



T.C.

ALANYA ALAADDİN KEYKUBAT ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

ÇOCUK DİŞ HEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI

**FARKLI SİMAN TİPLERİYLE UYGULANAN
PEDİATRİK KRONLARIN STRES DEĞERLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI: SONLU ELEMANLAR
ANALİZİ**

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

Dt. Ceren GÜMÜŞ SAKA

**Danışman
Doç.Dr. Hayri AKMAN**

2025-ALANYA

T.C.
ALANYA ALAADDİN KEYKUBAT ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ÇOCUK DİŞ HEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI

FARKLI SİMAN TİPLERİYLE UYGULANAN
PEDIATRİK KRONLARIN STRES DEĞERLERİNİN
KARŞILAŞTIRILMASI: SONLU ELEMANLAR
ANALİZİ

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

Ceren GÜMÜŞ SAKA

Danışman
Doç. Dr. Hayri AKMAN

2025-ALANYA

ONAY SAYFASI

Ceren GÜMÜŞ SAKA tarafından sunulan bu çalışma jürimiz tarafından **oy birliği/oy çokluğu** ile Çocuk Diş Hekimliği Anabilim Dalında Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir. 12/09/2025

İmza

Üye: Prof. Dr. Gül TOSUN

Selçuk Üniversitesi

Üye: Doç. Dr. Firdevs KAHVECİOĞLU

Selçuk Üniversitesi

Üye: Doç. Dr. Hayri AKMAN

Alanya Alaaddin Keykubat
Üniversitesi

Bu tez, 12/09/2025 tarih ve/..... sayılı Yönetim Kurulu kararıyla belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Diş Hekimliği Fakültesi

Kurum Yöneticisi

ETİK BEYAN

Bu tezin bana ait, özgün bir çalışma olduğunu; çalışmamın hazırlık, veri toplama, analiz ve bilgilerin sunumu olmak üzere tüm aşamalarında bilimsel etik ilke ve kurallara uygun davrandığımı; bu çalışma kapsamında elde edilemeyen tüm veri ve bilgiler için kaynak gösterdiğimi ve bu kaynaklara kaynakçada yer verdiğimi; bu çalışmamın Alanya Alaaddin Keykubat Üniversitesi tarafından kullanılan “bilimsel intihal tespit programıyla tarandığını ve “intihal içermediğini” beyan ederim. Herhangi bir zamanda, çalışmamla ilgili yaptığım bu beyana aykırı bir durumun saptanması durumunda, ortaya çıkacak tüm ahlaki ve hukuki sonuçlara razı olduğumu bildiririm.

İmza

Ceren GÜMÜŞ SAKA

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez sürecim boyunca bilgi, birikim ve deneyimleriyle bana yol gösteren; akademik ve klinik tecrübeleriyle her aşamada değerli katkı ve desteğini esirgemeyen danışman hocam **Doç. Dr. Hayri AKMAN'** a,

Uzmanlık eğitimimde bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan kıymetli hocalarım **Doç. Dr. Gül KESKİN'** e ve **Doç. Dr. Koray SÜRME'** ye,

Tez çalışmam esnasında analizlerimi gerçekleştirebilmek için gerekli mühendislik programını çalıştıran ve her sorumu sabır ve anlayışla yanıtlayan Ondokuz Mayıs Üniversitesi Mühendislik Fakültesi öğretim üyelerinden sayın **Dr. Öğr. Üyesi Cengiz Görkem DENGİZ'** e,

Çocukluk yıllarımda hekimim, üniversite yıllarımda hocam olan ve mesleki yolculuğum boyunca desteğini esirgemeyen; bilgi, tecrübe, pozitif enerjisi ve duruşuyla her zaman rol modelim olan değerli hocam **Prof. Dr. Aysun AVŞAR'** a,

Birlikte çalışmaktan ve öğrenmekten çok keyif aldığım, birçok anı biriktirdiğim tez sürecimde beni destekleyen **Dt. Rukiye Elçin KOÇOĞLU, Dt. Gizem KILIÇOĞLU ve Dt. Duygu BAL** başta olmak üzere tüm asistan arkadaşlarıma,

Tez çalışmam süresince hem akademik hem manevi anlamda en büyük yardımcım ve desteğim sevgili eşim **Dr. Öğr. Üyesi Yunus Yiğit SAKA'** ya ve O'nunla sahip olduğum ikinci ailemin tüm değerli fertlerine, bilgi ve birikimini benimle paylaşarak tezime katkı sağlayan mühendis **Ahmet Cenk SAKA'** ya

Akademik anlamda ilk yol göstericilerim olan ve her kararında arkamda duran, sevgi ve desteklerini her an yanımda hissettiğim sevgili annem **Prof. Dr. Aysun GÜMÜŞ'** e ve sevgili babam **Prof. Dr. Sedat GÜMÜŞ'** e en derin şükranlarımı sunarım.

ÖZET

Bu tez çalışmasının amacı, süt dişlerine uygulanan paslanmaz çelik kron (PÇK), pediatrik zirkonya kron (PZK) ve Bioflx kronların, oklüzal ve lateral kuvvetler altında diş dokularında oluşturduğu streslerin sonlu elemanlar analizi (SEA) ile incelenmesidir. Böylece klinik kullanımları sonucunda restoratif materyaller ve dental dokularda ortaya çıkabilecek olası durumların öngörülmesi hedeflenmiştir.

Çalışmada, herhangi bir çürük veya defekti bulunmayan sağlıklı diş modeli ile tam kron restorasyonu yapılmış dokuz farklı model oluşturulmuştur. ABAQUS yazılımı kullanılarak, maksimum ısırma kuvvetini ve lateral kuvvetleri taklit etmek amacıyla 330 N'luk kuvvetler 0°, 45° ve 90° açılarla uygulanmıştır. Kullanılan restoratif materyaller PÇK, PZK ve Bioflx kronlar olup; simantasyonda cam iyonmer siman (CİS), rezin modifiye cam iyonmer siman (RMCİS) ve dual-cure rezin siman tercih edilmiştir. Tüm yapıştırıcı simanlar 100 µm kalınlığında uygulanmıştır.

Analiz sonuçlarına göre, PZKlar'da kron içerisinde daha yüksek, dentin üzerinde ise daha düşük stres değerleri saptanmıştır. Ayrıca, PZK uygulanan modellerde dentine ulaşan stres değerleri sağlıklı diş modelindekinden daha düşük bulunmuştur. Bioflx kronlar, diğer materyallere kıyasla daha fazla deformasyon göstermiştir. CİS, bütün kron tiplerinde dentine daha düşük stres iletimi sağlamış; rezin modifiye cam iyonmer ve dual-cure rezin simana kıyasla daha avantajlı bulunmuştur.

Sonuç olarak, çalışmadan elde edilen veriler, farklı kron materyalleri ve siman tiplerinin dentin üzerindeki stres dağılımını anlamlı ölçüde etkilediğini ortaya koymaktadır. Bu bulgular, klinik uygulamalarda materyal seçiminin yalnızca estetik veya dayanıklılık açısından değil, aynı zamanda alttaki diş dokusunun korunması yönünden de büyük önem taşıdığını göstermektedir. Elde edilen sonuçlar, çocuk dişlerinde kullanılacak restoratif materyal seçiminde klinisyenlere yol gösterici olabilecek niteliktedir.

Anahtar Sözcükler: *sonlu elemanlar analizi, paslanmaz çelik kron, pediatrik zirkonya kron, bioflx kron.*

ABSTRACT

The aim of this thesis was to investigate the stresses generated in dental tissues by stainless steel crowns (SSCs), pediatric zirconia crowns (PZCs), and Bioflx crowns applied to primary teeth under occlusal and lateral forces, using finite element stress analysis (FESA). The study also sought to predict possible clinical outcomes regarding restorative materials and dental tissues.

A sound tooth model without caries or defects and nine different models with full crown restorations were created. Using the ABAQUS software, forces of 330 N were applied at 0°, 45°, and 90° angles to simulate maximum bite and lateral forces. The restorative materials evaluated were SSCs, PZCs, and Bioflx crowns, cemented with glass ionomer cement (GIC), resin-modified glass ionomer cement (RMGIC), and dual-cure resin cement. All cements were standardized at a thickness of 100 µm.

The analyses revealed that PZCs exhibited higher stress values within the crown structure but lower stress transmission to the dentin, with dentin stresses remaining below those of the sound tooth model. Bioflx crowns demonstrated greater deformation compared with the other crown materials. Furthermore, the use of GIC resulted in lower stress transmission to dentin than RMGIC or dual-cure resin cement across all crown materials.

In conclusion, the findings indicate that the choice of crown material and luting cement significantly influences stress distribution in dental tissues. These results emphasize that material selection in pediatric dentistry is crucial not only for durability and esthetics but also for the protection of underlying dental tissues. The outcomes of this study may provide valuable guidance to clinicians in selecting restorative materials for primary teeth.

Key Words: *finite element analysis, stainless steel crown, pediatric zirconia crown, bioflx crown.*

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT	ii
İÇİNDEKİLER	iii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	vi
ŞEKİLLER	vii
TABLolar.....	x
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1 Diş Çürüğü ve EÇÇ	3
2.2 EÇÇ'nin Etiyolojisi	3
2.3 EÇÇ'nin Tedavisi	6
2.4 Süt Dişleri	7
2.5 Süt Dişlerinde Kullanılan Full Kronal Restorasyonlar.....	9
2.5.1. Paslanmaz Çelik Kronlar	9
2.5.2. Open Face (Açık Yüzlü) Paslanmaz Çelik Kronlar	11
2.5.3. Prefabrike Rezin Veneerli Paslanmaz Çelik Kronlar	11
2.5.4. Strip Kronlar	12
2.5.5. Polikarbonat Kronlar	13
2.5.6. Pediatrik Zirkonyum Kronlar	14
2.5.7. Laboratuvar Destekli Kompozit Rezin Kronlar	15
2.5.8. Pediatrik Jaket Kronlar	16
2.5.9. New Millennium Kronlar	16
2.5.10. Prefabrike Fiberglass Kronlar	17
2.5.11. Artglass Kronlar	18
2.5.12. Edelweiss Pediyatrik Kronlar	18
2.5.13. Pedo Pearls Kronlar	19
2.5.14. Bioflx Kronlar	19

2.6. Kron Simantasyonu İçin Klinik Uygulama Adımları.....	20
2.6.1. PÇK'ların Klinik Uygulama Adımları.....	20
2.6.2. PZK'ların Klinik Uygulama Adımları	21
2.6.3. Bioflx Kronların Klinik Uygulama Adımları.....	23
2.7. Yapıştırıcı Simanlar	23
2.7.1. Çinko Fosfat Simanlar	24
2.7.2. Polikarboksilat Simanlar.....	25
2.7.3. Cam İyonomer	26
2.7.4. Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (RMCİS).....	27
2.7.5. Rezin Simanlar.....	28
2.9. Sonlu Elemanlar Analizi ile İlgili Temel Kavramlar	30
2.9.1 Kuvvet.....	30
2.9.2 Gerilme (Stress).....	30
2.9.4. Poisson Oranı.....	31
2.9.5. Elastisite Modülü (Young's Modülü).....	31
2.9.6. Deformasyon.....	31
2.10. Sonlu Elemanlar Yöntemi	31
2.11. Kuvvet Analiz Yöntemleri.....	34
2.11.1. Fotoelastik stres analiz yöntemi.....	35
2.11.2. Gerinim Ölçer Stres Analiz Yöntemi	35
2.11.3. Kırılğan Vernikle Kaplama Tekniği ile Kuvvet Analiz Yöntemi	36
2.11.4.Lazer Işını ile Gerilim Analiz Yöntemi.....	36
2.11.5. Termografik Gerilim Analiz Yöntemi	36
2.11.6. Radyotelemetri ile Gerilim Analiz Yöntemi	36
3.GEREÇ VE YÖNTEM	37
4.BULGULAR	42
4.1 Kron Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması	42
4.1.1 CİS ile simante edilen kronların von Mises stres değerleri	42
4.1.2 RMCİS ile simante edilen kronların von Mises stres değerleri	43
4.1.3 Dual cure rezin siman ile simante edilen kronların von Mises stres değerleri	45
4.2 Dentin Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması.....	47

4.2.1 CİS ile simante edilen kronların dentin üzerinde oluşan von Mises stres değerleri	47
4.2.2 RMCİS ile simante edilen kronların dentin üzerinde oluşan von Mises stres değerleri.....	48
4.2.3. Dual cure rezin siman ile simante edilen kronların dentin üzerinde oluşan von Mises stres değerleri	50
4.3 Kronda Oluşan Deformasyon Miktarının Karşılaştırılması	51
4.3.1 CİS ile simante edilen kronlarda deformasyon miktarları	51
4.3.2 RMCİS ile simante edilen kronlarda deformasyon miktarları.....	53
4.3.3 Dual cure rezin siman ile simante edilen kronlarda deformasyon miktarları.....	54
5.TARTIŞMA.....	56
6.SONUÇ VE ÖNERİLER.....	69
KAYNAKÇA.....	71
ÖZGEÇMİŞ.....	94

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	Yüzdelik
°	Derece
dyn	Dyne
gf	Gram-kuvvet
kgf	Kilogram-kuvvet
mm	Milimetre
MPa	Megapascal
N	Newton
nm	Nanometre
oz	Ons
Pa	Pascal
µm	Mikrometre
2B	2 Boyutlu
3B	3 Boyutlu
AAPD	Amerikan Çocuk Diş Hekimliği Akademisi
BIS-GMA	Bisfenol-A Glisidil Metakrilat
BPA	Bisfenol A
BSPD	İngiliz Pediatrik Diş Hekimliği Derneği
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CAD	Computer Aided Designing – Bilgisayar Destekli Tasarım
CİS	Cam İyonomer Siman
E	Young's Modülü – Elastisite Modülü
EÇÇ	Erken Çocukluk Çağı Çürüğü
FAS	Fluoroaluminosilikat
HEMA	2-Hidroksietil Metakrilat
PÇK	Paslanmaz Çelik Kron
PEEK	Polyetheretherketone
PZK	Pediatrik Zirkonya Kron
RMCİS	Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman
SEA	Sonlu Elemanlar Analizi
STL	Stereolitografi

ŞEKİLLER

Şekil 3.1 Preparasyon yapılmış ve mesh(ağ) yapısı oluşturulmuş diş modeli	38
Şekil 3.2 Kuvvet açıları ve uygulama bölgeleri	41
Şekil 4.1 CİS ile simante edilen kronlarda von Mises streslerinin karşılaştırması	42
Şekil 4.2 CİS ile simante edilen model üzerine 0° kuvvet uygulandığında kron üzerinde oluşan streslerin dağılımı a. Model 1(PÇK), b. Model 2(PZK), c. Model 3(Bioflx), d. Model 4 (Referans Dış)	42
Şekil 4.3 CİS ile simante edilen model üzerine 45° kuvvet uygulandığında kron üzerinde oluşan streslerin dağılımı a. Model 1(PÇK), b. Model 2(PZK), c. Model 3(Bioflx), d. Model 4(Referans Dış)	43
Şekil 4.4 CİS ile simante edilen model üzerine 90° kuvvet uygulandığında kron üzerinde oluşan streslerin dağılımı a. Model 1(PÇK), b. Model 2(PZK), c. Model 3(Bioflx), d. Model 4(Referans Dış)	43
Şekil 4.5 RMCİS ile simante edilen kronlarda von Mises streslerinin karşılaştırması	43
Şekil 4.6 RMCİS ile simante edilen model üzerine 0° kuvvet uygulandığında kron üzerinde oluşan streslerin dağılımı a. Model 1(PÇK), b. Model 2(PZK), c. Model 3(Bioflx), d. Model 4(Referans Dış)	44
Şekil 4.7 RMCİS ile simante edilen model üzerine 45° kuvvet uygulandığında kron üzerinde oluşan streslerin dağılımı a. Model 1(PÇK), b. Model 2(PZK), c. Model 3(Bioflx), d. Model 4(Referans Dış)	44
Şekil 4.8 RMCİS ile simante edilen model üzerine 90° kuvvet uygulandığında kron üzerinde oluşan streslerin dağılımı a. Model 1(PÇK), b. Model 2(PZK), c. Model 3(Bioflx), d. Model 4(Referans Dış)	44
Şekil 4.9 Dual cure rezin siman ile simante edilen kronlarda von Mises streslerinin karşılaştırması	45
Şekil 4.10 Dual cure rezin siman ile simante edilen model üzerine 0° kuvvet uygulandığında kron üzerinde oluşan streslerin dağılımı a. Model 1(PÇK), b. Model 2(PZK), c. Model 3(Bioflx), d. Model 4(Referans Dış)	45
Şekil 4.11 Dual cure rezin siman ile simante edilen model üzerine 45° kuvvet uygulandığında kron üzerinde oluşan streslerin dağılımı a. Model 1(PÇK), b. Model 2(PZK), c. Model 3(Bioflx), d. Model 4(Referans Dış)	46

Şekil 4.12 Dual cure rezin siman ile simante edilen model üzerine 90° kuvvet uygulandığında kron üzerinde oluşan streslerin dağılımı a. Model 1(PÇK), b. Model 2(PZK), c. Model 3(Bioflx), d. Model 4(Referans Diş)	46
Şekil 4.13 CİS ile simante edilen kronlarda dentinde oluşan von Mises streslerinin karşılaştırması	47
Şekil 4.14 CİS ile simante edilen model üzerine 0° kuvvet uygulandığında dentin üzerinde oluşan streslerin dağılımı a. Model 1(PÇK), b. Model 2(PZK), c. Model 3(Bioflx), d. Model 4(Referans Diş)	47
Şekil 4.15 CİS ile simante edilen model üzerine 45° kuvvet uygulandığında dentin üzerinde oluşan streslerin dağılımı a. Model 1(PÇK), b. Model 2(PZK), c. Model 3(Bioflx), d. Model 4(Referans Diş)	48
Şekil 4.16 CİS ile simante edilen model üzerine 90° kuvvet uygulandığında dentin üzerinde oluşan streslerin dağılımı a. Model 1(PÇK), b. Model 2(PZK), c. Model 3(Bioflx), d. Model 4(Referans Diş)	48
Şekil 4.17 RMCİS ile simante edilen kronlarda dentinde oluşan von Mises streslerinin karşılaştırması	48
Şekil 4.18 RMCİS ile simante edilen model üzerine 0° kuvvet uygulandığında dentin üzerinde oluşan streslerin dağılımı a. Model 1(PÇK), b. Model 2(PZK), c. Model 3(Bioflx), d. Model 4(Referans Diş)	49
Şekil 4.19 RMCİS ile simante edilen model üzerine 45° kuvvet uygulandığında dentin üzerinde oluşan streslerin dağılımı a. Model 1(PÇK), b. Model 2(PZK), c. Model 3(Bioflx), d. Model 4(Referans Diş)	49
Şekil 4.20 RMCİS ile simante edilen model üzerine 90° kuvvet uygulandığında dentin üzerinde oluşan streslerin dağılımı a. Model 1(PÇK), b. Model 2(PZK), c. Model 3(Bioflx), d. Model 4(Referans Diş)	49
Şekil 4.21 Dual cure rezin siman ile simante edilen kronlarda dentinde oluşan von Mises streslerinin karşılaştırması	50
Şekil 4.22 Dual cure rezin siman ile simante edilen model üzerine 0° kuvvet uygulandığında dentin üzerinde oluşan streslerin dağılımı a. Model 1(PÇK), b. Model 2(PZK), c. Model 3(Bioflx), d. Model 4(Referans Diş)	50
Şekil 4.23 Dual cure rezin siman ile simante edilen model üzerine 45° kuvvet uygulandığında dentin üzerinde oluşan streslerin dağılımı a. Model 1(PÇK), b. Model 2(PZK), c. Model 3(Bioflx), d. Model 4(Referans Diş)	51

Şekil 4.24 Dual cure rezin siman ile simante edilen model üzerine 90° kuvvet uygulandığında dentin üzerinde oluşan streslerin dağılımı a. Model 1(PÇK), b. Model 2(PZK), c. Model 3(Bioflx), d. Model 4(Referans Diş) 51

Şekil 4.25 CİS ile simante edilen kronlarda deformasyon miktarlarının karşılaştırılması 52

Şekil 4.26 RMCİS ile simante edilen kronlarda deformasyon miktarlarının karşılaştırılması 54

Şekil 4.27 Dual cure rezin siman ile simante edilen kronlarda deformasyon miktarlarının karşılaştırılması 55



TABLÖLAR

Tablo 2.1 Süt Dişleri ve Daimî Dişlerin Karşılaştırılması	8
Tablo 3.1 Kullanılan materyallerin düğüm ve eleman sayısı	39
Tablo 3.2 Sonlu elemanlar modelinde kullanılan yapı ve materyallerin mekanik özellikleri	40
Tablo 4.1 CİS ile simante edilen kronlarda deformasyon (yer değiştirme) miktarlarının karşılaştırılması	51
Tablo 4.2 RMCİS ile simante edilen kronlarda deformasyon (yer değiştirme) miktarlarının karşılaştırılması	53
Tablo 4.3 Dual cure rezin siman ile simante edilen kronlarda deformasyon (yer değiştirme) miktarlarının karşılaştırılması	54

1. GİRİŞ

Diş çürükleri, her yaş grubunda görülebilen en yaygın bakteriyel enfeksiyonlardan biridir. İnsan sağlığını etkileyen bu hastalığın yaygınlığı, özellikle modern çağlardaki beslenme alışkanlıklarındaki değişimle birlikte belirgin şekilde artış göstermektedir.⁽¹⁾ Çürük oluşumu, bakterilerin ağız içerisinde kolonizasyonu, bu ortamda çoğalması ve zaman içerisinde diyet ve konak faktörleri ile etkileşime girmesi sonucu dişin sert dokularında çözünme ve demineralizasyonun meydana geldiği dinamik bir süreçtir.⁽²⁾ Amerikan Pediatrik Diş Hekimliği Birliği'ne (AAPD) göre, 71 aylık ve daha küçük çocuklarda bir veya daha fazla çürük, çürük nedeniyle kaybedilmiş ya da restore edilmiş dişin varlığı Erken Çocukluk Çağı Çürüğü (EÇÇ) olarak tanımlanmaktadır.⁽³⁾ Süt dişleri; konuşma, estetik ve çiğneme gibi birçok temel işlevde kritik bir rol oynamakta olup, kalıcı dişlerin doğru konumlanması ve sürmesi için rehberlik sağlamaktadır. Bu dişlerin doğal dökülme zamanına kadar ağızda tutulması, çocuklarda optimal çene ve yüz gelişiminin desteklenmesi açısından büyük önem taşımaktadır.⁽⁴⁾ Erken süt dişi kayıpları; konuşma ve çiğneme fonksiyonlarının bozulmasına, estetik sorunlara ve orofasiyal yapıların normal gelişiminin sekteye uğramasına yol açarak çocuklarda duygusal sorunlara ve genel yaşam kalitesinde olumsuz etkilere neden olabilmektedir.⁽⁵⁾ EÇÇ, yaşamın ilk dönemlerinde ortaya çıkabilmekte ve özellikle yüksek risk altındaki çocuklarda hızlı ilerleme eğilimi gösterebilmektedir.⁽⁶⁾ EÇÇ yönetiminde, özellikle derin çürük lezyonlarının bulunduğu olgularda restoratif tedavi yaklaşımları titizlikle değerlendirilmelidir. Tedavi planlamasında; lezyonun derinliği ve yayılımı, etkilenen dişin fizyolojik düşme zamanı ve hem süt hem de kalıcı dişlerin kendine özgü restoratif ihtiyaçları gibi faktörler belirleyici olmaktadır. ⁽⁷⁾ Süt dişlerinin doğal eksfoliasyonuna kadar ağızda fonksiyonlarını sürdürebilmeleri için, uygulanan restorasyonların dayanıklılık, estetik ve fonksiyon açısından yeterlilik göstermesi büyük önem taşımaktadır. ⁽⁸⁾ Amerikan Pediatrik Diş Hekimliği Birliği (AAPD) ve İngiliz Pediatrik Diş Hekimliği Derneği (BSPD) kılavuzlarına göre, bir veya iki yüzeyli çürüklerin yaygın olduğu durumlarda, süt molar dişlerinin tedavisinde önceden hazırlanmış pediatrik kronların kullanılması önerilmektedir. ^(9, 10) PÇK, pediatrik diş hekimliğinde çürük tedavisinin altın standardı olarak kabul edilmekte olup, pulpotomi sonrası süt dişleri için uzun ömürlülük sağlamak ve iyi klinik ile radyolojik sonuçlar sunmaktadır. ⁽¹¹⁾ Günümüzde hem

