J Prosthet Dent*, 117(5), 646-655.

ÖZGEÇMİŞ

1. Kişisel Bilgiler

Soyadı : Salimova
Adı : Heyran
Yabancı Dili : İngilizce, Rusça

2. Öğrenim Durumu

Lise: Sheki Fizik- Matematik Lisesi, Sheki (2002-2007)

Lisans: Azerbaycan Tıp Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi (2007-2012)

Uzmanlık: Ankara Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Pedodonti Anabilim Dalı (2019-Halen)

3. Unvanları

Diş Hekimi (2012)

4. Mesleki Deneyim

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Pedodonti Anabilim Dalı, Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalı, Uzmanlık Eğitimi, Uzmanlık Öğrencisi (2019-2022).

5. Bilimsel Dernek Üyelikleri

Türk Pedodonti Derneği, Üye

6. Katılan Bilimsel Toplantı ve Etkinlikler

1. Uluslararası Türk-Japon Diş Hekimliği Kongresi, 24-26 Haziran, 2021.
2. Çocuk Ağız sağlığında Pedodontist ve Pediatrist İş birliğinin Önemi, Bütüncül Yaklaşım, 28 Kasım, 2021.

7. Uluslararası Bilimsel Toplantılarda Sunulan ve Bildiri kitabında Basılan Bildiriler

1. Canpolat M.K., Demirel A., Oğuz E.İ., Salimova H., Sarı S., "Endocrown Restorations of Severely Damaged Primary Anterior Teeth: Case Series" Poster Sunum; Uluslararası Türk-Japon Diş Hekimliği Kongresi, 24-26 Haziran, 2021.