çocuklar hem de yetişkinler diş hekimliğinde yüksek estetik beklentilere sahiptir. ⁽¹²⁾ Fakat PÇK, estetik nedenlerden dolayı ebeveynler tarafından sıklıkla reddedilmektedir. Günümüzde pediatrik zirkonya kaplamalar gibi daha estetik alternatifler mevcuttur. ^(13, 14) Zirkonya kronların, hem yetişkinlerde hem de pediatrik diş hekimliğinde başarıyla kullanılmaya başlanmasının üzerinden on yılı aşkın bir süre geçmiştir. ⁽¹⁴⁾ Pediatrik zirkonya diş restorasyonları (PZK), süt dişlerini restore etmek, estetik beklentileri karşılamak ve pediatrik hastaların fonksiyonel gereksinimlerini yerine getirmek amacıyla kullanılan, tam kaplama sağlayan prefabrike estetik restoratif malzemelerdir. ⁽¹⁵⁾ Zirkonya kronlar, estetik ve biyoyumlu restorasyonlar olarak birçok gereksinimi karşılamakta iken, bazı sınırlamaları, Bioflx kronlar gibi alternatiflerin gelişimine zemin hazırlamıştır. ⁽¹⁶⁾ Bioflx kronlar, güç, dayanıklılık ve esneklik gerektiren uygulamalarda yaygın olarak kullanılan biyoyumlu ve yüksek etkiye dayanıklı hibrit rezin polimerlerden üretilmiştir. ⁽¹⁷⁾ Bu kronlar, estetik, maliyet etkinlik ve fonksiyonellik açısından umut verici bir denge sağlayarak, hem klinisyenler hem de hastalar için etkili bir çözüm sağlayabilir. ⁽¹⁶⁾ Bioflx kronlar, piyasaya yeni sunulmuş olmaları nedeniyle henüz yeterince araştırılmamıştır. PÇK ve PZK gibi geleneksel restoratif malzemelere kıyasla performanslarını değerlendiren karşılaştırmalı çalışmaların eksikliği dikkat çekmektedir. Bundan dolayı klinisyenlerin çocuk diş hekimliği uygulamalarında bu kronları kullanma konusunda karar almaları sınırlanmaktadır. Bioflx kronların ise geçerli bir alternatif olarak kabul edebilmesi için, mekanik özelliklerinin, klinik performanslarının ve ebeveyn memnuniyeti üzerindeki etkilerinin geleneksel restoratif seçeneklerle karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesine yönelik daha fazla araştırma gerekmektedir. ⁽¹⁷⁻¹⁹⁾

Bu çalışmada, pediatrik diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan PÇK ile son yıllarda geliştirilen estetik odaklı alternatifler olan PZK ve Bioflx kronların, stres altındaki davranışlarının karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Bu kapsamda, alt süt ikinci molar dişi prepare edilerek uygulanan üç farklı kron materyaline ve sağlam alt süt ikinci molar dişine ait dokulara, aynı yön ve büyüklükte 0°, 45°, 90° kuvvetler uygulanmış; oluşan gerilimler Sonlu Elemanlar Analizi (SEA) yöntemiyle analiz edilmiştir. Ayrıca, cam iyonomer siman (CİS), rezin modifiye cam iyonomer siman (RMCİS) ve dual cure rezin simanların, aynı kron tipi altında ve aynı kuvvet koşullarında oluşturduğu streslerin yine SEA yöntemiyle değerlendirilmesi hedeflenmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Diş Çürüğü ve EÇÇ

Diş çürüğü, karyojenik bakterilerin fermente olabilen karbonhidratları tüketmesi ile oluşan asitin, dişin sert dokularında meydana getirdiği demineralizasyon sonucu oluşan enfeksiyöz bir hastalıktır. ⁽²⁰⁾ Diş çürükleri, en yaygın kronik çocukluk hastalığı olarak kabul edilmekte olup, son yıllarda 2–5 yaş arası çocuklar arasında küresel yaygınlığının arttığı bildirilmektedir. Bu durum, söz konusu yaş grubunu küresel ölçekte öncelikli müdahale gerektiren bir hedef kitle haline getirmektedir. ^(21, 22) EÇÇ özellikle 6 yaşından küçük çocukların dişlerinde görülen belirgin çürük oluşumuyla karakterize, bakteriyel kaynaklı ve multifaktöriyel bir hastalıktır. Bazı araştırmacılar, EÇÇ'nin bakıcılardan çocuklara bulaşabileceğini öne sürmektedir fakat bu durum büyük ölçüde önlenabilir bir halk sağlığı sorunu olarak değerlendirilmektedir. Dünya genelinde okul çağındaki çocuklar arasında diş çürüğü prevalansı hâlâ endişe verici düzeydedir. Dünya Sağlık Örgütü'nün (DSÖ) yayımladığı bir rapora göre, bu yaş grubundaki çocukların yaklaşık %60 ila %90'ında diş çürüğü görülmektedir. ⁽²³⁾ Tedavi edilmeyen süt dişi çürükleri 2019 yılı verilerine göre dünya genelinde yaklaşık 514 milyon çocuğu etkilemiştir. ⁽²⁴⁾ Gelişmekte olan ülkelerde çürük prevalansı daha düşükken, gelişmiş ülkelerde bu oranların daha yüksek olduğu bildirilmektedir. ⁽²⁵⁾ Özellikle yaşamın ilk yıllarında ortaya çıkan bu durum, tedavi edilmediğinde ilerleyerek ağrı, enfeksiyon, beslenme bozuklukları ve büyüme-gelişme gerilikleri gibi önemli sağlık sorunlarına yol açabilmektedir. Ayrıca EÇÇ, sadece fiziksel sağlıkla sınırlı kalmamakta; çocukların günlük yaşam aktiviteleri, sosyal etkileşimleri ve psikolojik durumları üzerinde de olumsuz etkiler bırakmaktadır. Bu nedenle, EÇÇ'nin yaygınlığını belirlemenin yanı sıra, hastalığın çocuklar ve aileleri üzerindeki çok boyutlu etkilerini değerlendirmek de büyük önem taşımaktadır. EÇÇ'nin çocukların yaşam kalitesi üzerindeki etkilerine ek olarak, ebeveynlerin psikolojik yükü, ekonomik maliyetler ve sağlık hizmetlerine erişim gibi toplumsal düzeydeki yansımalarının da kapsamlı bir şekilde ele alınması gerekmektedir. ⁽²⁶⁾

2.2 EÇÇ'nin Etiyolojisi

Multifaktöriyel bir hastalık olan diş çürüğü, etiyopatogenezinde konak (diş yapısı), diyetle alınan fermente edilebilir karbonhidratlar, mikrobiyal dental biyofilm ve zaman

gibi temel etmenleri barındırır. Bu faktörlerin dinamik ve karşılıklı etkileşimi sonucunda gelişen diş çürüğü, kompleks bir biyolojik süreç olarak değerlendirilir.⁽²⁷⁾ Diş çürüğü, değişken demineralizasyon ve remineralizasyon döngüleriyle karakterize olup, dişin dış yüzeyinden başlayarak iç kısımlarına doğru ilerler. Başlangıçta çıplak gözle tespit edilemeyen, geri dönüşümlü mineral kayıplarıyla başlayan bu süreç, ilerleyen aşamalarda dişin sert dokularında kavitasyonla sonuçlanarak ciddi harabiyete yol açabilir. Çürük, öncelikle diş yapısına tutunan dental biyofilmde başlar. İlk aşamada, dişin en sert dış tabakası olan mine, “demineralizasyon” süreciyle zarar görür. İlerleyen çürüklerde, dentin tabakası etkilenebilir. Daha ileri evrelerde ise çürük, dişin merkezi olan pulpa kısmına kadar ilerleyebilir. Diş çürüğü, ayrıca dişin kök kısmını ve sement dokusunu da etkileyebilir.⁽²⁸⁾ Çürük aktivitesini tetikleyen birçok risk faktörü vardır. Bu risk faktörleri, sosyoekonomik nedenler, tükürük akışı, ağız hijyeni ve şeker tüketiminin miktarı ve prevalansı gibi faktörleri içerebilir. Mine demineralizasyonu, doğrudan diyetteki karbonhidratları fermente eden asidojenik bakteriler tarafından tetiklenir. Özellikle 4glüti alımı sonrasında, diş yüzeyine yapışan biyofilmlerde pH seviyeleri hızla 5.0 veya altına düşer. Düşük pH, asidik biyofilm türlerinin oranında artışa ve biyofilm matrisinin bileşiminde değişikliklere yol açarak, “disbiyotik mikrobiyom” oluşumunu teşvik eder. Bu nedenle, sık şeker maruziyeti, sürekli asit üretimine ve bunun sonucunda diş yapısının demineralizasyonuna neden olmaktadır.⁽²⁹⁾

Çocukların ağız boşluğu, mikroorganizmalar tarafından hem dikey hem de yatay yollarla kolonize edilir. Ancak, mikroorganizmaların bulaşması, diş çürüğünün bulaşıcı olduğu anlamına gelmemelidir, çünkü bakterilerin varlığı tek başına hastalığın gelişmesi için yeterli değildir.⁽³⁰⁾ Bu nedenle, diş çürüğü bulaşıcı olmayan bir hastalık olarak kabul edilir. Biyofilm tek başına hastalığa neden olmaz, ancak diyetle alınan şekerlere maruz kalma belirleyici bir faktördür ve bireyin ekolojik zorlukların üstesinden gelme yeteneği de önemlidir.⁽⁴⁾ Klinik açıdan, hastaların beslenme alışkanlıkları, florür kullanımı ve tükürük yapısı gibi faktörler, diş çürüğünün gelişiminde önemli rol oynamaktadır.⁽³¹⁾

Tükürük, büyük ve küçük tükürük bezleri salgısı ile dişeti oluğu sıvısından ağız içerisine ulaşan kompleks bir sekresyondur.⁽³²⁾ Tükürüğün %99'u sudan %1'i ise çeşitli organik ve inorganik komponentler, bakteri ve bakteri ürünleri ile besin artıkları

ve deskuame epitel hücrelerinden oluşmaktadır.⁽³³⁾ Tükürük; diş yüzeyini temizleme, ağız pH'sını düzenleme, remineralizasyonu teşvik etme ve diş plağının karyojenik potansiyelini azaltma gibi özellikleri sayesinde çürüğün önlenmesinde önemli bir role sahiptir.⁽³⁴⁾ Tükürük ayrıca tat alma, koruma, kayganlaştırma ve temizleme gibi fonksiyonları da yerine getirir.⁽³⁵⁾ Tükürük; oral kavitede mekanik temizlik sağlaması, plak asitlerini dilüe etmesi ve tamponlaması, ayrıca demineralizasyonu azaltıp remineralizasyonu destekleyen organik ve inorganik bileşenler içermesi gibi, dişlerin çürükten korunmasında etkili çeşitli özelliklere sahiptir.⁽³³⁾ Bu çürük önleyici etki; tükürüğün pH'sı, akış hızı, antimikrobiyal özellikleri, tamponlama kapasitesi ve immün sistem bileşenlerine bağlıdır.⁽³⁶⁻³⁹⁾ Tükürüğün tamponlama kapasitesi; karbonik asit-bikarbonat, fosfat ve protein tampon sistemlerine dayanmaktadır. Uyarılmış tükürükte en etkili tampon sistemi karbonik asit-bikarbonat iken, uyarılmamış tükürükte fosfat tampon sistemi ön plandadır. ⁽⁴⁰⁾ Tükürük içeriğini etkileyen önemli faktörlerden biri tükürük akış hızıdır. Akış hızının artmasıyla birlikte bikarbonat konsantrasyonu da yükselmekte, bu da tükürüğün tamponlama fonksiyonu açısından kritik bir rol oynamaktadır.⁽⁴¹⁾ Ayrıca, akış hızındaki artış tükürüğün yıkayıcı fonksiyonunu güçlendirerek çürüğe neden olan etkenlerin ağız ortamından uzaklaştırılmasını sağlamaktadır.⁽⁴²⁾ Tükürükte bulunan kalsiyum, fosfat, magnezyum ve florür gibi mineraller, diş yüzeyine çökerek demineralizasyonu engellerken, remineralizasyonu destekleyerek çürük oluşumunu azaltmaktadır.⁽⁴³⁾ Tükürüğün enzimatik özellikleri ve tamponlama kapasitesi ise plak asitlerinin nötralize edilmesini sağlayarak remineralizasyon sürecine katkıda bulunmaktadır.⁽⁴⁴⁾

Tükürük, içeriğinde bulunan IgA ve IgG gibi antikorların yanı sıra aglütinin, laktoperoksidaz, laktoferrin, lizozim ve histidinden zengin peptidler gibi bileşenler aracılığıyla antimikrobiyal etki göstermektedir. ⁽⁴⁵⁾ Bu yapıyla tükürük; antibakteriyel, antiviral ve antifungal özellikler taşımaktadır. ⁽²⁶⁾

Diş yüzeyinde tükürük proteinleri ve glikoproteinlerinin çökmesiyle oluşan, 0,1– 1,0 milimetre kalınlığında organik bir tabakaya “kazanılmış pelikül” denir. Pelikül, ağız sıvılarında çözünmez ve temizlenen diş yüzeyi tükürükle temas ettiğinde hızla oluşur. ⁽⁴⁶⁾ Bu tabaka, diş yüzeyine erken kolonize olan bakterilerin yapışması için bağlanma bölgeleri sağlayarak dental biyofilm oluşumunu tetikler. ⁽⁴⁷⁾

Dişler üzerinde bakteri plağının birikmesi, çürüğün başlangıcını oluşturur. Diş plağı, yumuşak, yarı saydam ve yapışkan bir yapıya sahip olup, asidojenik ve asidürik bakteriler içermektedir.⁽⁴⁸⁾ Dental biyofilm, çeşitli bakteri türlerinin kolonizasyonu ve büyümesi için ideal bir yapışma ortamı sağlar.⁽⁴⁹⁾ Çürük oluşumunda başlıca rol oynayan mikroorganizmalar, mutans streptokoklar, laktobasil ve aktinomiçes türlerinin yanı sıra mutans olmayan streptokoklar ve mantarlardır; bunlar mikrobiyal dental plağın üyeleridir.^(50, 51) Çürük süreci, diş dokusu, plak ve plak içerisindeki mikroorganizmaların gerekli besinlerin varlığında birbirleriyle etkileşimi sonucu gelişir. Ancak bu etkileşimin süresi, çürüğün oluşumunda belirleyici bir rol oynamaktadır. Süre arttıkça asidik ortamda maruz kalma süresi uzar, tamponlama kapasitesi yetersiz kalır ve demineralizasyon başlar. Bu nedenle, çürük oluşumunda besinlerin ağızda kalma süresi önemli bir faktördür. Ağızda kalan besinlerin süresi; besinin yapışkanlık durumu, sertliği, katı ya da sıvı oluşu ve kolay çözünüp çözünmemesi gibi özelliklere bağlı olarak değişkenlik gösterebilmektedir.⁽⁵²⁾

2.3 EÇÇ'nin Tedavisi

EÇÇ hem bireysel hem de toplumsal düzeyde önemli bir halk sağlığı problemi olarak kabul edilmektedir.⁽⁵³⁻⁵⁵⁾ Buna ilaveten daimî dişlenme dönemindeki çürük riskini öngörmede önemli bir gösterge olarak kabul edilen EÇÇ, tedavi edilmediğinde diş kayıpları, büyüme ve gelişme geriliği, ortodontik anomaliler, periodontal apseler, ağrı, beslenme bozuklukları, çocuğun özgüveninde azalma ve sık diş hekimi randevuları nedeniyle okul devamsızlığı gibi pek çok olumsuzluğa yol açabilmektedir. Ayrıca, özel sağlık bakım gereksinimi olan çocuklarda sistemik sorunların ortaya çıkmasına da neden olabilir. Bu nedenlerden dolayı, süt dişlerinin doğal düşme zamanlarına kadar korunması, çocuk sağlığı açısından büyük önem taşımaktadır.⁽⁵⁶⁾

EÇÇ gözlenen çocukların tedavi yaklaşımlarında birçok faktör mevcuttur. Tedavi yaklaşımları her hasta için özel olmakla beraber; çocuğun yaşına, tedavi esnasındaki uyumuna, çürük lezyonlarının genişliğine ve ebeveynlerin iş birlikçi olma tutumlarına bağlıdır.⁽⁵⁷⁾ EÇÇ tedavisi, çürük lezyonlarının şiddeti, çocuğun yaşı, tedaviye uyumu ile sosyal, davranışsal ve tıbbi geçmişine bağlı olarak farklı koruyucu ve tedavi edici yaklaşımlar aracılığıyla gerçekleştirilebilmektedir.⁽⁵⁸⁾

EÇÇ’de birincil tedavi yaklaşımı, hastalık ortaya çıkmadan önce koruyucu uygulamaların başlatılmasıdır. Bu uygulamalar, dünya genelinde EÇÇ prevalansının azaltılmasında temel strateji olarak kabul edilmektedir. ⁽⁴⁾

Tedavinin ilk basamağında, EÇÇ’nin ilerlemesini engellemek veya yavaşlatmak amacıyla; profesyonel plak temizliği yapılması, başlangıç lezyonlarına florür uygulanması, yumuşamış diş dokusunun el aletleriyle uzaklaştırılması ve ardından çürük lezyonlarının aktivitesini durdurmak için CİS ile restorasyon gerçekleştirilmesi önerilmektedir. Bu yaklaşım, lezyon aktivitesi kontrol altına alınana kadar belirli aralıklarla tekrarlanmalıdır. ⁽⁵⁹⁾

Çürük kavitasyonu gelişen dişlerde daha kesin restoratif tedavi yaklaşımlarına ihtiyaç duyulmaktadır. Kavitasyon gelişiminin erken evrelerinde RMCİS, kompomer veya kompozit rezin gibi restoratif materyaller kullanılabilirken, ileri madde kaybı bulunan olgularda ön dişler için strip kron ve PZK; arka dişler için ise PÇK ve PZK tercih edilmektedir. Lezyonun boyutu ve şiddetine göre, pulpektomi işlemleri ya da diş çekimleri de endike olabilmektedir. ⁽⁵⁸⁾

EÇÇ tedavisinde hastayla kooperasyonun sağlanamadığı durumlarda genel anestezi altında müdahale gerekebilmektedir. Bu esnada diş çekimleri, vital pulpotomi işlemleri, cam iyonomer, kompomer ve kompozit restorasyonlar ile strip kronlar ve PÇK uygulamaları gibi farklı tedavi yaklaşımları uygulanabilmektedir. ⁽⁵⁹⁾

2.4 Süt Dişleri

Süt dişleri, çocukluk döneminde beslenme, konuşma ve estetik gibi temel fonksiyonların sağlanmasında önemli rol oynar. Ayrıca, çene ve alveolar kemik gelişimini yönlendirerek daimî dişler için uygun bir sürme rehberi görevi görür. ⁽⁶⁰⁾ Fizyolojik olarak geçici olmalarına rağmen, süt dişlerinin zamanından önce kaybı; maloklüzyon, yer darlığı ve çene gelişiminde bozukluk gibi ciddi ortodontik ve fonksiyonel sorunlara yol açabilmektedir. ⁽⁶¹⁾ Bu nedenle süt dişlerinin korunması, yalnızca lokal oral sağlık açısından değil, genel çocuk sağlığı açısından da kritik öneme sahiptir. ⁽⁶²⁾

Süt dişlerinde sık görülen çürük lezyonları, tedavi edilmediği takdirde ağrı, enfeksiyon, beslenme bozuklukları, uyku problemleri ve okul performansında düşüş gibi olumsuz sonuçlar doğurabilir. ⁽⁶³⁾ İlerleyen çürükler sonucunda meydana gelen

madde kaybı, restoratif tedavi seçeneklerini sınırlayarak dişin prognozunu olumsuz etkiler. Bu nedenle, süt dişlerine uygulanan restoratif tedavilerin amacı yalnızca lezyonu onarmak değil, aynı zamanda daimî dişlerin sağlıklı sürmesini ve ark bütünlüğünün korunmasını sağlamaktır. ⁽⁶⁴⁾ Bu nedenle, çocuk hastalarda uygulanacak restorasyonların estetik, biyouyumlu, dayanıklı ve kısa sürede uygulanabilir olması, pedodontik başarının temelini oluşturur. ⁽¹¹⁾

Süt dişleri ve kalıcı dişler arasında; renk, şekil, boyut ve çenelerdeki konum gibi birçok fark bulunmaktadır.(Tablo.2.1) En önemli farklılık ise dişi oluşturan tabakaların kalınlığı ve boyutudur. Bu farklılık, pedodontide uygulanabilecek tedavi yöntemleri üzerinde büyük bir etkiye sahiptir. ^(65, 66)

Tablo 2.1 Süt Dişleri ve Daimî Dişlerin Karşılaştırılması

	Süt Dişleri	Daimî Dişler
Sayısı	20 diş (premolarlar ve 3. Molarlar yoktur.)	32 diş
Kron Boyutu	Kronlar köke oranla daha kısadır. (Daha düşük kron:kök oranı)	Kronlar daha büyüktür. (Daha yüksek kron:kök oranı)
Oklüzal Yüzey	Süt molarların oklüzal tablaları bukkolingual olarak daha dar ve meziodistal olarak daha incedir.	Kalıcı molarlarda oklüzal yüzeyler daha geniştir.
Mine ve Dentin Kalınlığı	Mine ve dentin daha incedir; kalınlıkları kalıcı dişlerin yaklaşık yarısı kadardır.	Mine ve dentin daha kalın ve dayanıklıdır.
Mine Prizma Yönelimi	Servikal bölgede mine prizma yönelimi oklüzaledir.	Servikal bölgede mine prizma yönelimi apikaledir.
Servikal Daralma	Kronlarda belirgin servikal daralma vardır.	Servikal daralma daha az belirgindir.
Servikal Çıkıntı (cingulum)	Belirgin bukkal servikal çıkıntı mevcuttur.	Daha az belirgindir veya yoktur.
Kontakt Alanları	Daha düz ve bukkolingual yönde daha geniştir.	Daha küçük ve yuvarlak yapıdadır.
Renk	Daha beyaz ve açık tonludur.	Daha sarımsı veya grimsi tonlardadır.
Kök Formu	Kökler daha uzun, ince ve geniş açılıdır; alttaki daimî dişlere yer bırakır.	Kökler daha kalın, kısa ve daha dik yönelimlidir.
Pulpa Odası	Daha büyüktür, kron konturunu yakından takip eder.	Daha küçüktür, yaşla birlikte küçülür.
Pulpa Boynuzları	Daha yüksektir, tüberküllere daha yakındır.	Daha kısa ve dentin içinde daha derindedir.
Kanal Yapısı	Kanal sistemi kıvrımlı ve kompleks yapıdadır; fizyolojik rezorpsiyona uygundur.	Kanal yapısı daha düzenlidir.
Sement-Mine Birleşimi (CEJ)	Sement-mine ilişkisi düzensiz olabilir (örtüşme, kenar kenara, boşluk şeklinde).	Genellikle düzenlidir, çoğunlukla kenar kenara birleşir.

2.5 Süt Dişlerinde Kullanılan Full Kronal Restorasyonlar

Çocuklarda diş çürüğü; vücut ağırlığı, büyüme süreci ve yaşam kalitesi üzerinde olumsuz etkiler yaratabilir. Tedavi edilmediği takdirde çürük, hızla ilerleyerek kavite oluşumuna, diş pulpasının etkilenmesine ve ciddi dental enfeksiyonlara neden olabilir. Süt dişlerinde gözlenen küçük çürükler; çürüğün uzaklaştırılması, kavite hazırlığı ve ardından kompozit rezin ya da cam iyonomer gibi materyallerle restore edilerek tedavi edilebilir. Ancak;

- Geniş veya çok yüzlü çürük lezyonlarının varlığında,
 - Pulpotomi ya da pulpektomi tedavisi uygulanmış dişlerde,
 - Gelişimsel defektlerin restoratif tedavisinde,
 - Yüksek çürük riski taşıyan çocuklarda,
 - Bruksizm (diş sıkma veya gıcırdatma) öyküsü olan hastalarda,
 - Servikal bölgede dekalsifikasyon lezyonları bulunan dişlerde PÇK veya tam seramik kronlar gibi tam kaplama restorasyonlara ihtiyaç duyulmaktadır. ⁽⁶⁷⁻⁶⁹⁾
- Süt dişlerinin restorasyonunda farklı materyal içerikli birçok pediatrik kron kullanılmış olup son zamanlarda yüksek biyouyumluluk ve daha gelişmiş estetik özellikler sergileyen materyallerin uygulanmasına önem verilmektedir. ⁽⁷⁰⁾ Bu bağlamda süt dişlerinde kullanılan ideal kronun özellikleri ise şunlardır:
- Doğal diş rengine yakın ve estetik açıdan kabul edilebilir olmalıdır.
 - Biyouyumlu olup diş etinde irritasyona yol açmamalıdır.
 - Biyofilm oluşumuna karşı direnç göstermelidir.
 - Marjinal uyumu iyi olmalıdır ve klinik uygulamasının kolay yapılabilirdir.
 - Ekonomik açıdan ulaşılabilir olmalıdır.
 - Çiğneme kuvvetlerine dayanıklı ve yeterli tutuculuk sağlamalıdır.
 - Kalan diş dokularını koruyarak hem fonksiyon hem de estetiği geri kazandırmalıdır.
 - Karşıt dişlerde aşınmaya sebep olmamalıdır. ⁽⁷¹⁾

2.5.1. Paslanmaz Çelik Kronlar

PÇK'lar, geniş çürük lezyonlarına sahip ya da ileri derecede madde kaybı olan süt dişlerinin restorasyonunda kullanılmak üzere özel olarak tasarlanmış prefabrike restoratif materyallerdir. ⁽⁷²⁾ İlk olarak 1950'lerde Dr. William Humphrey tarafından

tanıtılmıştır ve o zamandan beri çocuk diş hekimliğinde yaygın olarak kabul görmüştür. ⁽⁷³⁾ İçeriğinde %12-30 arasında krom, %8 nikel, %1-20 arasında değişen karbon yer almaktadır. PÇK uygulamaları ile geçmişte çekim endikasyonu bulunan aşırı madde kayıplı dişlerin tedavi edilebilirliği sağlanmıştır. Böylece çocuklarda çekim endikasyonu sıklığı azalmış, dişler daha uzun süre ağızda kalmaya başlamıştır. ⁽⁷⁴⁾

AAPD tarafından yayımlanan yönergelerde, preforme metal kronların çürük dişlerin tedavisinde etkili bir seçenek olduğu ve yüksek sağkalım oranları gösterdiği vurgulanmaktadır. ⁽⁷⁾ PÇK, dişe tam uyum sağlayan preforme paslanmaz çelik bir tam kron olarak tanımlanmaktadır. ⁽¹¹⁾ PÇK restorasyonları, süt ve kalıcı molar dişlerinin restorasyonu için uygundur. ⁽⁷⁵⁾

Endikasyonları:

- Hipoplastik süt veya daimî dişlerin restorasyonu.
- Pulpotomi veya pulpektomi işlemlerinden sonra süt dişlerinin restorasyonu.
- Dentinogenezis imperfekta veya amelogenenezis imperfekta gibi kalıtsal anomalilere sahip dişlerin restorasyonu.
- Engelli bireylerde veya ağız hijyeninin son derece kötü olduğu ve diğer restoratif materyallerin başarısız olma olasılığının yüksek olduğu durumlarda kullanımı (Genel anestezi gerektiren çocuk hastalarda PÇK'ların kullanımı güçlü bir şekilde değerlendirilmelidir.)
- Yer tutucular veya protez apareyleri için dayanak olarak kullanımı. ^(7, 76)
- Ekonomik olmaları nedeniyle düşük sosyoekonomik durumdaki çocuklarda kullanımı
- Ciddi çürük ve büyük doku kaybı olan dişlerin restorasyonunda kullanımı. ⁽⁷³⁾
- Subgingival çürüklerde uygulanması endikedir. ⁽⁷⁷⁾

Avantajları:

- Klinik kronun tamamını kapladıkları için çürüğün tekrarlama riski oldukça düşüktür. ⁽⁷²⁾
- Çocukların çiğneme kuvvetlerine karşı yeterli dayanıklılık gösterir.
- Prefabrike olmaları nedeniyle yerleştirme sırasında minimal teknik hassasiyet gerektirir.

- Tüm diş yüzeyini kaplayarak koruyucu bir kalkan görevi görür ve çürüğe karşı etkili bir koruma sağlar. ⁽⁷³⁾
- Maliyet açısından uygun ve erişilebilirdir.
- Uygulama sırasında minimal teknik hassasiyet gerektirdiği için pediatrik diş hekimliğinde en çok tercih edilen restoratif kron türüdür. ⁽⁷⁸⁾
- İyi bir sızdırmazlık sağlar ve güvenilir bir restorasyon sunar. ⁽⁷⁹⁾

Dezavantajları:

- Hekimin klinik deneyiminin yetersiz olmasından kaynaklı uygulama esnasında fazla preparasyon kaynaklı diş dokusunda gereksiz madde kaybı görülebilir.
- Sadece ön bölge süt dişlerinde değil arka bölge süt dişlerinde de yetersiz estetik özellik sergiler. ⁽⁷⁷⁾
- Marjinal adaptasyon sorunlarına bağlı dişeti dokusunda problemlere neden olabilir. ⁽⁸⁰⁾

2.5.2. Open Face (Açık Yüzlü) Paslanmaz Çelik Kronlar

Teknolojik gelişmelerle birlikte, PÇK'ların estetik özelliklerini iyileştirme yönünde çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Bu doğrultuda geliştirilen open face (açık yüzlü) PÇK'lar, geleneksel kronların vestibül yüzeyinin kaldırılması ve bu bölgeye rezin materyal yerleştirilmesiyle elde edilmektedir. Bu kronlar, klinik uygulamalarda estetik beklentileri karşılamak amacıyla 1980'li yılların başından itibaren kullanılmaya başlanmıştır. ⁽⁷⁷⁾

Açık yüzlü PÇK'lar, ek hazırlık ve birden fazla malzeme kullanımı gerektirir ve teknik hassasiyet gerektiren restorasyonlardır. ⁽⁷³⁾

2.5.3. Prefabrike Rezin Veneerli Paslanmaz Çelik Kronlar

Açık yüzlü PÇK'larda karşılaşılan estetik problemler ve uygulama zorlukları nedeniyle, alternatif olarak veneerlenmiş PÇK'lar geliştirilmiştir. Bu kronlar, hastanın ağız içinde herhangi bir ek hazırlığa gerek duyulmadan simante edilebilen, estetik görünüme sahip prefabrike restorasyonlardır. İlk olarak anterior süt dişlerinde kullanılmaya başlanmış, zamanla süt molar dişlerde de uygulanmaya başlanmıştır. ⁽⁷⁷⁾ Veneerlenmiş PÇK'lar, açık yüzlü PÇK'lar veya kompozit rezin kronlardan farklı olarak, tükürük ve kanama kontrolünün yeterince sağlanamadığı, çürük lezyonlarının gingival sınırın altına kadar ilerlediği durumlarda da etkili bir şekilde

kullanılabilmektedir.⁽⁸¹⁻⁸³⁾ Bu kronların, açık yüzölçü PÇK'lara kıyasla bir diğer avantajı, rezin kaplamanın eklenmesi için ek bir klinik zamana ihtiyaç duyulmamasıdır.⁽⁸⁴⁾ Sonuç olarak, rezin kaplamalı PÇK'lar, yeterli diş dokusunun bulunmadığı ve adeziv restorasyonların uygulanmasının mümkün olmadığı durumlarda tercih edilmektedir.⁽⁸³⁾

Gerekli interproksimal preparasyon, pulpanın açılmasına (maruziyet veya perforasyon) ve vital pulpotomi gereksinimine yol açabilir. Yetersiz diş prepasyonu yapıldığı durumlarda ise, önceden kaplanmış kronlar estetik açıdan hacimli ve kaba görünebilir. Ayrıca, işlemin uzun sürmesi nedeniyle hasta kooperasyonunun sağlanamadığı, derin kapanışı veya brüksizmi olan hastalarda bu kronların kullanımı uygun değildir.⁽⁷⁹⁾

2.5.4. Strip Kronlar

Süt kesici dişlerde en yaygın olarak kullanılan preform estetik kron türü, kompozit rezin strip kronlardır. Bu kronlar, ilk kez 1979 yılında Webber ve ark.⁽⁸⁵⁾ tarafından tanıtılmıştır. Strip kronlar, özellikle ön süt dişlerinde kullanılmak üzere tasarlanmıştır. Uygulama sırasında kron, uygun boyutta kesildikten sonra kompozit materyal ile doldurularak hazırlanmış dişe yerleştirilir. Kompozit materyalin sertleşmesinin ardından, selüloit kron formu çıkarılır. Kompozit strip kronların başarısı, içerisindeki sertleşen kompozitin dentin ve mine dokularına etkin bir şekilde bağlanmasına bağlıdır. Bu nedenle, uygulama süreci kanama ve nem varlığına oldukça duyarlıdır. Ayrıca, bu teknik çocuktan yüksek düzeyde iş birliği gerektirdiğinden, genellikle küçük yaş grubundaki hastalarda yalnızca genel anestezi altında uygulanabilmektedir.⁽⁸⁶⁾

Endikasyonları:

- Anterior süt dişlerde görülen yaygın çürüklerin restorasyonunda,
- Kırık veya şekil bozukluğu olan dişlerin düzeltilmesinde,
- Renklenmiş dişlerin estetik olarak restore edilmesinde,
- Pulpa tedavisi görmüş dişlerin korunmasında endikedir.^(85, 87, 88)

Kontrendikasyonları:

- Bağlanmanın sağlanamayacağı aşırı çürük, retansiyon için yetersiz doku kalan dişlerde,

- Kole hizasından daha derin madde kayıplı dişlerde,
- Derin kapanışa sahip ve periodontal problemi bulunan çocuklarda kullanımı kontrendikedir. ^(85, 88)

Avantajları:

- Estetik bir görünüm sunar ve doğal diş rengine yakın sonuçlar verir.
- İyi mekanik özelliklere sahiptir ve çiğneme kuvvetlerine karşı dayanıklılık gösterir.
- Biyouyumlu bir yapıya sahiptir ve alerjik reaksiyon riskini minimal düzeyde tutar. ⁽⁷³⁾

Dezavantajları:

- Uygulama sırasında teknik hassasiyet gerektirir ve başarılı sonuçlar için doğru uygulama kritik öneme sahiptir.
- Yerleştirme işlemi, diğer restoratif yöntemlere kıyasla daha fazla zaman alabilir. ⁽⁷³⁾
- Çok küçük yaştaki çocuklarda, kooperasyon problemleri nedeniyle uygulanması zor olabilmektedir. ⁽⁷⁷⁾

2.5.5. Polikarbonat Kronlar

Polikarbonat kronlar, termal olarak şekillendirilebilen akrilik rezin materyalinden üretilen kronlardır. Polimerizasyon ve gerekli ayarlamaların ardından, akrilik rezin ya da kompozit rezin ile yeniden bazlanarak hazırlanmış dişe simante edilirler. Bu kronlardan ilk kez 1973 yılında Miller ⁽⁸⁹⁾ tarafından söz edilmiştir. Ancak, rezin kaplamalı metal kronların geliştirilmesiyle birlikte, polikarbonat kronlar zamanla popülerliğini yitirmiştir. ^(90, 91)

Daha ince ve daha esnek olan, önceden şekillendirilmiş kronlardır ve bu özellikleri sayesinde hazırlanmış bir dişe daha kolay uyum sağlarlar. ⁽⁹²⁾ Dayanıklılıkları uygulama türüne bağlı olarak değişiklik gösterir. Polikarbonat kronlar, genellikle tek bir evrensel renkte üretilmekle birlikte, siman ve astarlarla modifiye edilebilmektedirler. ⁽⁹³⁾ Geçmişte, anterior süt dişlerini restore etmek için kullanılmış olan polikarbonat kronlar, günümüzde ise çoğunlukla geçici restorasyonlar olarak tercih edilmemektedir. ^(90, 94)

Avantajları:

- Uygulama süresi kısadır.
- Kolay şekillendirilebilir. ⁽⁹⁵⁾
- Metal kronlara kıyasla diş rengine daha yakın, estetik bir restorasyon sağlar.
- Düşük maliyetli bir alternatif sunar. ⁽⁹⁰⁾

Dezavantajları:

- Piyasadaki alternatif materyallere göre estetik açıdan daha sınırlıdır. ⁽⁹⁰⁾
- Güçlü aşındırıcı kuvvetlere karşı direnç gösteremez; özellikle şiddetli bruksizm, derin kapanış vakalarında kontrendikedir. ⁽⁹⁵⁾
- PÇK'lara göre daha az dayanıklıdır ve zamanla aşınabilir.
- Polikarbonat kronlar, bazı materyallerden daha pahalı olabilir. ⁽⁷³⁾
- Retansiyon problemleri yaşanabilir. ⁽⁹⁶⁾

2.5.6. Pediatrik Zirkonyum Kronlar

Zirkonya seramik kronlar, itriyum oksit ile stabilize edilmiş zirkonyum oksitten üretilir ve bu nedenle "İtriyumla stabilize edilmiş zirkonya" olarak adlandırılır. ⁽⁹⁴⁾

PZK, estetik ve dayanıklılığı bir arada sunar. Bu kronlar, biyouyumluluk, estetik görünüm ve mekanik dayanıklılık açısından üstün özellikler taşır. PZK, çürük, travma veya gelişimsel anomali nedeniyle ciddi şekilde hasar görmüş dişlerin restorasyonu için ideal bir seçenektir. ⁽⁷³⁾ Anatomik olarak şekillendirilmiş olup metal içermezler. Servikal kenar, diş eti sağlığını koruyacak şekilde bıçak gibi keskindir ve yüksek derecede cilalanmış yüzeyleriyle plak birikimini azaltır. Aşınma, doğal mineye benzer şekilde gerçekleşir. Kronlar, satın alındıkları şirkete bağlı olarak, servikal ve okluzal yüzeylere ek renk eklenmiş tek bir evrensel renkte veya ekstra açık ve açık tonlarında sunulabilir. ⁽⁷⁹⁾

Avantajları:

- Doğal diş görünümüne en yakın estetik sonuçları sunar.
- Yüksek dayanıklılık ve uzun ömürlü kullanım sağlar.
- Biyouyumlu olmaları nedeniyle alerjik reaksiyon riski düşüktür. ⁽⁷³⁾
- Düşük plak birikimi özelliklerine sahiptir ve periodontal doku sağlığını sürdürebilir. ^(97,98)

Dezavantajları:

- Diğer kron türlerine kıyasla daha pahalıdır.
- Uygulama sırasında yüksek teknik hassasiyet gerektirir. ⁽⁷³⁾
- Mikro çatlaklar meydana gelebilir.
- Aşırı kuvvet uygulanması durumunda kırılma riski vardır.
- Diş eti altına kadar uzanan kenarlar, kanamaya yol açabilir. ^(99, 100)
- Pasif uyumun sağlanabilmesi için daha fazla preparasyon gerekmektedir.
- Retansiyonun sağlanması yapıştırma simanına bağlıdır, seramik restorasyonların klinik başarısı büyük ölçüde kullanılan siman materyaline ve simantasyon tekniğine bağlıdır. ⁽¹⁰¹⁾

Kullanım Alanları:

- Hem anterior hem de posterior dişlerin restorasyonunda kullanılabilir.
- Estetik beklentilerin yüksek olduğu durumlarda tercih edilir. ⁽⁷³⁾
- Çok yüzeyle çürüklerde,
- Pulpotomi veya pulpektomi restorasyonlarında,
- EÇÇ’de, yüksek çürük riski taşıyan hastalarda,
- İnsizal kenarları içeren çürüklerde
- Kırık dişlerde kullanılması uygundur. ⁽¹⁰²⁾

2.5.7 Laboratuvar Destekli Kompozit Resin Kronlar

Çürük veya kırık süt üst kesici dişlerin doğrudan kompozit rezin ile restorasyonu, klinisyen açısından çeşitli zorluklar barındırmakta olup, bu materyal ve uygulanan teknik birtakım sınırlamalara sahiptir. ⁽¹⁰³⁾

İlk randevuda çürük temizlenir, diş uygun şekilde hazırlanır, polivinilsiloksan esaslı bir ölçü materyali ile ölçü alınır ve dişe geçici bir restorasyon uygulanır. ⁽¹⁰⁴⁾ İkinci randevuda ise kronların yapıştırılması ve son rötuşların yapılması gerçekleştirilir.

Motisuki ve ark. ⁽¹⁰⁵⁾, indirekt kompozit rezin kronların tutuculuğunu artırmak amacıyla fiber post uygulaması içeren geliştirilmiş bir teknik tanımlamışlardır. Vakum ortamında ışıqla polimerize edilebilmesi, oksijenin polimerizasyonu inhibe etme riskini ortadan kaldırarak materyalin sertleşme etkinliğini artırmaktadır. ⁽¹⁰⁴⁾ Direk kompozit rezin tekniğine kıyasla daha üstün aşınma direnci ve mekanik dayanıklılık sunmaktadır. ^(104, 106) Bu kronların uygulanması için genellikle iki randevu gerekmesi, klinik süreçte bir dezavantaj olarak kabul edilmektedir. ⁽¹⁰⁵⁾

2.5.8 Pediatrik Jacket Kronlar

Pedo Jacket Kronlar, doğal süt dişi rengine (A2) sahip kopolyester bir malzemeden üretilmiştir ve piyasada yalnızca tek bir renk tonunda sunulmaktadır. Bu kronlar esnek olup, makasla kesilerek uzunlukları ayarlanabilir.⁽¹⁰⁷⁾ Strip kronlardan bir diğer farkı, polimerizasyon işlemi tamamlandıktan sonra diş üzerinde bırakılabilmeleridir.⁽¹⁰⁸⁾ Eğer izolasyon sağlanabiliyorsa, rezin siman ile simantasyon yapılır; izolasyon sağlanamadığı durumlarda ise RMCİS kullanılır.⁽¹⁰⁹⁾

Avantajları:

- Uygun maliyetlidir.
- İnce yapısı sayesinde fazla diş preparasyonu gerektirmemektedir.⁽⁷⁷⁾
- Leke tutmaz.
- Çatlamaz.
- Makasla kolayca kesilip şekillendirilebilir.
- Esnek kron seçeneği sunması, süt dişlerinin farklı boyut ve şekillerine uyum sağlamasını sağlar ve özellikle kooperasyon kurulamayan küçük çocuklarda uygulamayı kolaylaştırır.⁽¹¹⁰⁾

Dezavantajları:

- Sadece tek bir boyutta mevcuttur.
- Frez ile şekillendirilemez.⁽⁶⁸⁾
- Oklüzal kuvvetlerle zamanla aşınma meydana gelebilir.
- Tek ve çok açık renk seçeneği ile komşu dişlere göre renk uyumsuzluğu yaratabilir.
- Kopolyester materyalin erime riski nedeniyle bitim freziyle yeniden şekillendirilemez.
- Bitim işlemleri yapılamaz.⁽¹¹¹⁾

2.5.9. New Millennium Kronlar

New Millennium kronları, form açısından jacket kronlar ve strip kronlara benzerlik gösterirken, yapısı laboratuvar destekli kompozit rezin materyalinden oluşmaktadır. Bu kronlar, rezin materyali ile doldurulur ve diş simante edilir.⁽⁶⁸⁾

Avantajları:

- Yüksek hızlı bitirme frezleriyle tamamlanabilir ve şekillendirilebilir, cilalanabilir. ⁽⁶⁸⁾
- Estetik özellikleri yüksektir. ⁽¹¹²⁾

Dezavantajları:

- Kırılgandır
- Pahalıdır.
- Yeterli nem kontrolü gerektirir. ⁽⁶⁸⁾
- Periodontal hastalık varlığında, derin kapanış görülen durumlarda ve retansiyon için yeterli diş dokusunun bulunmadığı olgularda kullanım endikasyonu yoktur. ⁽⁷³⁾

2.5.10. Prefabrike Fiberglass Kronlar

Fiber materyaller, biyouyumlulukları ve yüksek mekanik dayanımları sayesinde uzun süredir çeşitli dental uygulamalarda başarıyla kullanılmaktadır. Fiberle güçlendirilmiş kompozitler, yalnızca mekanik dirençleriyle değil, aynı zamanda kolay şekillendirilebilmeleri, göreceli esneklikleri, estetik görünüşleri ve ayarlanabilir fiziksel özellikleriyle de klinik alanda tercih edilmektedir. Son yıllarda, özellikle süt dişlerinin restoratif tedavisinde kullanılmak üzere geliştirilen prefabrike fiberglass kronlar, birçok avantaj sunmasına rağmen literatürde bu materyallerle ilgili sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır. ⁽¹¹³⁾

Fiberglass kronlar, aramid, karbon veya kuvars fiber ağlarının dental uygulamalara uygun rezin matris içerisine entegre edilmesiyle üretilmektedir. Tamamen beyaz, metal içermeyen ve bisfenol A (BPA) içermeyen bu kronlar, biyouyumluluk ve estetik açısından önemli avantajlar sunar. ⁽¹¹⁴⁾ Yapısal olarak %25 ile %85 arasında fiber içerebilirken, ideal kullanım aralığı genellikle %30 ile %70 arasında değişmektedir. Geriye kalan hacim ise rezin matrisi ve dolgu partiküllerinden oluşmaktadır. Üretim sırasında kullanılan fiberglass ağ tabakalarının sayısı genellikle bir ile üç arasında değişmekte olup, tabaka kalınlığı arttıkça ek katmana ihtiyaç duyulmamaktadır. ⁽¹¹⁵⁾

Avantajları:

- Estetik özellikler sunarlar.
- Sterilize edilebilirler. ⁽¹¹⁴⁾

Dezavantajları:

- Yüksek deformasyon riski taşırlar.
- Çok düşük kırılma noktası bulunur.
- Düşük dayanıklılığa sahiptirler.
- Kullanım ömrü kısa olabilir. ^(114, 116)

2.5.11. Artglass Kronlar

Artglass kronlar, Glastech olarak da bilinir ve çapraz bağlı yapıya sahip 3B moleküler ağ oluşturan polimer camdan üretilmiştir. ⁽¹¹⁷⁾ Mikro cam ve silika dolgular içerdiğinden, strip kronlara kıyasla daha yüksek dayanıklılık ve estetik sunar. Uzun kullanım ömrü bakımından porselenlerle karşılaştırılabilir niteliktedir. ^(68, 117) Her diş için 6 boyutta üretilmişlerdir. Diş yüzeyine kompozit rezin ile simante edilmektedir. ⁽¹¹¹⁾

Avantajları:

- Estetiklerdir. ⁽¹¹¹⁾
- Renk stabilitesi iyidir.
- Aşınmaya karşı direnci doğal mine gibidir. Karşıt dişte aşınmaya sebep olmaz. ⁽⁶⁸⁾

Dezavantajları:

- Bağlantı problemleri görülebilir.
- Genelde başarısızlık sebebi ise diş yüzeyi ile olan bağlantıdaki problemlerden kaynaklanmaktadır. ⁽¹¹²⁾

2.5.12. Edelweiss Pediyatrik Kronlar

Edelweiss pediyatrik kronlar, nanohibrit kompozitten üretilmiş, lazer sinterlenmiş ve önceden polimerize edilmiş yüksek dolduruculu kronlardır. Kendi malzemesiyle simante edilmesi önerilir fakat CİS veya RMCİS ile de yapıştırılabilir. ⁽¹¹⁸⁾

Avantajları:

- Doğal diş minesinin anatomik yapısını taklit eder.
- Biyouyumlu, estetik ve fonksiyonel olup antibakteriyel ve plak direncine sahiptir. ⁽⁹⁹⁾
- Gerekli diş hazırlığı minimum seviyededir ve sadece çürük temizliği ile sınırlıdır.

- Doğal diş gibi kesilebilir.
- Ağız içinde kolayca uyumlanabilir.
- Parsiyel olarak sürmüş süt dişlerinde de kullanılabilir.
- Üç farklı boyutta üretilmiştir. ⁽¹¹⁸⁾

2.5.13. Pedo Pearls Kronlar

Pedo Pearls kronlar, ilk olarak 1980 yılında piyasaya tanıtılmış olup, alüminyum içeren ve epoksi rezinle kaplanmış kronlardır. ⁽¹¹⁹⁾ Bu kronlar, pre-veneer kronlar grubuna dahil edilebilir. Estetik bir diş rengi görünümü kazandırmak amacıyla epoksi boya ile kaplanmış alüminyumdan üretilmişlerdir. ⁽¹²⁰⁾ Kronların simantasyonunda, geleneksel yapıştırma simanı yerine self-cure veya dual-cure kompozit materyallerin kullanılması tavsiye edilmektedir. ⁽¹¹⁹⁾

Avantajları:

- Sağ-sol fark etmeksizin kullanılabilirler. ⁽¹¹⁹⁾
- Kolayca kesilebilir ve şekillendirilebilirler.
- Çatlamadan şekil verilebilirler.
- Sonradan kompozit eklenebilir. ⁽⁶⁸⁾

Dezavantajları:

- Daha az dayanıklıdır.
- Yumuşak yapıları nedeniyle, bruksizm öyküsü bulunan hastalarda Pedo Pearls kronların kullanımından kaçınılmalıdır. ^(68, 108, 121)

2.5.14. Bioflx Kronlar

Bioflx kronlar, NuSmile (Houston, ABD) tarafından piyasaya sürülmüş olup, dayanıklılık ve esneklik gerektiren uygulamalarda yaygın olarak tercih edilen biyouyumlu, yüksek darbe dayanımına sahip hibrit rezin polimerinden üretilmiştir. ^(17, 122)

Kronlar metal içermez, Bis-GMA içermez. ⁽¹⁶⁾ Anatomik servikal konveksiteye (dişin doğal kıvrımına) esnek uyum sağlar, bu yönüyle PÇK'lara benzer. Konservatif (minimal) diş aşındırması gerektirir. ⁽¹²³⁾ Önerilen 1–1,5 mm okluzal azaltma, PÇK hazırlığıyla uyumludur. Simantasyon için, RMCİS veya CİS önerilmektedir. ⁽¹⁷⁾

Avantajları:

- Otoklav sterilizasyonuna dayanacak şekilde tasarlanmıştır.

- Kronların “esnek” veya “aktif uyum” olarak adlandırılan esnekliği, diş üzerine kolay yerleştirme sağlar. ⁽¹⁶⁾
- Makasla kesilebilirler.
- Diş rengindedir, estetikdir. ⁽¹²⁴⁾
- İç yüzeyinde klinik yerleştirmeyi kolaylaştıran lazer işaretlemeler bulunur. ⁽¹⁷⁾
- Lekelenmeye karşı dirençli olacak şekilde tasarlanmıştır,
- Üreticiye göre, Bioflx kronlarının aşınma direnci, PÇK’larla karşılaştırılabilir düzeydedir. ⁽¹⁹⁾

Dezavantajlar:

- Bruksizm hastalarında kullanılamazlar.
- Hall tekniği için uygun değildirler.
- Retansiyon sağlamak amacıyla kıvrılamazlar. ⁽¹⁷⁾

2.6. Kron Simantasyonu İçin Klinik Uygulama Adımları

2.6.1. PÇK’ların Klinik Uygulama Adımları

PÇK uygulamasında başarıyı etkileyen en kritik basamaklardan biri, dişin uygun şekilde hazırlanmasıdır. PÇK’ların kullanımı sırasında, kronun diş “tık” sesiyle tam oturması sağlanmalıdır. Bu nedenle lokal anestezi genellikle gereklidir ve işlem esnasında lastik örtü (rubber dam) kullanımı önerilmektedir. EÇÇ gibi yaygın madde kaybı içeren durumlarda, diş preparasyonundan önce uygun pulpa tedavisinin uygulanması gerekebilir.

Dişin klinik hazırlığı aşağıdaki aşamaları içermelidir:

1. Dişte mevcut olan tüm çürük dokular ve eski restorasyonlar tamamen uzaklaştırılmalıdır.
2. Oklüzal yüzeyde yaklaşık 1,5 mm’lik bir azaltma yapılmalı ve tüm aksiyel iç aç kenarları yuvarlatılmalıdır.
3. Mezial proksimal yüzeyde, daraltılmış fissür frezi ya da elmas frez kullanılarak temas alanı azaltılmalı veya kaldırılmalı; bu işlem sırasında komşu diş zarar verilmemesine dikkat edilmelidir. Aynı işlem distal yüzey için de gerçekleştirilmelidir.
4. Proksimal marjinler, belirgin bir basamak oluşturulmadan hazırlanmalı ve marjinal sınırın yaklaşık 1 mm subgingivalde sonlanması sağlanmalıdır.

Bukkal ve lingual yüzeylerde ise genellikle yalnızca aksiyal kenarların yuvarlatılması yeterlidir.

5. Birden fazla komşu diş kron yerleştirileceği durumlarda, kronun kolay yerleşebilmesi için proksimal yüzeylerde daha fazla azaltma yapılmalıdır. Bu aşamada periodontal sond ile temas kontrolü sağlanmalıdır.
6. Proksimal yüzeylerde madde kaybı mevcutsa, servikal çıkıntı bölgesinde ek bukkal azaltma gerekebilir.
7. Tüm keskin kenarlar ve iç açi çizgileri yuvarlatılmalı ve preparasyonun genel durumu klinik olarak kontrol edilmelidir.
8. Kron yerleştirilirken, lingualden bukkale doğru yönlendirilerek hafif basınçla oturtulmalı ve marjinal kenarların dişeti sınırının yaklaşık 1 mm altına adapte olduğundan emin olunmalıdır. Bu boyutlandırma ve yerleştirme aşaması, özellikle sıkı proksimal temas, çapraşık diş dizilimi ya da mezial-distal yönde madde kaybı bulunan olgularda büyük önem taşır.⁽¹²⁵⁾

2.6.2. PZK'ların Klinik Uygulama Adımları

Diş, herhangi bir basınç uygulanmaksızın kronun pasif şekilde oturabileceği şekilde hazırlanmalıdır. PZK'lar, PÇK'lara göre çevresel diş kesiminde (yaklaşık %20 oranında) daha fazla aşındırma gerektirebilir. EÇÇ görüldüğü durumlarda, diş preparasyonu öncesinde gerekli endodontik tedavi planlaması yapılmalıdır.

1. İnsizal uzunluk yaklaşık 1–1,5 mm olacak şekilde kısaltılmalı, oklüzal yüzey ve santral oluk ise doğal konturlar takip edilerek benzer ölçüde azaltılmalıdır. Redüksiyonun homojen bir şekilde yapılması, kronun pasif yerleşimi açısından önemlidir.
2. Kronun klinik uyumu açısından, proksimal kontak alanlarında yeterli açılım sağlanmalı ve bu bölgelerde uygun miktarda doku uzaklaştırılmalıdır. Aksi takdirde, istenilen marjinal adaptasyon elde edilemeyebilir.
3. Tüm yüzeylerden çevresel olarak yaklaşık %20–30 oranında (0,5–1,25 mm) aşındırma yapılması önerilir. Redüksiyon işlemi, tüm yüzeylerde kademeli, paralel ya da hafif konverjan olacak şekilde gerçekleştirilmelidir. Anterior dişlerde ise ince taper uçlu bir insizal sonlanma tercih edilmelidir.
4. Preparasyon sınırı, dişeti seviyesinin yaklaşık 1–2 mm apikaline kadar feather-edge formunda uzatılmalıdır. Alt kesim (ledge) veya girinti oluşumuna izin

verilmemelidir. Bu sayede kronun marjinal kenarları dişeti çizgisine uyum sağlayarak, sağlıklı bir gingival adaptasyon ve iyi bir retansiyon sunar.

5. Kronun dişeti hizasındaki iç yapısı dikkate alınarak, aşırı servikal aşındırmadan kaçınılmalıdır. Fazla madde kaybı kronun retansiyonunu olumsuz etkileyebilir. Bu nedenle, subgingival alanda ince taper uçlu elmas frezlerle kontrollü bir yaklaşım önerilir.
6. Tüm çizgi açıları ve yüzey geçişleri yumuşatılmalı, keskin kenarlar ortadan kaldırılmalıdır. Kronun oklüzal temaslarda interferansa neden olmaması için karşıt dişlerle olan açıklık kontrol edilmeli; subgingival bölgede kalabilecek çıkıntılar ya da kesim hataları son kez gözden geçirilmelidir.
7. PZK, marjinal adaptasyonun ve pasif oturma doğruluğunu değerlendirmek amacıyla preparasyonu tamamlanmış diş üzerine yerleştirilmeden önce klinik olarak denenmelidir. Kronun dişeti dokularında basınç oluşturmada subgingival olarak yerleşmesi beklenir. Eğer kronun iç yüzeyi kontamine olmuşsa, yüzey temizliği uygun yöntemlerle (örneğin kumlama veya yüzey temizleyici ajanlar kullanılarak) sağlanmalıdır. Uygun kron boyutu seçilmeli ve gerekiyorsa ek diş preparasyonu yapılmalıdır. Birden fazla kron uygulanacaksa, hepsi aynı anda denenerek uyum ve okluzyon değerlendirilmelidir.
8. Ancak ilave preparasyona ihtiyaç duyulması hâlinde zirkonya restorasyonlar için uygun olan özel frezler ve bol su soğutması kullanılarak minimal düzeyde aşındırma yapılabilir. Kron marjinlerinin inceltilmesi veya insizal/proksimal alanlarda lokal kısaltmalar uygulanabilir. Herhangi bir yüzey düzensizliği oluştuğunda, pürüzsüzlük sağlamak için uygun polisaj işlemi gerçekleştirilmelidir.
9. Simantasyon öncesinde preparasyon yüzeyleri tükürük, kan ve debrislerden tamamen temizlenmelidir. Gerekirse hemostatik ajanlar veya yumuşak doku kontrol yöntemleri kullanılabilir. PZK'ların simantasyonunda; rezin bazlı simanlar, RMCİS'ler ya da biyouyumlu özel simanlar tercih edilebilir. Endodontik tedavi görmüş dişlerde pulpa odası, simantasyon öncesinde uygun uygun bir koruyucu dolgu materyali ile kapatılmalıdır. Kron yerleştirildikten sonra yeterli uyum sağlanana kadar sabit pozisyonda tutulmalı, ardından fazla siman artıkları dikkatlice uzaklaştırılmalıdır. Simantasyon tamamlandıktan sonra oklüzal uyum değerlendirilerek gerekirse düzeltmeler yapılmalıdır. ⁽¹²⁶⁾

2.6.3. Bioflx Kronların Klinik Uygulama Adımları

Restoratif işlemler öncesinde, lokal anestezi uygulanması genellikle gereklidir ve lastik örtü (rubber dam) ya da eşdeğer izolasyon yöntemlerinin kullanılması şiddetle önerilmektedir. Hazırlık sırasında, kronun ilgili dişe tam ve aktif uyum sağlayacak şekilde yerleştirilmesine olanak tanıyacak biçimde diş şekillendirilmelidir. EÇÇ gibi durumlarda, çürük miktarına bağlı olarak diş preparasyonu öncesinde veya sonrasında uygun pulpa tedavisinin planlanması gerekebilir.

1. Tüm çürük dokular uzaklaştırılmalıdır.
2. Oklüzal yüzey, doğal morfolojik konturları takip edecek biçimde, tüm oklüzal alanı kapsayacak şekilde 1,5–2,0 mm arasında uniform bir azaltma ile şekillendirilmelidir. Bu aşamada bukkal ve lingual tüberküller, santral oluk ve marjinal sırtlar da dahil olmak üzere, klinik kronun oklüzal yapısı yeniden düzenlenmelidir.
3. Taper formda fissür ya da elmas frezler ile mezial proksimal yüzey boyunca, yaklaşık 1 mm'lik azaltma yapılmalıdır. Aynı işlem distal yüzeye de uygulanmalı ve her iki proksimal kesim, oklüzal yüzeyle uyumlu olacak şekilde hafif konverjan olmalıdır.
4. Kronun pasif olarak oturmasına imkân tanıyacak şekilde, bukkal ve lingual yüzeylerdeki tüm belirgin çıkıntılar ve bombelikler uzaklaştırılmalıdır.
5. Tüm keskin kenarlar, nokta ve çizgi açıları yuvarlatılmalı ve geçişler yumuşatılmalıdır.
6. Birden fazla bitişik dişe kron yerleştirilmesi planlanıyorsa, yeterli interproksimal azaltma sağlanmalı ve kron yerleştirilmesini kolaylaştıracak şekilde alan oluşturulmalıdır. Bu aşamada son şekil kontrolü yapılmalıdır.
7. Kron, lingualden vestibule doğru yerleştirilmeli ve bukkal çıkıntı üzerinden geçerek yerine oturtulmalıdır. Uygun servikal adaptasyon sağlamak için, kronun marjinal sınırının dişeti seviyesinden yaklaşık 0,5–1,0 mm subgingival uzanım göstermesi sağlanmalıdır. Kron, tam oturduktan sonra geri sıçrama (bounce-back) göstermemelidir.⁽¹²⁷⁾

2.7. Yapıştırıcı Simanlar

Restoratif diş hekimliğinde kullanılan yapıştırma simanlarının hem biyolojik hem de fiziksel özellikler açısından belirli kriterleri karşılaması beklenir. Bu materyallerin,

klirik başarıyı sürdürebilir kılacak şekilde diş ve evre dokularla uyumlu, mekanik olarak dayanıklı ve kullanıcı dostu nitelikte olması gerekmektedir.

İdeal bir siman materyalinde bulunması gereken başlıca özellikler şunlardır:

- Diş ve evre yumuşak dokularla biyouyumlu olmalıdır.
- Uygun viskoziteye ve düşük film kalınlığına sahip olmalıdır.
- Klinik uygulama sırasında yeterli çalışma süresi tanınmalıdır.
- Ağız içi sıvılarda çözünmemeli, uzun dönem stabilite sağlamalıdır.
- Yüksek kompresif ve çekme dayanımına sahip olmalıdır.
- Mine, dentin, alaşımlar, porselen, akrilik rezin gibi farklı yüzeyle güçlü adeziv bağlanma göstermelidir.
- Mikrosızıntıyı önlemeli, marjinal sızdırmazlık sağlamalıdır.
- Pulpayı termal etkiler, kimyasal irritasyon ve galvanik akımlardan koruyabilmelidir.
- Toksik olmamalı; pulpal dokuda irritasyona veya alerjik reaksiyonlara yol amamalıdır.
- Estetik açıdan yeterli translusenslik ve renk stabilitesi sunmalıdır.
- Kullanılan klinik aletlere yapışmamalıdır.
- Uygulama prosedürü pratik ve kullanıcı hatalarına karşı toleranslı olmalıdır.
- Ekonomik olarak ulaşılabilir olmalıdır. ^(128, 129)

2.7.1. Çinko Fosfat Simanlar

Çinko fosfat simanlar, 1878 yılında dental kullanıma girmiş olup, uzun yıllar boyunca indirekt restorasyonların simantasyonunda “altın standart” olarak kabul edilmiştir. Günümüzde modern yapıştırıcı sistemlerin gelişmesine rağmen, bu materyal hâlâ bazı klinik durumlarda tercih edilmektedir. ⁽¹³⁰⁾

Çinko fosfat simanlar, toz ve sıvı formda sunulmakta olup, sertleşme işlemi bir asit baz reaksiyonuna dayanmaktadır. Bu reaksiyon, pozitif yüklü çinko iyonları ile negatif yüklü fosfat iyonları arasında gerçekleşmektedir. ⁽¹³¹⁾ Fosforik asit, çinko oksit partiküllerinin yüzeyine etki ederek reaksiyonu başlatır. ⁽¹³²⁾ Diş yapısına kimyasal bağ oluşturmayan bu simanlar, yalnızca mikromekanik retansiyonla tutuculuk sağlar. Karışımın başlangıcında oldukça düşük olan pH seviyesi (~2,0), pulpa dokusunda irritasyon riskini artırabilmektedir. Bu nedenle, dentin tübüllerine asidik penetrasyonu

önlemek amacıyla smear tabakasının korunması önerilmektedir. ^(133, 134) Sertleşme tamamlandığında simanın pH'ı 4,5–5,0 seviyelerine yükselmekte olup, bu değer kullanılan markaya göre değişkenlik gösterebilir. ⁽¹³⁵⁾

Çinko fosfat simanlar genellikle tam metal ve metal-seramik kronların, parsiyel sabit protezlerin, metal destekli seramik restorasyonların ve slip-döküm alumina kronlarının simantasyonu amacıyla kullanılmaktadır. ⁽¹³⁰⁾

Avantajları:

- Yüksek basma dayanımı sayesinde restorasyonlara mekanik direnç kazandırır.
- Uygun çalışma süresi, klinik manipülasyona olanak sağlar.
- İnce film kalınlığı, iyi marjinal adaptasyon sağlar.
- Düşük maliyetlidir, ekonomik bir alternatif sunar.
- Uzun dönem klinik başarılar, materyalin güvenilirliğini desteklemektedir. ^(130, 136)

Dezavantajları:

- Kimyasal bağlanma sağlamaz, sadece mikromekanik tutuculuk sunar.
- Yüksek çözünürlük, özellikle marjinal bölgelerde materyalin zamanla kaybına neden olabilir.
- Düşük çekme dayanımı ve viskozite, bazı klinik durumlarda sınırlayıcı olabilir.
- Antikaryojenik etki göstermez, flor salımı bulunmamaktadır.
- Başlangıçta düşük pH ($\approx 2,0$) nedeniyle pulpal hassasiyet riski taşır.

Pulpa irritasyonu, özellikle yeterli dentin kalınlığı olmayan durumlarda oluşabilir. ^(133-135, 137)

2.7.2. Polikarboksilat Simanlar

Çinko polikarboksilat siman, 1968 yılında piyasaya sürülmüş olup, dişe hem mekanik hem de kimyasal bağlanma özelliği sunan ilk dental simanlardan biridir. ⁽¹³⁶⁾ Bu materyalin geliştirilmesindeki temel amaç, çinko fosfat simanların dayanıklılığı ile çinko oksit öjenol simanların biyoyumluluğu ve dentin bağlanma kapasitesini bir araya getiren bir sistem oluşturmaktır. ⁽¹³⁸⁾

Polikarboksilat simanlar, çinko oksit tozu ve polialkenoik (genellikle poliakrilik) asit içeren bir likitten oluşur. ⁽¹³⁶⁾ Karışım işlemi sırasında soğuk siman camı ya da özel siman karıştırma kâğıdı kullanılarak yaklaşık 36–60 saniye boyunca manipülasyon

yapılır. Karıştırma hızının artırılması, viskoziteyi azaltarak uygulama kolaylığı sağlar. Ortalama çalışma süresi yaklaşık 7 dakika civarındadır. ^(136, 139)

Sertleşme, asit-baz reaksiyonu ile gerçekleşir. Diş dokularına bağlanma, simanın içeriğinde bulunan serbest karboksilik grupların dişin kalsiyum iyonlarıyla şelasyon oluşturması sayesinde sağlanır. ⁽¹³³⁾ Poliakrilik asit moleküllerinin büyük yapısı, dentin tübüllerine penetre olmasını engelleyerek biyouyumluluğu artırır. ⁽¹³⁶⁾

Avantajları:

- Diş dokularına kimyasal bağlanma sağlar, bu da retansiyon açısından avantaj sunar.
- Yüksek biyouyumluluk sayesinde pulpa artırır. (Minimal irritasyon oluşturur.
- Mikrosızıntıyı azaltabilir, bu da sekonder çürük riskini düşürür.
- Orta düzeyde flor salımı sayesinde antikaryojenik potansiyel taşır.
- Klinik olarak güvenli kullanım süresi (yaklaşık 7 dakika) uygulamaya olanak sağlar. ^(136, 138)

Dezavantajları:

- Sıkıştırma ve çekme dayanımları, çinko fosfat simanlara kıyasla daha düşüktür.
- Fonksiyonel kuvvetlere karşı plastik deformasyon gösterme eğilimindedir.
- Asidik ağız ortamında çözünürlüğü artabilir, bu da uzun dönem başarısını sınırlayabilir.
- Yüksek viskozite, özellikle marjinal adaptasyonu zorlaştırabilir.
- Artık simanların temizliği zordur, restorasyon kenarlarında kusurlara yol açabilir.
- Düşük retansiyon kapasitesi, yalnızca yeterli makromekanik tutuculuk sunan preparasyonlarda etkili olabilir. ^(133, 136, 139)

2.7.3. Cam İyonomer

CİS'ler, 1969 yılında Wilson ve Kent tarafından üretilmiştir. Polikarboksilik asit, ince kalsiyum bazlı fluoroaluminosilikat (FAS) cam, su ve tartarik asit karışımıyla üretilmektedir. ^(140, 141) Ayrıca, sitrik asit ve tartarik asit, CİS'lerin reaksiyon hızını düzenleyici ajanlar olarak eklenir. ⁽¹⁴²⁾

Avantajları:

- Diş dokusuna benzer termal genleşme katsayısına sahiptirler.

- Rezin içerikli materyallere bağlanabilirler.
- Florür salarak sekonder çürük oluşumunu önleyebilirler.⁽¹⁴³⁾
- Dentin yüzeyine kimyasal olarak bağlanarak izolasyon sağlarlar.
- Su emici özellikleri sayesinde ağız içi zorlayıcı ortamlara uyum gösterebilirler.
- Simantasyon sonrası artık materyaller çevre dokulardan kolayca temizlenebilirler.⁽¹⁴⁴⁾

Dezavantajları:

- Estetik özellikleri düşüktür.
- Uygulama sırasında teknik hassasiyet gerektirirler.⁽¹⁴⁵⁾
- Eğilme mukavemetleri düşüktür.
- Yüksek Young's modülü nedeniyle büyük kuvvetlere karşı yeterince dayanıklı değildirler.
- Gevrek (brittle) bir yapıya sahiptirler.
- Yüksek çözünürlük ve düşük mekanik dayanıklılık gösterirler.^(141, 146)
- Cam iyonomerler yüksek stres altındaki bölgelerde kullanıma uygun değildir.⁽¹⁴⁰⁾

2.7.4. Rezin Modifiye Cam İyonomer Simanlar (RMCİS)

%80 CİS ve %20 rezin esaslı hibrit bir restoratif materyalin kombinasyonundan oluşmaktadır.⁽¹⁴⁷⁾ Toz bileşeni, FAS cam partiküllerinden; sıvı bileşeni ise HEMA (2-Hidroksietil metakrilat), metakrilat grupları, poliakrilik asit, tartarik asit ve %8 oranında sudan oluşmaktadır.⁽¹⁴⁸⁾ Sertleşme reaksiyonu, asit-baz ve polimerizasyon reaksiyonu olmak üzere iki fazdan oluşmaktadır.⁽¹⁴⁹⁾

Süt dişlerinde RMCİS materyalinin kullanımı, geleneksel CİS'ler ile benzer endikasyonlara sahiptir. Bununla birlikte, süt dişlerinde Sınıf I, II, III ve V restorasyonlarda ve genç daimî dişlerde fissür örtücü olarak kullanılabileceği belirtilmiştir.^(150, 151)

Avantajları:

- Mine ve dentine kimyasal olarak bağlanırlar.
- Çevredeki diş yapısına flor vererek iyon alışverişinde bulunabilirler.
- Diş yapısına benzer termal genleşmeye sahiptirler.
- Biyouyumludurlar.

- Kompozitlere ve kompomerlere kıyasla neme karşı daha az hassastırlar.
- Rezin içeriği sayesinde aşınma direnci ve kırılma dayanıklılığı artmakta, estetik özellikleri iyileştirilmektedir.

Dezavantajları:

- Kırılmaya karşı dayanıklılıkları düşük seviyededir.
- Fiziksel dayanıklılıkları ve aşınma dirençleri yetersiz olduğu için çiğneme kuvvetlerine tam olarak karşı koyamamaktadırlar.

Bu nedenlerle, süt molar dişlerinde genellikle Sınıf V ve bazı Sınıf I restorasyonlarla sınırlı kalmışlardır.⁽¹⁵²⁾

2.7.5. Rezin Simanlar

Rezin simanlar, düşük film kalınlığı, uygun çalışma süresi ve sertleşme süresi gibi avantajlar sunan, düşük viskoziteli kompozit materyallerdir ve geniş bir klinik uygulama yelpazesine sahiptirler.⁽¹³⁸⁾ Geleneksel simanların aksine, hidrojel matriksi yerine polimer matriksi oluşturarak restorasyon diş boşluğunu doldururlar. İlk nesil metil metakrilat bazlı rezin simanlar, 1950'li yıllarda geliştirilmiş olup diş yapısına bağlanamama, yüksek polimerizasyon büzülmesi, yüksek termal genleşme katsayısı ve su emilimine bağlı mikrosızıntı gibi dezavantajlara sahipti. Bununla birlikte, çözünürlük açısından diğer simanlara göre daha üstün bir performans sergiledikleri bildirilmiştir.⁽¹⁵³⁾

Rezin simanlar, içeriklerine göre akrilik rezin simanlar, modifiye akrilik rezin simanlar ve kompozit rezin simanlar olarak sınıflandırılır.⁽¹⁵⁴⁾ Sertleşme mekanizmasına göre de üç sınıfa ayrılır: kendi kendine sertleşen (self-cure), ışıkla sertleşen (light-cure) ve her iki mekanizmayı içeren (dual-cure) rezin simanlar.⁽¹³⁸⁾ Günümüzde ticari olarak bulunan rezin simanların çoğu dual-cure özellik taşımakta olup, hem ışığın ulaştığı bölgelerde hızlı polimerizasyon sağlamak hem de ışığın ulaşamadığı bölgelerde kimyasal olarak sertleşmeyi tamamlamaktadır.⁽¹⁵⁵⁾

Kimyasal Sertleşen Rezin Simanlar

Bu simanlar, sınırlı renk seçeneklerine sahiptir ve translusenslik sunmazlar⁽¹⁵⁶⁾, inhibitör ve peroksitlerin bozunabilir olması nedeniyle raf ömürleri sınırlıdır ve mekanik özellikleri zamanla etkilenebilir.⁽¹³⁴⁾

Işıklı Sertleşen Rezin Simanlar

Bu gruptaki simanlarda polimerizasyon, kamforkinon gibi başlatıcıların ışıyla aktivasyonu yoluyla gerçekleşir. Bu yöntem sayesinde kontrollü sertleşme ve uzun çalışma süresi sağlanabilir. ⁽¹⁵⁷⁾ Ancak bu simanlar, yalnızca ışığın ulaşabildiği ince restorasyonlarda ($\leq 1,5$ mm) etkili olabilir. ^(158, 159)

Dual-Cure Rezin Simanlar

Dual-cure simanlar hem kimyasal hem de ışıyla sertleşme özelliklerini bünyesinde barındırır. Işıyla başlatılan sertleşme süreci tamamlanamadığında kimyasal aktivasyon devreye girerek polimerizasyonu tamamlar. ⁽¹⁶⁰⁾ Mine yüzeyinde, dual cure simanların bağlanma dayanımı, sadece ışıyla polimerize olan simanlara göre daha yüksektir. ⁽¹⁶¹⁾ Ancak, kimyasal sertleşmenin ışıyla erken başlatılması, mekanik özelliklerin tam gelişimini engelleyebileceğinden, ışık uygulamasının geciktirilmesi önerilmektedir. ⁽¹⁶²⁾

Bağlanma Mekanizmalarına Göre Sınıflandırma

Rezin simanlar yalnızca polimerizasyon mekanizmasına göre değil, bağlanma sistemlerine göre de total-etch, self-etch ve self-adhesive olarak sınıflandırılabilir ⁽¹⁶³⁾ Total-etch sistemler, fosforik asit ve adeziv ajan gerektirdiğinden en güçlü bağlanma sunar, ancak klinik uygulaması karmaşıktır. Self-adhesive simanlar ise herhangi bir ön işlem olmaksızın doğrudan uygulanabilir ve uygulama kolaylığı sunar. ^(163, 164)

Avantajları:

- Yüksek fiziksel ve mekanik dayanıklılık sağlarlar.
- Seramik restorasyonlarla birlikte kullanıldıklarında kırılma direncini artırır.
- Farklı substratlara bağlanma kabiliyetleri yüksektir.
- Renk ve opasite seçenekleri geniştir.
- Ağız sıvılarında çözünürlükleri düşüktür.
- Minimal invaziv preparasyona izin verirler.
- Kısa kron boyuna sahip dişlerde tutuculuğu artırabilirler. ^(153, 155, 165, 166)

Dezavantajları:

- Simantasyon öncesi hazırlık süreci karmaşık ve zaman alıcıdır.
- Polimerize olduktan sonra fazla simanların uzaklaştırılması zordur ve cerrahi araç gerektirir.

- Oksijen ile temas sonucu yüzeyde sertleşmemiş yapışkan tabaka oluşabilir ve bu marjinal açıklıklara neden olur.
- Marjinal sızıntıya bağlı olarak postoperatif hassasiyet ve sekonder çürük gelişebilir.
- Geleneksel simanlara kıyasla film kalınlığı daha fazladır ve maliyetleri yüksektir. ⁽¹⁶⁷⁾

2.9. Sonlu Elemanlar Analizi ile İlgili Temel Kavramlar

2.9.1 Kuvvet

Bir cismin uzayda yer değiştirmesine veya şekil değiştirmesine neden olan etkidir, vektörel bir büyüklüktür; yön, süre, şiddet, dağılım gibi özelliklere sahiptir. Kuvvetin şiddeti; Newton(N), kilogram-kuvvet (kgf), gram-kuvvet (gf), ons (oz) veya dyne (dyn) cinsinden belirtilebilir. ⁽¹⁶⁸⁾

2.9.2 Gerilme (Stress)

Birim alana uygulanan kuvvet miktarına stres denir. Bir yapıya deformasyona neden olabilecek bir kuvvet uygulandığında, bu kuvvete karşı bir direnç gelişir. Kuvvet uygulanan yapıda gerçekleşen bu direnç stres olarak adlandırılır. Oluşan stres pratikte ölçülemeyen için kesit alanına uygulanan dış kuvvet ölçülür. Stres σ ya da S harfleriyle gösterilir. Stres, birimi kuvvetin birim alana oranıyla ifade edilir ($1 \text{ Pa} = 1 \text{ N/m}^2 = 1 \text{ MN/mm}^2$) ⁽¹⁶⁹⁾

Kuvvet uygulanan cisimde 3 farklı stres tipi ortaya çıkabilmektedir.

-Basma stresi (sıkıştırma): Bir cismi sıkıştırmaya zorlayan aynı doğrultuda ve aynı yönlü iki kuvvetin oluşturduğu strestir.

-Çekme stresi: Bir cismi uzamaya zorlayan aynı doğrultuda ancak zıt yönlü iki kuvvetin oluşturduğu strestir.

-Makaslama stresi: Bir cismi zıt yönde kaymaya zorlayan farklı doğrultularda ve farklı yönde paralel iki kuvvetin oluşturduğu strestir. Cisimlerin deforme olmasına ve bükülmesine neden olmaktadır. ^(170, 171)

2.9.3. Gerinim (Strain)

Bir cisme kuvvet uygulandığında birim alanda oluşan boyutsal değişimdir. Gerinim,

bir kuvvet değil sadece büyüklüktür. Gerinim denklemi, cisme uygulanan kuvvetin etkisi sonucu oluşan boyutsal değişimin cismin başlangıç boyutuna oranıdır ve “Gerinim (Strain) = Boyuttaki Değişim / İlk Boyut” şeklinde hesaplanmaktadır.

Gerinim değeri genel olarak % ile ifade edilmektedir. ⁽¹⁷²⁾

2.9.4. Poisson Oranı

Cismin elastik sınırları içerisinde olmak koşuluyla, uygulanan germe veya çekme kuvvetleri altında boyundaki birim boyut değişiminin, enindeki birim boyut değişimine oranı Poisson oranı olarak tanımlanır. Bir cisme çekme kuvveti uygulandığında, kuvvet yönünde uzama meydana gelirken, kuvvete dik olan diğer boyutlarda kısalma gözlemlenir. Yumuşak cisimler, çekme sırasında çapraz kesitte daha fazla azalma gösterir ve Poisson oranı daha yüksek olur. ^(172, 173)

2.9.5. Elastisite Modülü (Young’s Modülü)

Gerilim (stres), gerinime oranıdır. Kuvvet uygulandığında materyalde oluşan elastik şekil değişikliğinin ölçüsüdür ve gerilim-gerinim grafiğinde lineer ve elastik kısmın eğiminden ölçülür. Bu, materyalin sertlik derecesini belirtir; elastisite modülü yüksek olan materyallerin deformasyona karşı direnci artar. Gerilim-gerinim grafiğindeki eğim, materyalin sabit sertlik derecesini belirttiği için, uzunluk ve kalınlık artışlarından bağımsız bir değerdir. Bu nedenle, bu değer materyalin dayanıklılık ve esneklik özelliklerini belirtmez. ⁽¹³⁴⁾

2.9.6. Deformasyon

Stres oluşturan tüm kuvvet uygulamalarında, kuvvet uygulanan maddede deformasyon meydana gelir. Basma şeklinde uygulanan kuvvetlerde ise, cisimde kısalma ve kalınlaşma gözlemlenir. ⁽¹⁷³⁾

2.10. Sonlu Elemanlar Yöntemi

Sonlu Elemanlar kavramı ilk olarak 1922 yılında Adolf Hurwitz ve Richard Courant tarafından ortaya atılmıştır. 1943 yılında ise Courant, bu kavramı titreşim sistemlerinde ortaya çıkan torsiyon problemleri için yaklaşık çözümler elde etmek amacıyla, Ritz sayısal analiz yöntemini kullanarak uygulamıştır. ⁽¹⁷⁴⁾ 1956 yılında Turner ve çalışma arkadaşları, farklı tasarımlara sahip yapıların sertlik ve eğilme gibi mekanik özelliklerini analiz eden bir makale yayımlamışlardır. ⁽¹⁷⁵⁾

Gerçek anlamda "Sonlu Elemanlar Yöntemi" terimi, 1960 yılında R. W. Clough⁽¹⁷⁶⁾ tarafından yayımlanan "Düzlem Gerilmesi Analizinde Sonlu Elemanlar Yöntemi" başlıklı makalesinde ilk kez kullanılmıştır. 1970'li yıllarda bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler, enerji, savunma sanayi ve yeni araçların üretimi gibi pek çok sektörde devrim niteliğinde değişimlere yol açmıştır ve ilk olarak, diş hekimliğinde fotoelastisite testlerinin yerine uygulanmıştır. SEA, gerilme analizi için kullanılan sayısal bir yöntemdir ve her bir bileşenin gerilme ile deformasyonunu hesaplamak amacıyla bir dizi hesaplama prosedürünü içerir; bu da nihayetinde bir model çözümünün elde edilmesini sağlar. ^(175, 177)

Sonlu elemanlar yönteminde, bir geometrik yapı oluşturulur ve bu yapı küçük elemanlara ayrılarak düğüm noktaları aracılığıyla birbirine bağlanır. Elemanlar ile düğümler arasındaki gerilme dağılımını açıklayan ve sınırlı sayıda denklemden oluşan bir sistem aracılığıyla analiz gerçekleştirilir. ⁽¹⁷⁸⁾ "Sonlu elemanlar" ve düğümlerin büyüklüğü, sayısı ve düzeni, sonuçların doğruluğunu etkiler. ⁽¹⁷⁹⁾

Sonlu elemanlar yöntemi, 2B ve 3B olarak uygulanabilir. ⁽¹⁸⁰⁾ Teknolojinin gelişmesi, SEA'nın 2B modellemelerden 3B modellemelere evrilmesini sağlamıştır. ⁽²⁷⁾ 2B ve 3B modelleme arasındaki fark, 3B modellerin daha gerçekçi olması ve insan anatomisi, restorasyonlar ile implant bileşenleri arasındaki biyomekanik etkileşimlerin daha doğru bir temsilini sunmasıdır. Ancak, 3B modeller 2B modellere kıyasla daha fazla deneyim gerektirir. Computer-Aided Designing (CAD) sürecinde modelleme, çözümleme ve çıktıların yorumlanması aşamalarında, 2B veya 3B modelleme tercihinin yapılması; ele alınacak problemlerin karmaşıklığına, istenen doğruluk seviyesine, sonuçların uygulanabilirliğine ve analizde incelenecek yapıların özelliklerine bağlıdır. ^(177, 181) Çalışmalar, 3B sonlu elemanlar yönteminin dişlerdeki gerilme analizinde, 2B yöntemden daha doğru sonuçlar sağladığını göstermektedir. ⁽¹⁸²⁾

SEA'nın ilk adımı, incelenecek yapının geometrisinin oluşturulmasıdır. Bu geometri, daha sonra "elemanlar" adı verilen küçük birimlere ayrılır. Elemanlar, kendi sınırlarında bulunan ve "düğüm noktaları" (nodes) olarak adlandırılan sayılarla birbirine bağlanır. Elemanların düğüm sayısı ve dolayısıyla serbestlik dereceleri, elde edilecek çözümün doğruluğunu etkiler. Bu şekilde, bir ağ yapısı oluşturulur ve bu ağ, düğümlerin karmaşık bir sistemiyle yapılandırılmış bir ızgaraya benzer. ^(175, 177)

Düğümlerin sayısı arttıkça, ağ daha hassas hale gelir. Bu düğümler, malzeme boyunca farklı yoğunluklarda yerleştirilir ve büyük miktarda gerilme alacak alanlar, gerilme almayan alanlardan daha fazla eleman yoğunluğuna sahip olacaktır.⁽¹⁷⁵⁾ Ağ, malzeme ve özelliklerini (elastik modül, Poisson oranı ve akma dayanımı) simüle etmek için şekillenir ve bu, malzemenin farklı koşullarda yük altındayken nasıl tepki vereceğini belirler.^(175, 177) 2B modellemede, üçgen ve dörtgen elemanlar farklı düğüm sayıları ile kullanılabilir; dörtgen elemanlar ise genellikle daha yaygındır. Dörtgen elemanlar, kullanılan sonlu eleman yazılımına bağlı olarak dört, sekiz veya on iki düğümlü olabilir. 3B SEA'da ise, kullanılan farklı eleman türleri arasında koni (wedge), altıgen (hexagonal) ve tetrahedral elemanlar bulunur. Altıgen elemanlar, 3B SEA'da en sık kullanılan elemanlardır. Tetrahedral elemanlar ise nadiren kullanılır.⁽¹⁸³⁾

SEA'nın sınırlamaları olduğu önemle belirtilmelidir. SEA modellemesinin doğruluğu, örneğin geometrinin ve yüzey özelliklerinin simülasyonundaki hassasiyete bağlıdır. Diş hekimliğinde ve dişlerde SEA, modelin sınırları ve dahil edilen bilgilerin kapsamı ile sınırlıdır. Çiğneme fonksiyonları ve hareketleri, yalnızca statik yükleme altında simüle edilebilir; burada özellikler izotropik ve doğrusal elastik olarak ayarlanır. Modelleme sırasında yapılan varsayımlar ve kullanılan yazılımın sınırlamaları, SEA'nın klinik bir durumu ne kadar taklit edebileceğini sınırlar.⁽¹⁷⁷⁾

Sınırlamalarını göz önünde bulundururken, SEA'nın birçok faydası vardır; çünkü uygulanan kuvvetlerin konumunu, büyüklüğünü ve yönünü analiz etmeyi ve stres noktalarını yerleştirmeyi mümkün kılar, bu da teorik olarak ölçülebilir.⁽¹⁸⁴⁾ Ayrıca, malzemelerin fiziksel özellikleri yeniden atanabilir veya değiştirilebilir ve örneğin fiziksel bir tahribat olmadan simülasyonlar kolayca tekrarlanabilir.⁽¹⁸⁵⁾

Avantajları:

- Değişkenler kolayca değiştirilebilir.
- Malzeme kullanımı gerektirmeden simülasyon yapılabilir.
- Maksimum standardizasyon sunar ve maksimum gerilme ve yer değiştirme noktalarını görselleştirmeye yardımcı olur.⁽¹⁷⁷⁾
- SEA yöntemi ile oldukça karmaşık geometriye sahip cisimler rahatlıkla ve güvenli bir şekilde analiz edilebilir.
- Neden sonuç ilişkisine bağlı sorunlar, yapının bütünü yerine daha küçük bir bölüm üzerinde çözümlenerek, tüm yapıya ait kuvvetler ve yer değiştirmeler

cinsinden formüle edilebilir. Bu yaklaşım, problemin basitleştirilmesini sağlayarak, sorunların daha kolay anlaşılmasına ve çözülmesine olanak tanır.

- Analitik ve deneysel metotlardan çok daha hassas sonuçlar vermektedir. ⁽¹⁸⁶⁾

Dezavantajları:

- Farklı malzemeler kullanılan, karmaşık yüklemeler yapılan karmaşık tasarımlarda hatalı sonuçlar alınabilir. ⁽¹⁷⁷⁾
- Analiz gerçekleştirilirken malzeme özelliklerinin sisteme girişi doğru yapılmalıdır. Modellerin malzeme özellikleri malzemeyi tam olarak temsil etmeyebilir.
- Analiz yapılabilmesi için ciddi bilgi birikimi, teknoloji bilgisi ve zaman gereklidir. ⁽¹⁸⁷⁾
- Kullanılan yazılım programları devamlı güncellenmelidir. ⁽¹⁸⁸⁾

SEA üç temel aşamada gerçekleşir: ⁽¹⁷⁷⁾

- Hazırlık aşaması (Pre-processing): Bu aşamada manyetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi görüntülerinin bilgisayar yazılımına aktarılması veya bilgisayar destekli dizayn (CAD) ile, iki boyutlu (2B) veya üç boyutlu (3B) model hazırlanır, modellenen yapı eleman adı verilen geometrik parçalara bölünerek ağ yağısı oluşturulur, materyal özellikleri (elastik modülü ve poisson oranları), yükleme koşulları ve sınır koşulları belirlenir.
- Çözümleme (Processing): Bilgisayar yazılımı ile yazılım formülasyonları, ters çevirme, çarpma ve çözümleme gibi hesaplamaların yapıldığı aşamadır.
- Sonuç işlemi (Post-processing): Sonuçlar ve doğrulamalar bu aşamada alınır.

SEA'da kullanılan birçok yazılım programı vardır;

ABAQUS Explicit, ANSYS, Dytran, Femfat, Hypermesh, Ls-dyna, Madymo,

Magmasoft, MSC Nastran, Pro mechanical, Star-CD, Tosca, Unigraphics. ^(189, 190)

2.11. Kuvvet Analiz Yöntemleri

Kuvvet analizleri, herhangi bir cisme etki eden kuvvetlerin cisim içerisinde oluşturduğu stresleri ve bunların dağılımını incelemek, ayrıca yoğunlaştıkları bölgeleri belirlemek amacıyla gerçekleştirilen analizlerdir. ^(191, 192)

Diş hekimliğinde kuvvet analiz yöntemleri şu şekilde sınıflandırılmıştır:

1. Fotoelastik stres analiz yöntemi Gerilim ölçer (Strain gauge) kuvvet analiz yöntemi
2. Gerilim ölçer (Strain gauge) kuvvet analiz yöntemi
3. Holografik interferometre (Lazer ışınları) ile kuvvet analiz yöntemi
4. Kırılma vernikle kaplama tekniği ile kuvvet analiz yöntemi
5. Radyotelemetri ile kuvvet analiz yöntemi
6. Termografik kuvvet analiz yöntemi
7. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ⁽¹⁹³⁾

Fotoelastik gerilme analizi, saydam cisimler içinden geçen polarize ışığın kırılma prensibine dayanan ve özellikle geometrik olarak karmaşık yapılarda kuvvet akışının incelenmesine olanak sağlayan bir gerilme analiz yöntemidir. Polarize ışık demeti, üzerine kuvvet uygulanmış fotoelastik bir materyalden geçtiğinde, farklı hızlarda ilerleyen dikey titreşimlere dönüşür. Polariskop cihazı sayesinde bu titreşimler gözlemlenerek mekanik gerilmenin yoğunlaştığı bölgeler tespit edilir. ⁽¹⁹⁴⁾ Yöntemin avantajları arasında; ucuz ve kullanışlı olması, mekanik sorunlar hakkında genel bilgi sağlaması ve obje içerisinde yükleme koşullarını sergilemesi sayılabilir. ⁽¹⁹⁵⁾

2.11.1. Fotoelastik stres analiz yöntemi

Sentetik reçine içerisine yerleştirilen yapılarda oluşan streslerin polarize ışık altında değerlendirildiği yöntemdir. ⁽¹⁹⁶⁾ Polarize ışığın saydam nesnelerin içinden geçerken çift kırılması esasına dayanmaktadır. Fotoelastik yöntemin en büyük avantajı, ağız yapıları gibi karmaşık yapılardaki gerilmeleri görselleştirme ve tüm modeldeki gerilme modellerini gözlemleyerek araştırmacının gerilme büyüklüğünü lokalize etmesine ve ölçmesine olanak sağlamasıdır. ⁽¹⁹⁷⁾

Bu yöntemde kompleks yapılar içinde meydana gelen mekanik iç baskı ve stresler, gözle görülebilir ışık taslakları haline dönüşür. Yani fotoelastik yöntem, saydam cisimler içinden geçen polarize ışığın çift kırılması olayına dayanan optik bir olaydır. Polarize ışık hüzmesi, yüklenmiş bir materyalden geçtiği zaman maddeyi farklı hızlarda geçen dikey titreşimlere dönüşür. Bu faz farkı Polariskop cihazı ile gözlenir. ^(198, 199)

2.11.2. Gerilim Ölçer Stres Analiz Yöntemi

Gerilim ölçerler, yapıların belli bir kuvvete maruz kaldığında iç yapısında oluşan doğrusal şekil değişikliklerinin tespitinde kullanılan aletlerdir. ⁽²⁰⁰⁾ Yöntemin

avantajları arasında, nicel değerlendirmeye olanak sağlaması, elde edilen verilerin matematiksel analizlerde kullanılabilmesi ve *in vivo* koşullarda uygulanabilirliği yer almaktadır. Dezavantajları arasında ise, gerinim ölçerlerin boyutları nedeniyle, küçük objelerde kullanımının sınırlı olması ve farklı güçler altında benzer gerinim sonuçlarının ölçülebilmesi sayılabilir. ⁽²⁰¹⁾

2.11.3. Kırılğan Vernikle Kaplama Tekniği ile Kuvvet Analiz Yöntemi

İncelenecek yapı üzerine vernik malzemesi homojen şekilde püskürtülür ve model fırınlanarak sertleşmesi sağlandıktan sonra istenilen yönde ve şiddette model üzerine kuvvet uygulanır. Kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgelerde çatlaklar meydana gelerek, kuvvet hatlarının doğrultusu belirlenmiş olur. ⁽¹⁹⁸⁾

2.11.4. Lazer Işını ile Gerilim Analiz Yöntemi

Yüzeyde oluşan deformasyonların değerlendirilmesinde kullanılan oldukça hassas bir metottur. Holografik film üzerinde lazer ışını kullanılarak analizi yapılan nesnenin 3B görüntüsü kaydedilir. İncelenen cismin başlangıç ve ısı veya mekanik deformasyon sonrasında oluşan şeklin çekimi arasında oluşan saçak alanı farklılıkları (deformasyon alanları) değerlendirilir. ⁽²⁰²⁾ Pürüzlü nesnelerin statik ve dinamik değişimleri hassas bir şekilde ölçülebilir. ⁽¹⁹⁸⁾

2.11.5. Termografik Gerilim Analiz Yöntemi

Uygulanan kuvvet karşısında materyal içerisinde oluşan moleküler düzeydeki ısı değişimlerinin ölçülmesini sağlayan yöntemdir. Kızılötesi tarayıcının kullanıldığı yöntemde döngüsel olarak uygulanan yorulma testi esnasında örnek yüzeyindeki sıcaklık artışı görüntülenir ve sıcaklık artışının ölçümü yapılır. ⁽¹⁸⁶⁾

Homojen, izotropik materyallerin periyodik olarak yüklenmesi sonucunda ısıda oluşan periyodik değişimlerin materyalin ilgili noktasındaki asal streslerin toplamı ile doğrudan orantılı olması prensibine dayanır. ⁽¹⁹⁸⁾

2.11.6. Radyotelemetri ile Gerilim Analiz Yöntemi

Radyotelemetri yönteminde bir güç kaynağı, radyotransmitter, bir alıcı, örneğe yapıştırılmış gerilimölçerler, gerilimölçer yükselticisi, anten ve bir veri kaydedici bulunmaktadır. Gerilim ölçer modelere sabitlenmesinin ardından modele kuvvet uygulanır ve meydana gelen direnç farkından frekans değerleri hesaplanarak stres analiz edilmektedir. Kablo içermemesi yöntemin en büyük avantajıdır. ⁽¹⁹⁸⁾

3.GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda, mandibuler süt ikinci molar diş geleneksel CİS, RMCİS ve dual cure rezin siman kullanılarak PÇK, PZK ve Bioflx kronlar simante edildi ardından çiğneme kuvvetlerini taklit edecek fonksiyonel kuvvetler uygulanarak, SEA ile oluşan von Mises stres değerlerinin incelenmesi amaçlandı.

Çalışmamızın Alanya Alaaddin Keykubat Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından 18.12.2024 tarihinde 3/3 sayılı karar ile etik olarak uygunluğu onaylandı.

3B sonlu elemanlar geometrik modellerinin oluşturulması ve analizleri Ondokuz Mayıs Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makina Mühendisliği bölümünde gerçekleştirildi. Bu çalışmada analizlerin çözümünde Intel(R) Core i7-4930K 3.40 GHz işlemci, 34 GB RAM, 64 Bit konfigürasyonundaki bilgisayar kullanıldı.

Çalışma 6 aşamada gerçekleştirilmiştir:

1. Mandibular süt ikinci molar dişin 3B modelinin CAD ortamında oluşturulması,
2. Modelin ABAQUS yazılımına aktararak sonlu eleman modeline dönüştürülmesi,
3. Katmanların oluşturulması ve modelin preparasyonu
4. Kronal restorasyonların ve siman materyallerinin (young's modülü ve poisson oranı bu aşamada) eklenmesiyle 3B modellerin oluşturulması
5. Ağ yapısının oluşturulması
6. Lateral ve dik kuvvetlerin yüklenmesi

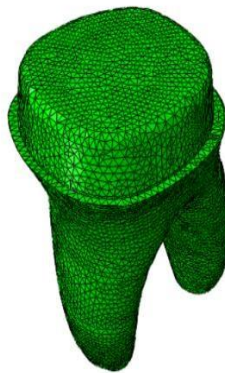
Karma dentisyon dentiform diş modeli, ağız içi tarama cihazı dijital ölçüleri ağız içi tarayıcı (TRIOS 3; 3Shape, Kopenhag, Danimarka) kullanılarak alındı, bilgisayar ortamına 3B aktarıldı, Wheeler⁽²⁰³⁾ diş atlasından alınan mandibuler süt ikinci molar dişin kron-kök oranından faydalanılarak, taranan modeldeki kron-kök oranının doğruluğu kontrol edildi, geometrik veriler manuel olarak gözden geçirildi.

3B diş modelimiz stereolitografi (STL) dosyaları formatında kaydedildi. STL formatı 3B modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Bu formatta düğümlerin koordinat bilgileri de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Gerçek tarama görüntülerine birebir sadık kalınarak, STL

modelindeki düzensizliklerin düzeltilmesi, olası boşlukların doldurulması ve modelin pürüzsüzleştirilmesi amacıyla Solidworks'te katı yeni 3B model oluşturuldu. Preparasyon ve siman tabakaları için dilimleyici düzlemler/yüzeyler oluşturuldu ve ABAQUS'e aktarıldı. ABAQUS'te dilimleyici yüzeyler kullanılarak katı modelin preparasyonu yapıldı. PÇK, PZK ve Bioflx kronların üretici firma tarafından belirtilen uygulama talimatları doğrultusunda, preparasyon sürecinde önerilen kesim aralıkları dikkate alınmış ve tüm modeller için ortak bir preparasyon değeri standartlaştırılarak uygulanmıştır. (125-127)

Öncelikle sağlam diş modelinin mine tabakası oklüzal yüzeyden 1,5 mm olacak şekilde azaltıldı. Ardından, diş dokusu çevresel olarak inceltilmiş ve dişi simantasyonuna hazırlamak için diş eti çizgisinin altından 1 mm'lik bıçak kesimi yapıldı. Bu işlem sonunda dentin kalınlığının %30'u korunmuştur. Bioflx için önerilen preparasyon hazırlığı da (1–1,5 mm oklüzal azaltma) geleneksel PÇK hazırlığıyla uyumludur. Kullanım talimatlarında bukkal ve lingual kesimin gerekli olmadığını belirtilmesine rağmen uygulanmıştır.

Öncelikle sağlam diş modelinin mine tabakası oklüzal yüzeyden 1,5 mm olacak şekilde azaltıldı. Ardından, diş dokusu çevresel olarak inceltilmiş ve dişi simantasyonuna hazırlamak için diş eti çizgisinin altından 1 mm'lik bıçak kesimi yapıldı. Bu işlem sonunda dentin kalınlığının %30'u korunmuştur. Bioflx için önerilen preparasyon hazırlığı da (1–1,5 mm oklüzal azaltma) geleneksel PÇK hazırlığıyla uyumludur. Kullanım talimatlarında bukkal ve lingual kesimin gerekli olmadığını belirtilmesine rağmen uygulanmıştır.



Şekil 3.1 Preparasyon yapılmış ve mesh(ağ) yapısı oluşturulmuş diş modeli

Preparasyonun tamamlanmasını takiben siman tabakası, kronal restorasyonlar için katmanlar oluşturuldu. Kronal restorasyonların ve siman materyallerin modellemesi üreticilerin tariflediği ve literatürde belirtilen kalınlıklar dikkate alınarak gerçekleştirildi. PÇK kalınlığı 0.13 mm, PZK kalınlığı 0,8 mm, Bioflx kron kalınlığı 0,6 mm ve yapıştırıcı siman kalınlığı 100 µm olacak şekilde modellemeler yapıldı. (125-127)

Kontrol grubu olarak sağlam diş geometrisine sahip diş yapısı seçildi. Karşılaştırmalar için üç farklı tam kronal restorasyon (PÇK, PZK ve Bioflx kron) ve bunlarla beraber uygulanabilecek üç farklı yapıştırıcı materyal (CİS, RMCİS ve dual cure rezin siman) ile toplam dokuz model oluşturuldu.

- Kontrol grubu: Sağlam diş modeli.
- Model 1: PÇK'nın CİS ile simante edildiği diş modeli.
- Model 2: PÇK'nın RMCİS ile simante edildiği diş modeli.
- Model 3: PÇK'nın dual cure rezin siman ile simante edildiği diş modeli.
- Model 4: PZK'nın CİS ile simante edildiği diş modeli.
- Model 5: PZK'nın RMCİS ile simante edildiği diş modeli.
- Model 6: PZK'nın dual cure rezin siman ile simante edildiği diş modeli.
- Model 7: Bioflx kronun CİS ile simante edildiği diş modeli.
- Model 8: Bioflx kronun RMCİS ile simante edildiği diş modeli.
- Model 9: Bioflx kronun dual cure rezin siman ile simante edildiği diş modeli

Modeller tetrahedral katı elemanlara bölünerek ağ yapı oluşturuldu ve sınır şartları belirlendi. Çalışmamızda oluşturulan modellerin eleman ve düğüm sayıları tabloda listelenmiştir. (Tablo 3.1.)

Tablo 3.1 Kullanılan materyallerin düğüm ve eleman sayısı

	PÇK	PZK	BİOFLX
Düğüm Sayısı	11476	135355	23524
Eleman Sayısı	55751	95742	118857

Sonlu elemanlar analizini uygulayabilmek için diş dokularının elastisite modülü ve poissons oranlarının bilinmesi gerekmektedir. Diş dokuları, kronal restorasyon ve siman materyallerine ait young's modülü ve poisson oranı değerleri programa aktarıldı. (Tablo 3.2.) Modellerdeki tüm yapılar homojen, izotropik ve elastik olarak kabul edildi.

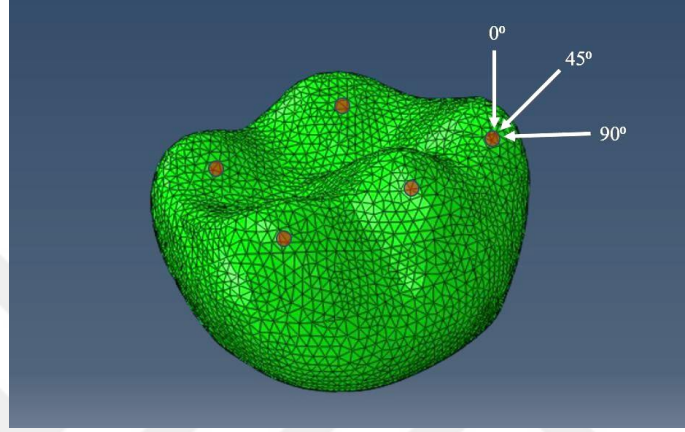
Tablo 3.2 Sonlu elemanlar modelinde kullanılan yapı ve materyallerin mekanik özellikleri

	Young's Modülü	Poisson Oranı
Süt Dişi Minesi ⁽²⁰⁴⁾	80.35	0.33
Süt Dişi Dentini ⁽²⁰⁴⁾	19.89	0.31
Alveolar Kemik ⁽²⁰⁵⁾	11.5	0.30
CİS (Tip 1) ⁽²⁰⁴⁾	10.8	0.30
RMCİS ⁽²⁰⁶⁾	3.7	0.30
Dual Cure Rezin Siman ⁽²⁰⁷⁾	4.9	0.27
PÇK (204)	200	0.33
PZK (204)	242	0.26
Bioflx Kron ⁽²⁰⁸⁾	5.03	0.39

Çalışmada değerlendirilecek olan kontrol grubu ve dokuz modele maksimum çiğneme kuvvetini ve lateral kuvvetleri taklit etmek amacıyla belirli noktalardan farklı yönlerde beş farklı kuvvet uygulandı. Birçok çalışma, süt ve karışık dişlenme döneminde maksimum ısırma kuvvetinin 161 ile 330 N arasında değiştiğini belirtmiştir. ⁽²⁰⁹⁻²¹²⁾ Kuvvet miktarı 330 N kabul edilerek yapılan çalışmalar mevcuttur. ^(209, 213) Bizim çalışmamızda da karışık dişlenme dönemindeki çocuğun maksimum ısırma kuvveti baz alınarak kuvvet 330 N olarak ayarlandı. Çiğneme kuvvetini temsilen noktalar belirlenerek kuvvet bu noktalara eşit olarak dağıtıldı. Yük, bukkal tüberküllerinin dış

eğimlerine üç noktadan ve lingual tüberküllerin iç eğimlerine iki noktadan uygulandı⁽²¹³⁾. Seçilen bu noktalara kuvvet toplamı 330 N olacak şekilde eşit olarak dağıtılarak, ortalama 1,24 mm²'lik alanlar üzerine uygulandı.

Literatürdeki çalışmalar örnek alınarak lateral kuvveti taklit etmek amacıyla dişin uzun aksı ile 0°, 45° ve 90° açı yapacak şekilde ve kuvvet eşit olarak dağıtılarak 1,24 mm²'lik alanlar üzerine 330 N'luk kuvvet uygulandı.^(210, 213, 214)



Şekil 3.2 Kuvvet açıları ve uygulama bölgeleri

Bu çalışmada, simüle edilen dişlere uygulanan fonksiyonel çiğneme kuvvetlerinin diş yapıları ve çevre dokular üzerindeki stres birikimleri analiz edilmiştir. Uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan von Mises gerilim değerleri ve ilgili materyallerde meydana gelen yer değiştirme miktarları dikkate alınarak karşılaştırmalar yapılmıştır. von Mises stres analizinde, yalnızca maksimum stres değerinin olduğu alanlar değil, aynı zamanda önceden tanımlanmış spesifik ölçüm noktalarında oluşan gerilimler de değerlendirmeye alınmıştır.

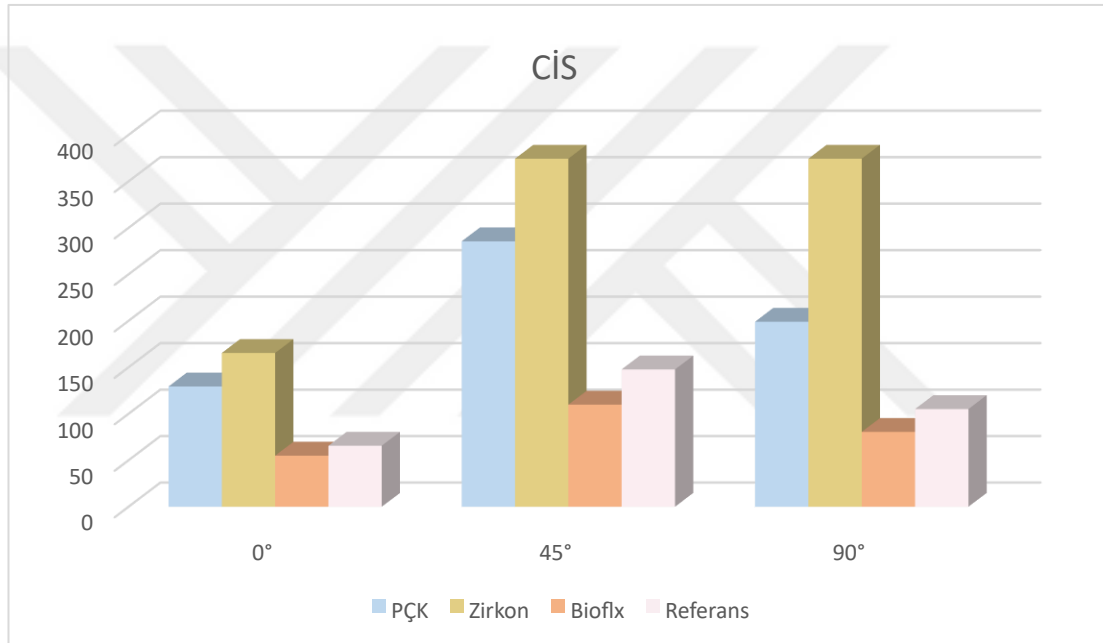
Stres dağılımı, renk skalaları aracılığıyla kırmızıdan maviye doğru azalan bir gradyanla görselleştirilmiş, bu sayede gerilimin şiddeti ve yayılımı açıkça ortaya konmuştur. SEA, lineer (doğrusal) statik analiz protokolü kullanılarak ABAQUS 6.14 yazılımında gerçekleştirilmiştir. Karmaşık yükleme koşullarına bağlı olarak yapısal başarısızlık riskini değerlendirmek amacıyla von Mises eşdeğer stres kriterleri esas alınmıştır. Kron, dentin ve siman tabakalarına ait stres birikimlerinin dağılımı, renk kodlamalı kontur haritaları ile 3B olarak sunulmuştur.

4.BULGULAR

Çalışmada PÇK, PZK ve Bioflx kron uygulanan dişlerde, farklı yapıştırıcı simanlar kullanıldığında ve farklı açılarla uygulanan kuvvetlere bağlı kronlar ve yapıştırıcı simanda oluşan streslerin von Mises stres değerleri ve birim yer değiştirmeleri ölçülerek, aynı şartlar altında kontrol grubundaki dişte oluşan von Mises stres değerleri ve yer değiştirme ile karşılaştırıldı.

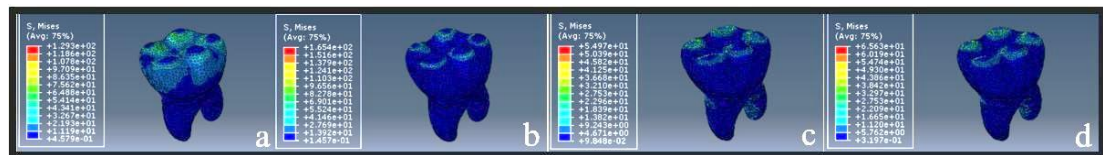
4.1 Kron Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması

4.1.1 CİS ile simante edilen kronların von Mises stres değerleri



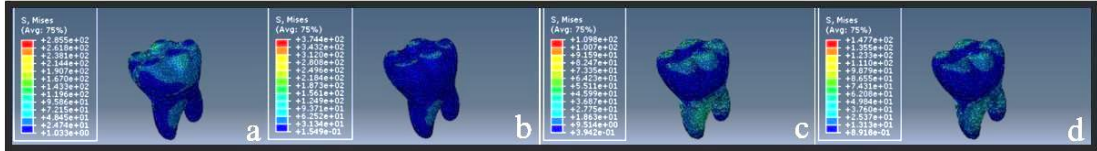
Şekil 4.1 CİS ile simante edilen kronlarda von Mises streslerinin karşılaştırması

Yapıştırıcı materyal olarak CİS kullanıldığında ve dişin uzun aksına 0°'lik kuvvet uygulandığında; stres değerleri PZK'da 165,4 MPa, PÇK'da 129,3 MPa ve Bioflx kronunda 54,97 MPa, referans dişte 65,63 MPa olarak hesaplanmıştır. Bu bulgular, en yüksek stresin PZK'da oluştuğunu, Bioflx kronun üç materyal arasında en düşük stres değerini sergilediğini ortaya koymuştur.



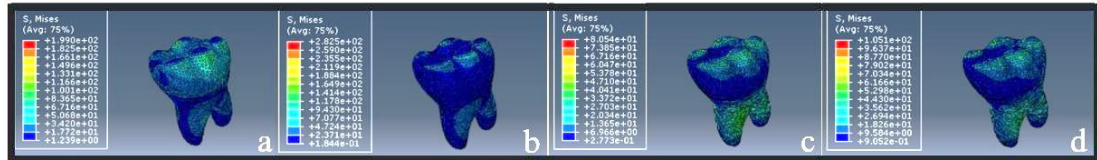
Şekil 4.2 CİS ile simante edilen model üzerine 0° kuvvet uygulandığında kron üzerinde oluşan streslerin dağılımı a. Model 1(PÇK), b. Model 2(PZK), c. Model 3(Bioflx), d. Model 4 (Referans Diş)

Yapıştırıcı materyal olarak CİS kullanıldığında ve dişin uzun aksına 45°'lik kuvvet uygulandığında; stres değerleri PZK'da 374,4 MPa, PÇK'da 285,5 MPa ve Bioflx kronda 109,8 MPa, referans dişte 147,7 MPa olarak görülmüştür. Bu bulgular, en yüksek stresin PZK'da oluştuğunu, Bioflx kronun üç materyal arasında en düşük stres değerini sergilediğini ortaya koymuştur.



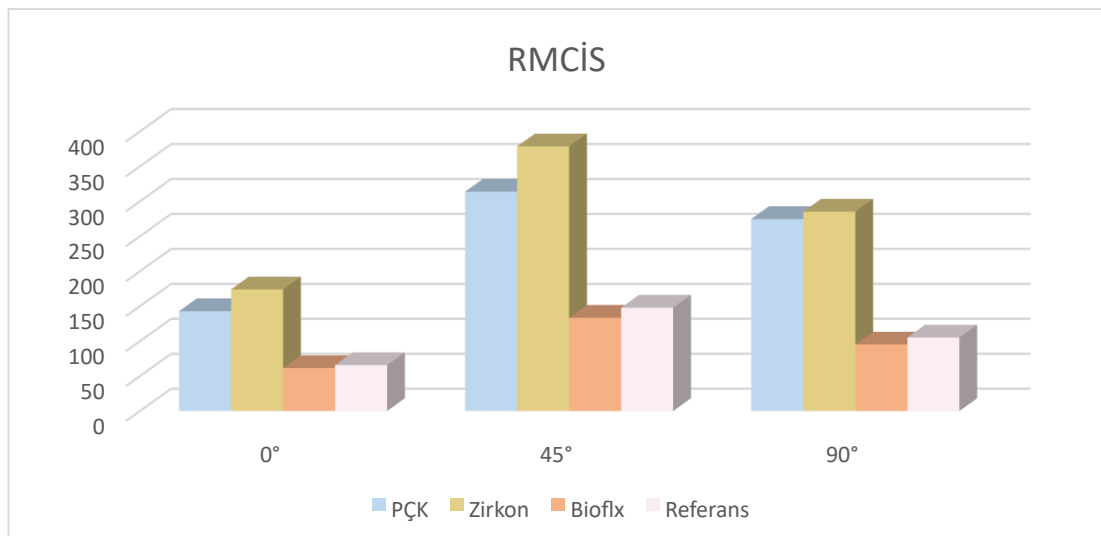
Şekil 4.3 CİS ile simante edilen model üzerine 45° kuvvet uygulandığında kron üzerinde oluşan streslerin dağılımı a. Model 1(PÇK), b. Model 2(PZK), c. Model 3(Bioflx), d. Model 4(Referans Diş)

Yapıştırıcı materyal olarak CİS kullanıldığında ve dişin uzun aksına 90°'lik kuvvet uygulandığında; stres değerleri PZK'da 282,5 MPa, PÇK'da 199 MPa ve Bioflx kronda 80,54 MPa, referans dişte 105,1 MPa olarak olarak görülmüştür. Bu bulgular, en yüksek stresin PZK'da oluştuğunu, Bioflx kronun üç materyal arasında en düşük stres değerini sergilediğini ortaya koymuştur.



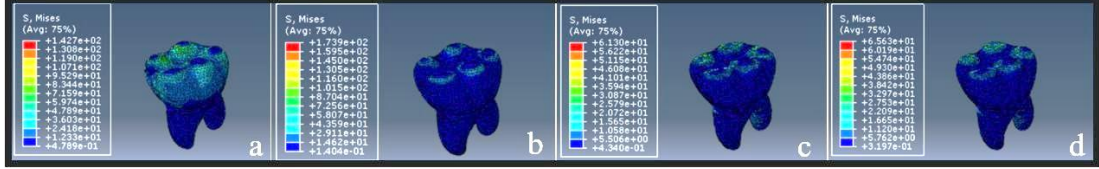
Şekil 4.4 CİS ile simante edilen model üzerine 90° kuvvet uygulandığında kron üzerinde oluşan streslerin dağılımı a. Model 1(PÇK), b. Model 2(PZK), c. Model 3(Bioflx), d. Model 4(Referans Diş)

4.1.2 RMCİS ile simante edilen kronların von Mises stres değerleri



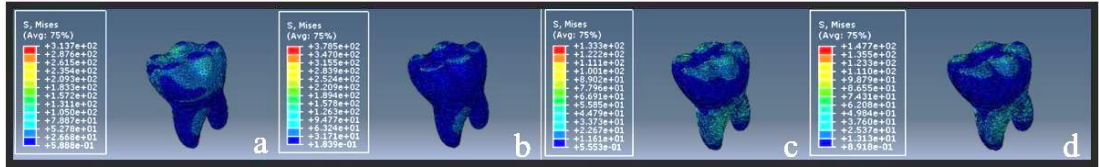
Şekil 4.5 RMCİS ile simante edilen kronlarda von Mises streslerinin karşılaştırması

Yapıştırıcı materyal olarak RMCİS kullanıldığında ve dişin uzun aksına 0°'lik kuvvet uygulandığında; stres değerleri PZK'da 173,9 MPa, PÇK'da 142,7 MPa ve Bioflx kronda 61,3 MPa, referans dişte 65,63 MPa olarak görülmüştür. Bu bulgular, en yüksek stresin PZK'da oluştuğunu, Bioflx kronun üç materyal arasında en düşük stres değerini sergilediğini ortaya koymuştur.



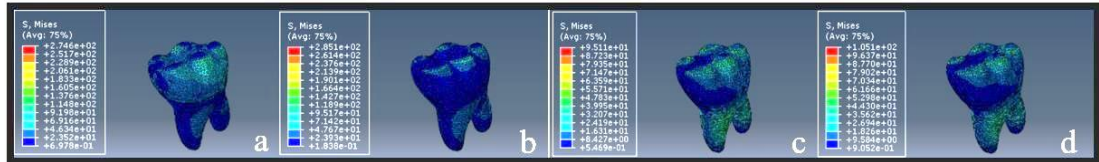
Şekil 4.6 RMCİS ile simante edilen model üzerine 0° kuvvet uygulandığında kron üzerinde oluşan streslerin dağılımı a. Model 1(PÇK), b. Model 2(PZK), c. Model 3(Bioflx), d. Model 4(Referans Diş)

Yapıştırıcı materyal olarak RMCİS kullanıldığında ve dişin uzun aksına 45°'lik kuvvet uygulandığında; stres değerleri PZK'da 378,5 MPa, PÇK'da 313,7 MPa ve Bioflx kronda 133,3 MPa, referans dişte 147,7 MPa olarak görülmüştür. Bu bulgular, en yüksek stresin PZK'da oluştuğunu, Bioflx kronun üç materyal arasında en düşük stres değerini sergilediğini ortaya koymuştur.



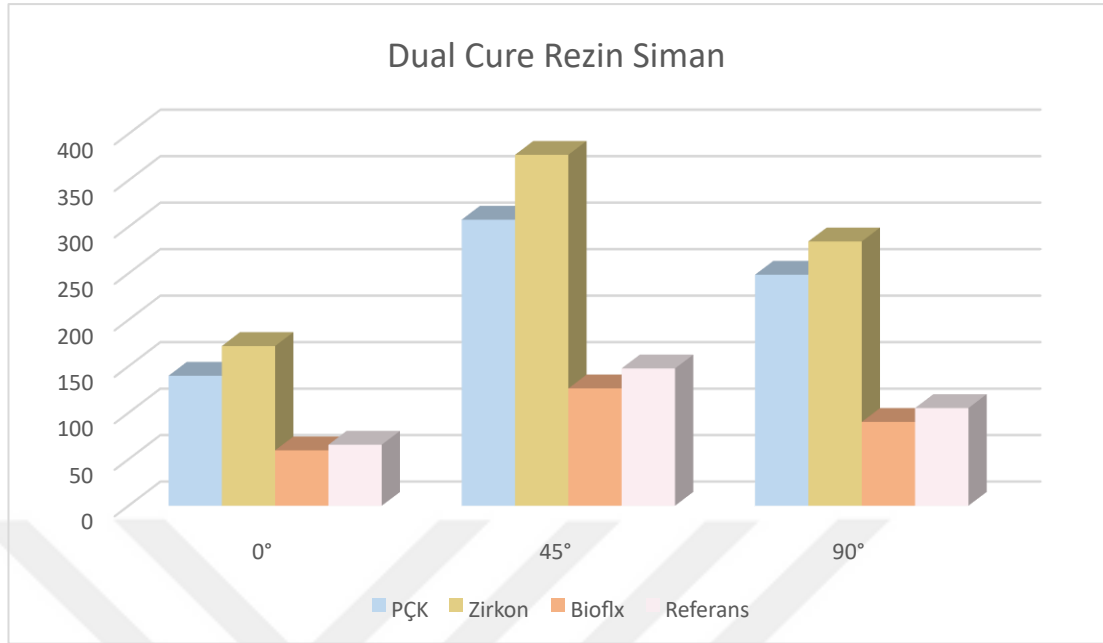
Şekil 4.7 RMCİS ile simante edilen model üzerine 45° kuvvet uygulandığında kron üzerinde oluşan streslerin dağılımı a. Model 1(PÇK), b. Model 2(PZK), c. Model 3(Bioflx), d. Model 4(Referans Diş)

Yapıştırıcı materyal olarak RMCİS kullanıldığında ve dişin uzun aksına 90°'lik kuvvet uygulandığında; stres değerleri PZK'da 285,1 MPa, PÇK'da 274,6 MPa ve Bioflx kronda 95,11 MPa, referans dişte 105,1 MPa olarak görülmüştür. Bu bulgular, en yüksek stresin PZK'da oluştuğunu, Bioflx kronun üç materyal arasında en düşük stres değerini sergilediğini ortaya koymuştur.



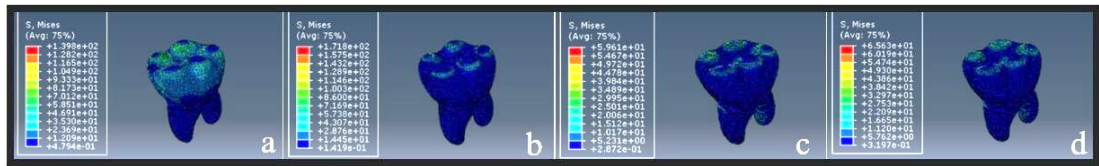
Şekil 4.8 RMCİS ile simante edilen model üzerine 90° kuvvet uygulandığında kron üzerinde oluşan streslerin dağılımı a. Model 1(PÇK), b. Model 2(PZK), c. Model 3(Bioflx), d. Model 4(Referans Diş)

4.1.3 Dual cure rezin siman ile simante edilen kronların von Mises stres değerleri



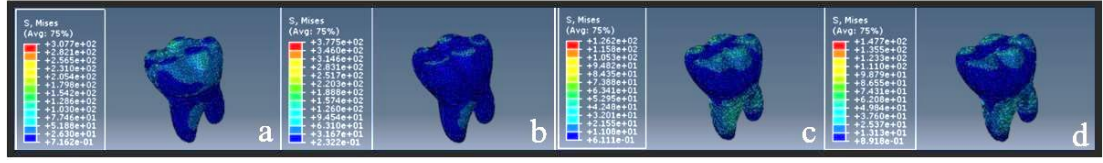
Şekil 4.9 Dual cure rezin siman ile simante edilen kronlarda von Mises streslerinin karşılaştırması

Yapıştırıcı materyal olarak rezin siman kullanıldığında ve dişin uzun aksına 0°'lik kuvvet uygulandığında; stres değerleri PZK'da 171,8 MPa, PÇK'da 139,8 MPa ve Bioflx kronunda 59,61 MPa, referans dişte 65,63 MPa olarak olarak görülmüştür. Bu bulgular, en yüksek stresin PZK'da oluştuğunu, Bioflx kronun üç materyal arasında en düşük stres değerini sergilediğini ortaya koymuştur.



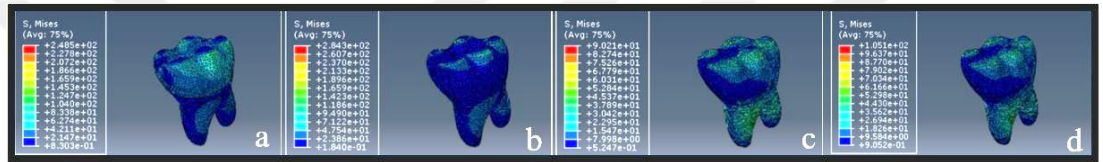
Şekil 4.10 Dual cure rezin siman ile simante edilen model üzerine 0° kuvvet uygulandığında kron üzerinde oluşan streslerin dağılımı a. Model 1(PÇK), b. Model 2(PZK), c. Model 3(Bioflx), d. Model 4(Referans Diş)

Yapıştırıcı materyal olarak rezin siman kullanıldığında ve dişin uzun aksına 45°'lik kuvvet uygulandığında; stres değerleri PZK'da 377,5 MPa, PÇK'da 307,7 MPa ve Bioflx kronunda 126,2 MPa, referans dişte 147,7 MPa olarak olarak görülmüştür. Bu bulgular, en yüksek stresin PZK'da oluştuğunu, Bioflx kronun üç materyal arasında en düşük stres değerini sergilediğini ortaya koymuştur.



Şekil 4.11 Dual cure rezin siman ile simante edilen model üzerine 45° kuvvet uygulandığında kron üzerinde oluşan streslerin dağılımı a. Model 1(PÇK), b. Model 2(PZK), c. Model 3(Bioflx), d. Model 4(Referans Diş)

Yapıştırıcı materyal olarak rezin siman kullanıldığında ve dişin uzun aksına 90°'lik kuvvet uygulandığında; stres değerleri PZK'da 284,3 MPa, PÇK'da 248,5 MPa ve Bioflx kronunda 90,21 MPa, referans dişte 105,1 MPa olarak olarak görülmüştür. Bu bulgular, en yüksek stresin PZK'da oluştuğunu, Bioflx kronun üç materyal arasında en düşük stres değerini sergilediğini ortaya koymuştur.



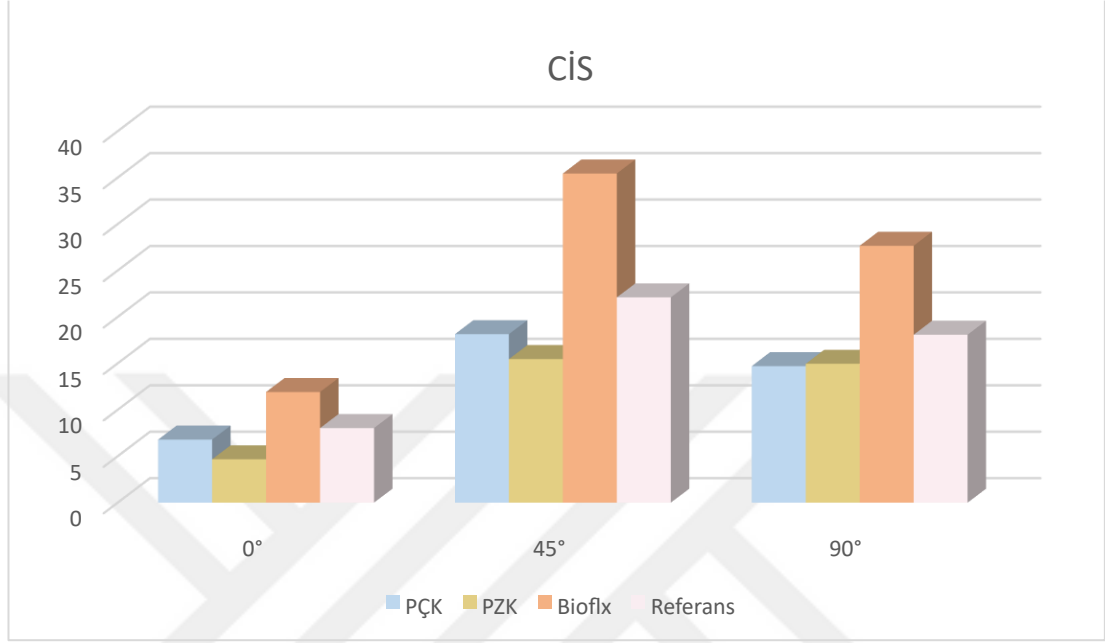
Şekil 4.12 Dual cure rezin siman ile simante edilen model üzerine 90° kuvvet uygulandığında kron üzerinde oluşan streslerin dağılımı a. Model 1(PÇK), b. Model 2(PZK), c. Model 3(Bioflx), d. Model 4(Referans Diş)

Kron tipi ve yapıştırıcı materyali aynı olan modellerde sadece kuvvetin açısı değiştirilerek kıyaslama yapıldığında; kuvvet dişin uzun aksına 45°'den uygulandığında stres en fazla, kuvvet dişin uzun aksına 0 dereceden uygulandığında stres en az görülmüştür. Aynı kron tipi ve kuvvet açısı koşullarında yapıştırıcı materyaller karşılaştırıldığında ise; stresin en az CİS ile, en fazla RMCİS ile simante edilen modellerde ortaya çıktığı belirlenmiştir

Çalışmamızda kronunda biriken stresler değerlendirildiğinde Bioflx kronlar diğer kron tiplerine göre daha düşük stres değerleri gösterirken, PZK'lar diğer kron tiplerine göre daha yüksek stres değerleri göstermiştir.

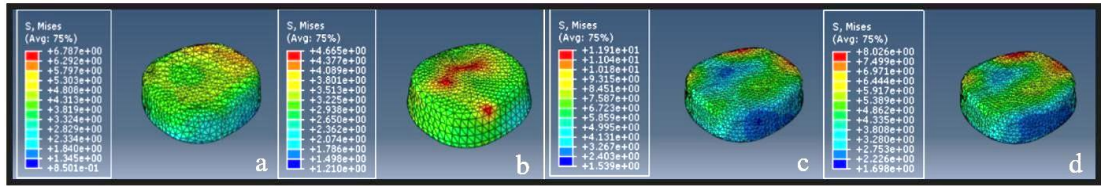
4.2 Dentin Üzerinde Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin Karşılaştırılması

4.2.1 CİS ile simante edilen kronların dentin üzerinde oluşan von Mises stres değerleri



Şekil 4.13 CİS ile simante edilen kronlarda dentinde oluşan von Mises streslerinin karşılaştırması

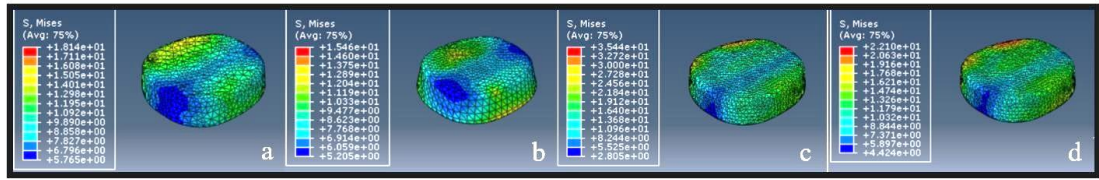
Yapıştırıcı materyal olarak CİS kullanıldığında ve dişin uzun aksına 0°'lik kuvvet uygulandığında, dentinde oluşan stres değerleri PZK için 4,665 MPa, PÇK için 6,787 MPa ve Bioflx kron için 11,91 MPa, referans diş için 8,026 MPa olarak olarak görülmüştür. PZK en düşük stresi oluştururken, Bioflx kron üç materyal arasında en büyük stresi göstermiştir.



Şekil 4.14 CİS ile simante edilen model üzerine 0° kuvvet uygulandığında dentin üzerinde oluşan streslerin dağılımı a. Model 1(PÇK), b. Model 2(PZK), c. Model 3(Bioflx), d. Model 4(Referans Diş)

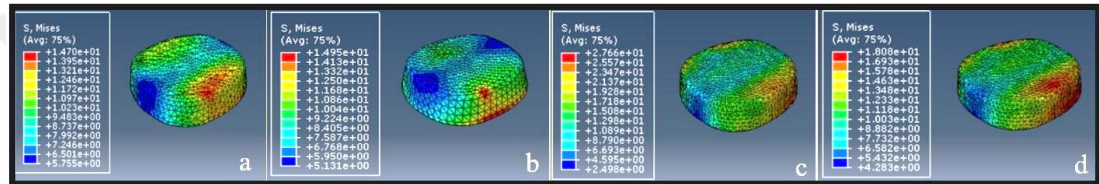
Yapıştırıcı materyal olarak CİS kullanıldığında ve dişin uzun aksına 45°'lik kuvvet uygulandığında, dentinde oluşan stres değerleri PZK için 15,46 MPa, PÇK için 18,14 MPa ve Bioflx kron için 35,44 MPa, referans diş için 22,1 MPa olarak görülmüştür.

PZK en düşük stresi oluştururken, Bioflx kron üç materyal arasında en büyük stresi göstermiştir.



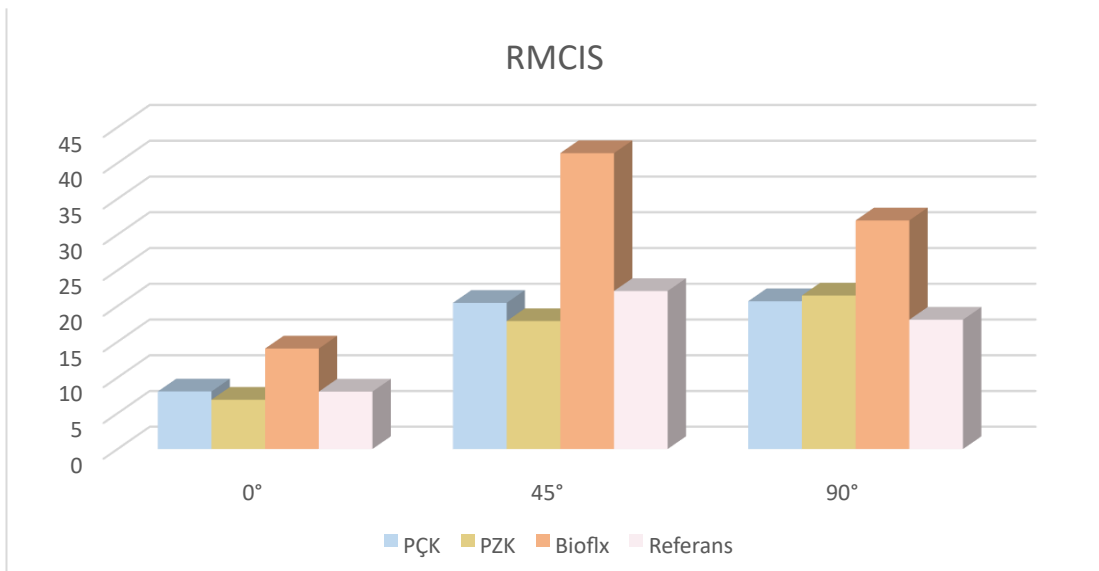
Şekil 4.15 CİS ile simante edilen model üzerine 45° kuvvet uygulandığında dentin üzerinde oluşan streslerin dağılımı a. Model 1(PÇK), b. Model 2(PZK), c. Model 3(Bioflx), d. Model 4(Referans Diş)

Yapıştırıcı materyal olarak CİS kullanıldığında ve dişin uzun aksına 90°'lik kuvvet uygulandığında, dentinde oluşan stres değerleri PZK için 14,95 MPa, PÇK için 14,7 MPa ve Bioflx kron için 27,66 MPa, referans diş için 18,08 MPa olarak görülmüştür. PZK en düşük stresi oluştururken, Bioflx kron üç materyal arasında en büyük stresi göstermiştir.



Şekil 4.16 CİS ile simante edilen model üzerine 90° kuvvet uygulandığında dentin üzerinde oluşan streslerin dağılımı a. Model 1(PÇK), b. Model 2(PZK), c. Model 3(Bioflx), d. Model 4(Referans Diş)

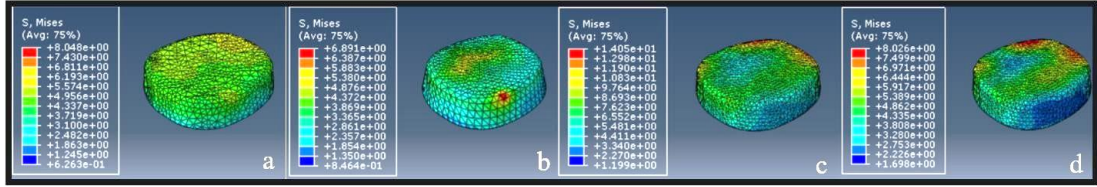
4.2.2 RMCİS ile simante edilen kronların dentin üzerinde oluşan von Mises stres değerleri



Şekil 4.17 RMCİS ile simante edilen kronlarda dentinde oluşan von Mises streslerinin karşılaştırması

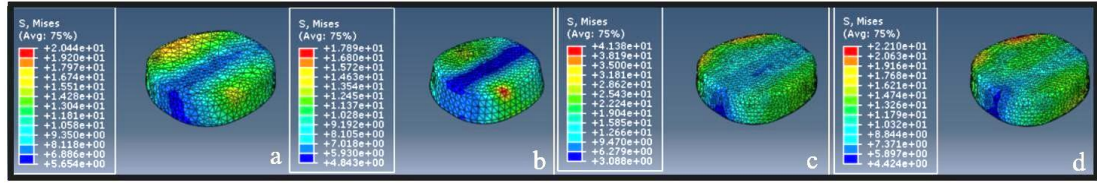
Yapıştırıcı materyal olarak RMCİS kullanıldığında ve dişin uzun aksına 0°'lik kuvvet uygulandığında, dentinde oluşan stres değerleri PZK için 6,891 MPa, PÇK için 8,048

MPa ve Bioflx kron için 14,05 MPa olarak görülmüştür. PZK en düşük stresi oluştururken, Bioflx kron üç materyal arasında en büyük stresi göstermiştir.



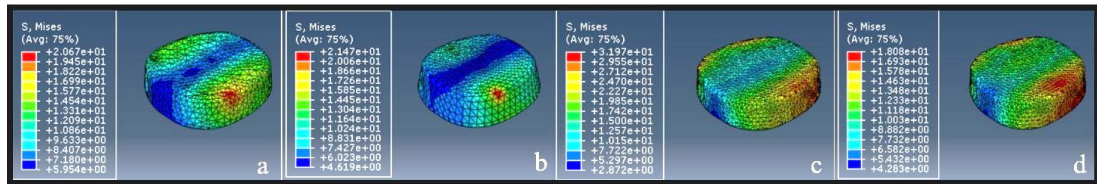
Şekil 4.18 RMCİS ile simante edilen model üzerine 0° kuvvet uygulandığında dentin üzerinde oluşan streslerin dağılımı a. Model 1(PÇK), b. Model 2(PZK), c. Model 3(Bioflx), d. Model 4(Referans Diş)

Yapıştırıcı materyal olarak RMCİS kullanıldığında ve dişin uzun aksına 45°'lik kuvvet uygulandığında, dentinde oluşan stres değerleri PZK için 17,89 MPa, PÇK için 20,44 MPa ve Bioflx kron için 41,38 MPa olarak görülmüştür. PZK en düşük stresi oluştururken, Bioflx kron üç materyal arasında en büyük stresi göstermiştir.



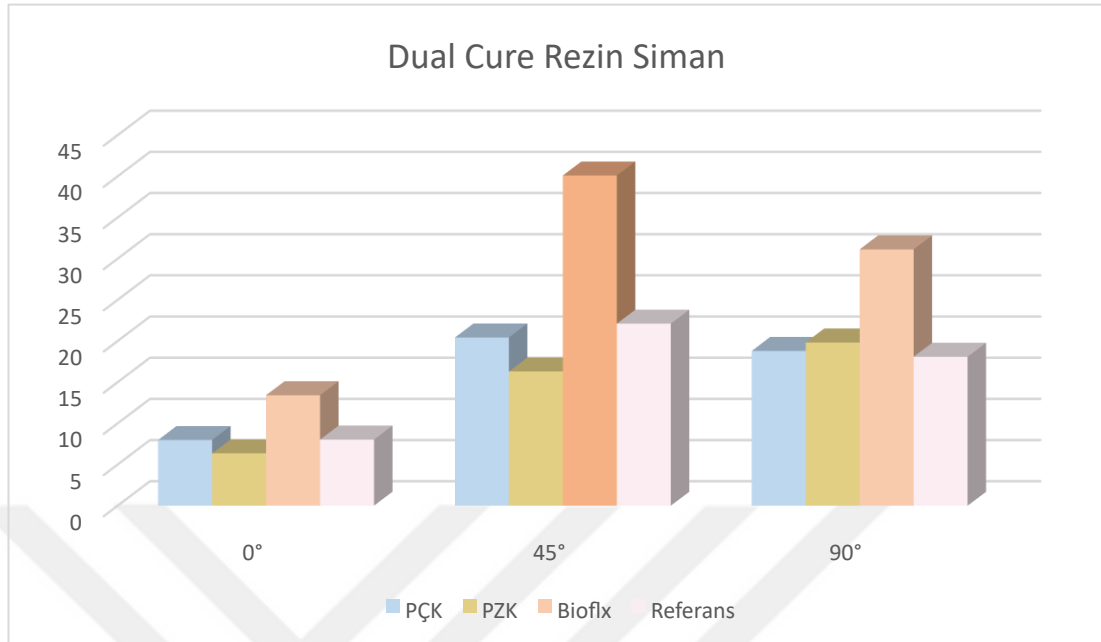
Şekil 4.19 RMCİS ile simante edilen model üzerine 45° kuvvet uygulandığında dentin üzerinde oluşan streslerin dağılımı a. Model 1(PÇK), b. Model 2(PZK), c. Model 3(Bioflx), d. Model 4(Referans Diş)

Yapıştırıcı materyal olarak RMCİS kullanıldığında ve dişin uzun aksına 90°'lik kuvvet uygulandığında, dentinde oluşan stres değerleri PZK için 21,47 MPa, PÇK için 20,67 MPa ve Bioflx kron için 31,97 MPa, referans diş için 18,08 MPa olarak görülmüştür. PZK en düşük stresi oluştururken, Bioflx kron üç materyal arasında en büyük stresi göstermiştir.



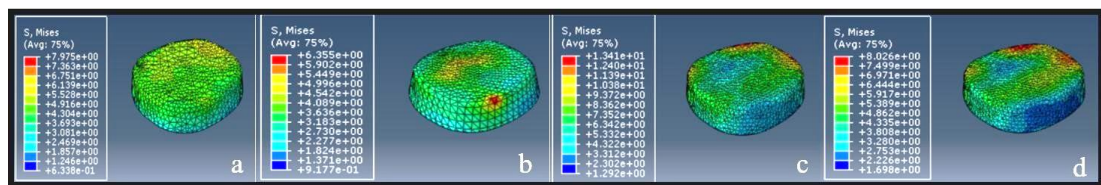
Şekil 4.20 RMCİS ile simante edilen model üzerine 90° kuvvet uygulandığında dentin üzerinde oluşan streslerin dağılımı a. Model 1(PÇK), b. Model 2(PZK), c. Model 3(Bioflx), d. Model 4(Referans Diş)

4.2.3. Dual cure rezin siman ile simante edilen kronların dentin üzerinde oluşan von Mises stres değerleri



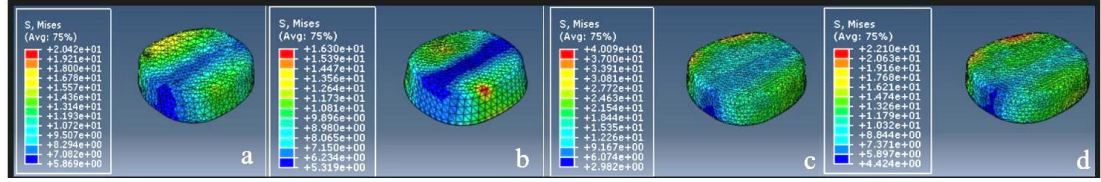
Şekil 4.21 Dual cure rezin siman ile simante edilen kronlarda dentinde oluşan von Mises streslerinin karşılaştırması

Yapıştırıcı materyal olarak rezin siman kullanıldığında ve dişin uzun aksına 0°'lik kuvvet uygulandığında, dentinde oluşan stres değerleri PZK için 6,355 MPa, PÇK için 7,975 MPa ve Bioflx kron için 13,41 MPa, referans diş için 8,026 MPa olarak görülmüştür. PZK en düşük stresi oluştururken, Bioflx kron üç materyal arasında en büyük stresi göstermiştir.



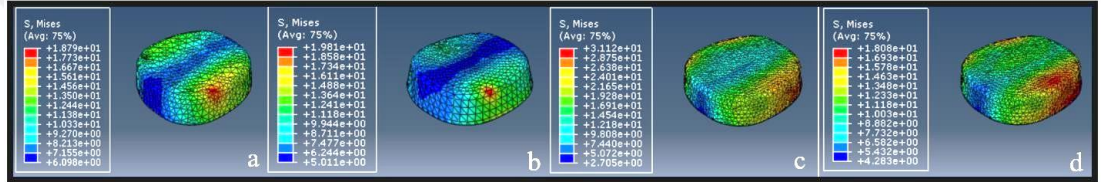
Şekil 4.22 Dual cure rezin siman ile simante edilen model üzerine 0° kuvvet uygulandığında dentin üzerinde oluşan streslerin dağılımı a. Model 1(PÇK), b. Model 2(PZK), c. Model 3(Bioflx), d. Model 4(Referans Diş)

Yapıştırıcı materyal olarak rezin siman kullanıldığında ve dişin uzun aksına 45°'lik kuvvet uygulandığında, dentinde oluşan stres değerleri PZK için 16,3 MPa, PÇK için 20,42 MPa ve Bioflx kron için 40,09 MPa, referans diş için 22,10 MPa olarak görülmüştür. PZK en düşük stresi oluştururken, Bioflx kron üç materyal arasında en büyük stresi göstermiştir.



Şekil 4.23 Dual cure rezin siman ile simante edilen model üzerine 45° kuvvet uygulandığında dentin üzerinde oluşan streslerin dağılımı a. Model 1(PÇK), b. Model 2(PZK), c. Model 3(Bioflx), d. Model 4(Referans Diş)

Yapıştırıcı materyal olarak rezin siman kullanıldığında ve dişin uzun aksına 90°'lik kuvvet uygulandığında, dentinde oluşan stres değerleri PZK için 19,81 MPa, PÇK için 18,79 MPa ve Bioflx kron için 31,12 MPa, referans diş için 18,08 MPa olarak görülmüştür. PZK en düşük stresi oluştururken, Bioflx kron üç materyal arasında en büyük stresi göstermiştir.



Şekil 4.24 Dual cure rezin siman ile simante edilen model üzerine 90° kuvvet uygulandığında dentin üzerinde oluşan streslerin dağılımı a. Model 1(PÇK), b. Model 2(PZK), c. Model 3(Bioflx), d. Model 4(Referans Diş)

Aynı kron tipi ve kuvvet açısı koşullarında yapıştırıcı materyaller karşılaştırıldığında ise; stresin en az CİS ile, en fazla RMCİS ile simante edilen modellerde ortaya çıktığı belirlenmiştir.

4.3 Krona Oluşan Deformasyon Miktarının Karşılaştırılması

4.3.1 CİS ile simante edilen kronlarda deformasyon miktarları

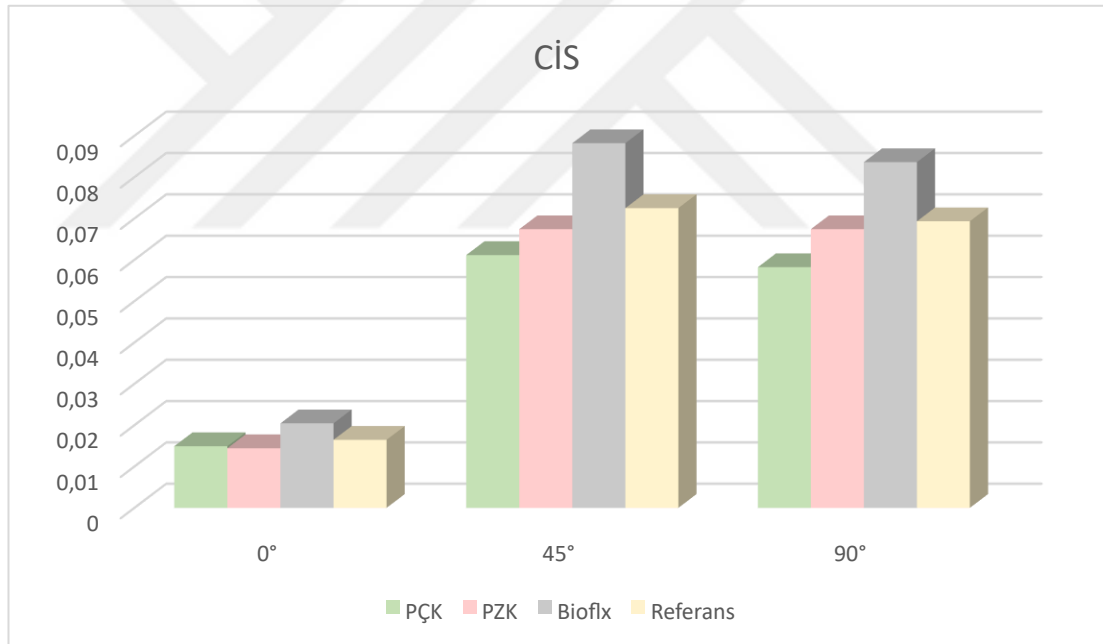
Tablo 4.1 CİS ile simante edilen kronlarda deformasyon (yer değiştirme) miktarlarının karşılaştırılması

Cam İyonomer	0° Kuvvet Uygulandığında Yer Değiştirme	45° Kuvvet Uygulandığında Yer Değiştirme	90° Kuvvet Uygulandığında Yer Değiştirme
PÇK	14900 µm (14.90 mm)	61130 µm (61.13 mm)	58210 µm (58.21 mm)
Zirkon	14400 µm (14.40 mm)	67400 µm (67.40 mm)	65030 µm (65.03 mm)
Bioflx	20430 µm (20.43 mm)	88210 µm (88.21 mm)	83610 µm (83.61 mm)
Referans Diş	16440 µm (16.44 mm)	72500 µm (72.50 mm)	69310 µm (69.31 mm)

Yapıştırıcı materyal olarak CİS kullanıldığında ve dişin uzun aksına 0°'lik kuvvet uygulandığında, deformasyon değerleri PZK için 14.40 mm, PÇK için 14.90 mm ve Bioflx kron için 20.43 mm olarak görülmüştür. Bioflx kronda en yüksek deformasyon görülürken, PZK ise bu üç malzeme arasında en düşük deformasyonu göstermiştir.

Yapıştırıcı materyal olarak CİS kullanıldığında ve dişin uzun aksına 45°'lik kuvvet uygulandığında, deformasyon değerleri PZK için 67.40 mm, PÇK için 61.13 mm ve Bioflx kron için 88.21 mm olarak görülmüştür. Bioflx kronda en yüksek deformasyon görülürken, PÇK ise bu üç malzeme arasında en düşük deformasyonu göstermiştir.

Yapıştırıcı materyal olarak CİS kullanıldığında ve dişin uzun aksına 90°'lik kuvvet uygulandığında, deformasyon değerleri PZK için 65.03 mm, PÇK için 58.21 mm ve Bioflx için 83.61 mm olarak görülmüştür. Bioflx kronda en yüksek deformasyon görülürken, PÇK ise bu üç malzeme arasında en düşük deformasyonu göstermiştir.



Şekil 4.25 CİS ile simante edilen kronlarda deformasyon miktarlarının karşılaştırılması

4.3.2 RMCİS ile simante edilen kronlarda deformasyon miktarları

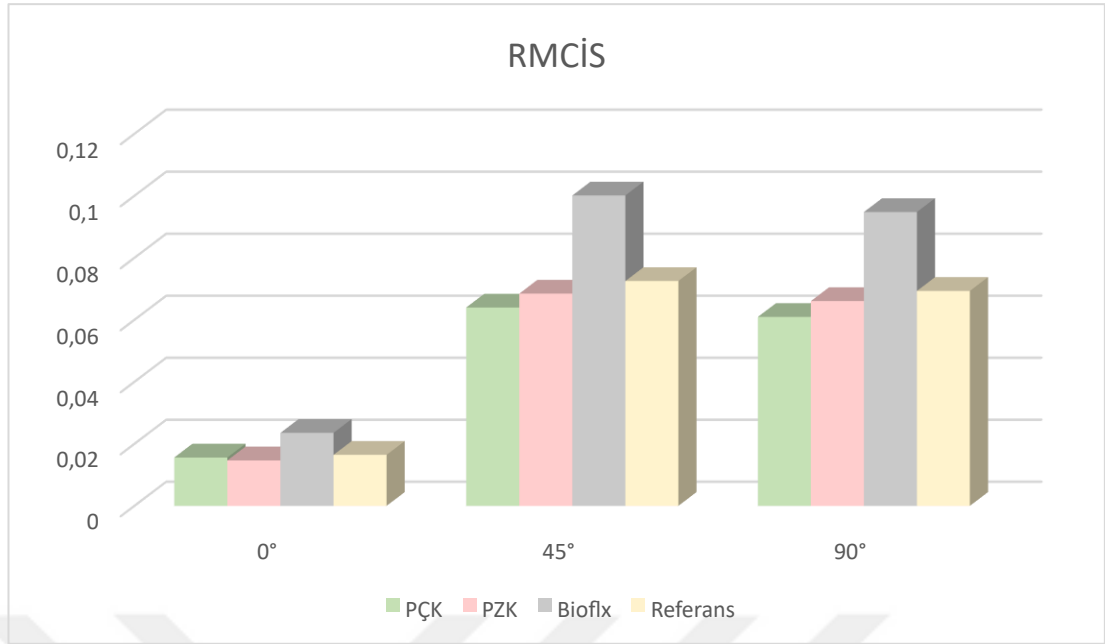
Tablo 4.2 RMCİS ile simante edilen kronlarda deformasyon (yer değiştirme) miktarlarının karşılaştırılması

RMCİS	0° Kuvvet Uygulandığında Yer Değiştirme	45° Kuvvet Uygulandığında Yer Değiştirme	90° Kuvvet Uygulandığında Yer Değiştirme
PÇK	15570 µm (15.57 mm)	63950 µm (63.95 mm)	60920 µm (60.92 mm)
Zirkon	14640 µm (14.64 mm)	68430 µm (68.43 mm)	66030 µm (66.03 mm)
Bioflx	23520 µm (23.52 mm)	100100 µm (100.1 mm)	94750 µm (94.75 mm)
Referans Diş	16440 µm (16,44 mm)	72500 µm (72.50 mm)	69310 µm (69.31 mm)

Yapıştırıcı materyal olarak RMCİS kullanıldığında ve dişin uzun aksına 0°'lik kuvvet uygulandığında, yer değiştirme değerleri PZK için 14.64 mm, PÇK için 15.57 mm ve Bioflx kron için 23.52 mm olarak görülmüştür. Bioflx kronda en yüksek deformasyon görülürken, PZK ise bu üç materyal arasında en düşük deformasyonu göstermiştir.

Yapıştırıcı materyal olarak RMCİS kullanıldığında ve dişin uzun aksına 45°'lik kuvvet uygulandığında, deformasyon değerleri PZK için 68.43 mm, PÇK için 68.43mm ve Bioflx kron için 100.1 mm olarak görülmüştür. Bioflx kronda en yüksek deformasyon görülürken, PÇK ise bu üç materyal arasında en düşük deformasyonu göstermiştir.

Yapıştırıcı materyal olarak RMCİS kullanıldığında ve dişin uzun aksına 90°'lik kuvvet uygulandığında, deformasyon değerleri PZK için 66.03 mm, PÇK için 60.92 mm ve Bioflx kron için 94.75 mm olarak görülmüştür. Bioflx kronda en yüksek deformasyon görülürken, PÇK ise bu üç materyal arasında en düşük deformasyonu göstermiştir.



Şekil 4.26 RMCİS ile simante edilen kronlarda deformasyon miktarlarının karşılaştırılması

4.3.3 Dual cure rezin siman ile simante edilen kronlarda deformasyon miktarları

Tablo 4.3 Dual cure rezin siman ile simante edilen kronlarda deformasyon (yer değiştirme) miktarlarının karşılaştırılması

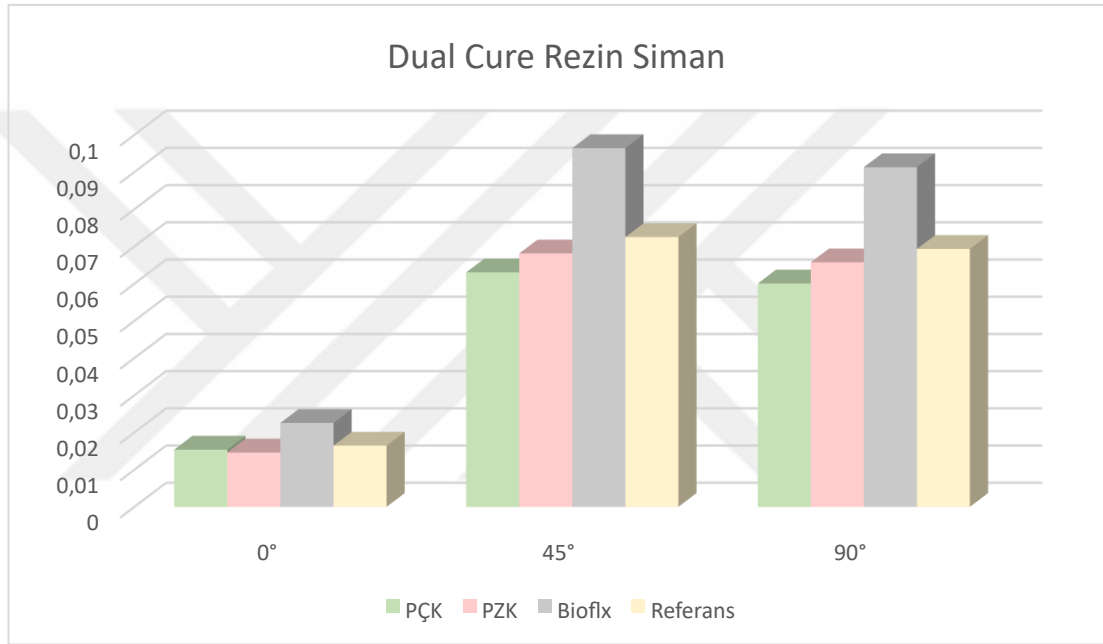
Dual Cure Resin Siman	0° Kuvvet Uygulandığında Yer Değiştirme	45° Kuvvet Uygulandığında Yer Değiştirme	90° Kuvvet Uygulandığında Yer Değiştirme
PÇK	15360 µm (15.36 mm)	63020 µm (63.02 mm)	60030 µm (60.03 mm)
Zirkon	14590 µm (14.59 mm)	68100 µm (68.10 mm)	65,720 µm (65.72 mm)
Bioflx	22550 µm (22.55 mm)	96410 µm (96.41 mm)	91,280 µm (91.28 mm)
Referans Diş	16440 µm (16,44 mm)	72500 µm (72.50 mm)	69310 µm (69.31 mm)

Yapıştırıcı materyal olarak rezin siman kullanıldığında ve dişin uzun aksına 0°'lik kuvvet uygulandığında, deformasyon değerleri PZK için 14.59 mm, PÇK için 15.36 mm ve Bioflx kron için 22.55 mm olarak görülmüştür. Bioflx kronunda en yüksek deformasyon görülürken, PZK ise bu üç materyal arasında en düşük deformasyonu göstermiştir.

Yapıştırıcı materyal olarak rezin siman kullanıldığında ve dişin uzun aksına 45°'lik kuvvet uygulandığında, deformasyon değerleri PZK için 68.10 mm, PÇK için 63.02

mm ve BioFlx kron için 96.41 mm olarak görülmüştür. Bioflx kronta en yüksek deformasyon görülürken, PÇK ise bu üç materyal arasında en düşük deformasyonu göstermiştir.

Yapıştırıcı materyal olarak rezin siman kullanıldığında ve dişin uzun aksına 90°'lik kuvvet uygulandığında, deformasyon değerleri PZK için 65.72 mm, PÇK için 60.03 mm ve BioFlx kron için 91.28 mm olarak görülmüştür. Bioflx kronta en yüksek deformasyon görülürken, PÇK ise bu üç materyal arasında en düşük deformasyonu göstermiştir.



Şekil 4.27 Dual cure rezin siman ile simante edilen kronlarda deformasyon miktarlarının karşılaştırılması

Kron tipi ve kuvvetin açısı aynı olan modellerde sadece yapıştırıcı materyal değiştirilerek kıyaslama yapıldığında; CİS kullanıldığında deformasyon daha az görülürken, RMCİS kullanıldığında ise deformasyon daha fazla görülmüştür.

Kron tipi ve yapıştırıcı materyali aynı olan modellerde sadece kuvvetin açısı değiştirilerek kıyaslama yapıldığında; kuvvet dişin uzun aksına 45° olacak şekilde uygulandığında deformasyon daha fazla görülürken, kuvvet dişin uzun aksına 0° olacak şekilde uygulandığında deformasyon daha az görülmüştür.

Çalışmamızda Bioflx kronlar diğer kron tiplerine göre daha fazla deformasyon değeri göstermiştir.

5.TARTIŞMA

Bu araştırmada, farklı prefabrike kronların farklı siman materyalleriyle simantasyonunun ardından restorasyon materyallerinde ve diş dokusunda oluşan streslerin ve yer değiştirmelerin SEA ile değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

EÇÇ, koruyucu diş hekimliği uygulamalarının yaygınlaşmasına rağmen, günümüzde hâlâ önemli bir halk sağlığı sorunu olarak varlığını sürdürmektedir.⁽²¹⁵⁾ İleri derecede çürük lezyonuna sahip süt dişlerinin restorasyonu, mevcut yapının eksikliği, kooperasyon sınırlamaları ve tek seansta uygulama gereksinimi gibi nedenlerle klinik olarak oldukça zorlayıcıdır.^(80, 216) Süt dişleri; fonksiyon sağlaması, konuşma gelişimi, estetik görünüm ve daimi dişlerin sürmesi için gerekli olan alanın korunması gibi birçok yönden çocuğun ağız ve genel sağlığına katkı sağlamaktadır.⁽²¹⁷⁾ Bu nedenle, özellikle posterior süt dişlerinin işlevselliğinin korunması, oklüzyon gelişimi açısından oldukça önem arz etmektedir.

İleri düzeyde madde kaybı olan dişlerin restorasyonu hem materyal seçimi hem de hasta kooperasyonu açısından klinik uygulama sırasında problem oluşturabilir. Küçük yaş grubundaki hastalarda yeterli iş birliği sağlamak, tedavi sürecini yönetmek ve ebeveyn memnuniyetini temin etmek klinik başarıyı doğrudan etkilemektedir. Ayrıca, yapılan restorasyonun uzun süreli dayanıklılığı, doğal eksfoliasyona kadar dişin korunabilmesi açısından son derece önemlidir.⁽²¹⁸⁾ Bu doğrultuda, AAPD birden fazla yüzeyi çürümüş ya da pulpotomi/pulpektomi gibi endodontik tedavi gereksinimi olan süt dişleri için tam kron restorasyonlarını önermektedir.⁽²¹⁹⁾ Bu tür kronlar yalnızca yapısal bütünlüğün yeniden sağlanmasında değil, aynı zamanda çocukların genel ağız sağlığı ve psikososyal refahlarının desteklenmesinde de önemli bir rol oynamaktadır.⁽¹⁰⁰⁾

Sonuç olarak, çocuk hastalarda uygulanacak tedavi protokollerinde hem biyolojik uyum hem de uzun dönem dayanıklılık açısından en uygun restoratif yaklaşımların tercih edilmesi gerekmektedir. Bu bağlamda, invazivliği düşük, basit ve travmayı en aza indiren klinik prosedürlerin kullanımı hem çocuk hastanın konforu hem de tedavinin başarısı için büyük önem taşımaktadır.⁽¹⁰⁸⁾ Son yıllarda pediatrik restoratif materyallerde ve tekniklerde yaşanan teknolojik gelişmeler, özellikle tam kronal restorasyonlara yönelik uygulamaların estetik, adezyon, biyoyumluluk ve marjinal

adaptasyon açısından daha başarılı hale gelmesini sağlamıştır. Yenilikçi cam iyonomer ve rezin kompozit sistemlerin geliştirilmesiyle, çocuk hastalarda restoratif tedavi seçeneklerine yeni alternatifler eklenmiş; böylece klinik duruma özgü avantajlar ve sınırlılıklar barındıran tam kron uygulamaları daha yaygın ve etkili hale gelmiştir. (11, 220)

Pediyatrik diş hekimliğinde PÇK'lar, uzun yıllardır çürük nedeniyle madde kaybı yaşamış süt molar dişlerinin restorasyonunda "altın standart" olarak kabul edilmektedir. (73) Bu kronlar, ince kenar yapıları ve dövülebilir alaşımları sayesinde dişe yüksek düzeyde adaptasyon sağlayarak, kabul edilebilir bir marjinal uyum sunmaktadır. (221) Ancak, içerdiği nikel ve estetik açıdan yetersiz görünümü nedeniyle, bu kronlara alternatif olarak ön yüzü veneerlenmiş PÇK'lar ve PZK'lar geliştirilmiştir. (18)

PZK'lar, üstün estetik özellikleri ve dayanıklılıkları ile dikkat çekmekte olup, yüksek cilalanabilirlikleri sayesinde plak birikimini azaltma potansiyeline sahiptirler. (218) Ayrıca zirkonyum dioksit materyalinin düşük ısı iletkenliği, düşük korozyon eğilimi, biyouyumluluğu ve yüksek radyografik kontrastı, bu kronları metal içermeyen posterior restorasyonlar için cazip bir seçenek hâline getirmiştir. (222) Ancak bu avantajlara rağmen, PZK'ların klinik uygulamalarında daha fazla diş dokusunun kaldırılması ve yüksek maliyet gibi bazı sınırlılıklar da söz konusudur. (18) PÇK'lar ise özellikle brüksizme sahip çocuklarda artan çiğneme kuvvetleri karşısında zamanla oklüzal yüzeyde aşınma ve perforasyon riski taşımaktadır. Klinik başarısızlıkların çoğu bu aşınmalarla ilişkilidir. (223) Ayrıca bu kronlar, çiğneme, fırçalama, tükürük salgısı, asidik içecekler ve biyofilm birikimi gibi çevresel etkenlere maruz kalarak uzun vadede özelliklerini yitirebilmektedir. (224)

Bu nedenlerle hem estetik hem de biyolojik gereklilikleri karşılayacak alternatif arayışlar sonucu, son yıllarda Bioflx kronlar gibi yeni nesil restoratif çözümler geliştirilmiştir. Bioflx kronlar, yüksek etkili hibrit radyoopak polimer esaslı bir materyalden üretilmekte olup, dayanıklılık, esneklik ve estetik görünüm sunmak üzere tasarlanmıştır. Metal veya BPA-GMA içermemeleri sebebiyle biyouyumlu bir seçenek olarak kabul edilirler. Bu materyal, PÇK'ların sağladığı elastikiyet ve uyum yeteneğini, PZK'ların estetik görünümüyle birleştiren özgün bir yapı sunmaktadır. (127, 225)

SEA, düzensiz geometrik yapıya sahip ve homojen olmayan malzemelerin özelliklerini katı modellere aktarabilme avantajına sahip modern, sayısal bir stres analiz tekniğidir. ⁽²²⁶⁾ Roomed ve ark. ⁽²²⁷⁾, 2B ve 3B SEA yöntemlerinin güvenilirliğini karşılaştırdıkları çalışmalarında, 3B SEA ile daha güvenilir sonuçlar elde edildiğini bildirmiştir. Bunun temel nedeni olarak, diş gibi karmaşık ve düzensiz anatomik yapıların 2B modeller ile gerçeğe yakın şekilde temsil edilememesi gösterilmiştir. Bu nedenle, çalışmamızda da dental yapıların morfolojisini daha doğru şekilde yansıtarak, gerçekçi sonuçlar sağlayabilmek amacıyla 3B SEA yöntemi tercih edilmiştir.

Literatürdeki çalışmalarda, optik tarayıcılarla elde edilen 3B verilerin dış yüzey geometrisini doğru şekilde yansıttığı ve SEA'da güvenilir sonuçlar sağladığı belirtilmiştir. Örneğin, Verim ⁽²²⁸⁾ tarafından femur kemiği üzerinde yapılan bir çalışmada; BT, lazer ve optik tarama yöntemleri kullanılarak elde edilen modeller arasında, deformasyon ve von Mises stres dağılımları bakımından anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

Optik tarayıcı kullanılarak gerçekleştirilen modellemelerin diş hekimliği literatüründe yaygınlaştığı, intraoral tarayıcılarla elde edilen verilerin SEA'da başarılı sonuçlar verdiği daha önceki çalışmalarla da desteklenmektedir. ^(206, 229-232) Bu bulgular doğrultusunda, çalışmamızda da dental yapıların dış geometrisinin doğru şekilde modellenmesi için optik tarama cihazı kullanılmıştır. Dijital ortamda üretici firmanın belirttiği preparasyon önerilerine dikkat edilerek dış yüzeyinde gerekli preparasyon yapılmış, siman tabakası ve kronal restorasyonlar 3B olarak modellenmiştir.

Restorasyonun yalnızca dişin kronal kısmını kapsadığı, kök yapısıyla ilişkili olmadığı durumlarda, SEA sırasında modellemenin yalnızca kron bölgesiyle sınırlandırılması, sonuçların doğruluğunu olumsuz yönde etkilememektedir. ^(233, 234) Apicella ve ark. ⁽²³⁴⁾'nın maksiller santral kesici dişte yaptığı SEA'da farklı preparasyon tasarımları benzer dış yüzey verisiyle modellenmiş olup, stres dağılımları güvenilir biçimde analiz edilebilmektedir. Literatürde, süt dişlerine yönelik kronal restorasyonların stres dağılımını değerlendiren SEA'larda da yalnızca kronal yapı modellenmiş ve analizler bu modeller üzerinden yürütülmüştür. ^(204, 210) Bu doğrultuda, çalışmamızdaki modellerde kron, dentin ve siman tabakaları dikkate alınarak yapılandırılmış, kök bölgesi ise modellenmiş fakat analiz kapsamına dahil edilmemiştir.

Biyolojik dokular, homojen ve izotropik özellikler göstermemektedir. Kemik ve diş dokuları ise anizotropik karakter sergiler. Ancak, SEA yönteminde stres dağılımının belirlenmesini ve analizini kolaylaştırmak amacıyla yapılar genellikle homojen ve izotropik olarak kabul edilmektedir.⁽²³⁵⁾ Literatürde stres değerlerinin karşılaştırıldığı pek çok çalışmada bu varsayımın kullanıldığı ve sonuçların gerçekliğini anlamlı düzeyde etkilemediği bildirilmiştir.⁽²³⁶⁻²³⁸⁾ Bu doğrultuda, çalışmamızda da tüm yapılar homojen, izotropik ve lineer elastik özelliklere sahip olarak modellenmiştir.

SEA yöntemi *in vitro* çalışmalara kıyasla, karmaşık geometrilere sahip dental materyaller ve biyolojik yapıların (diş, kemik, kas vb.) daha sistematik ve kontrollü biçimde modellenmesine olanak tanır.^(169, 239) *In vitro* çalışmalar ise, periodontal ligament (PDL) gibi biyolojik yapıları ve oral çevredeki kuvvet aktarım dinamiklerini tam olarak simüle edemez ve elde edilen bulguların standartlaştırılmasını güçleştirir.⁽²⁴⁰⁾ Son yıllarda, dokuların fiziksel davranışlarının incelenmesine yönelik yapılan modelleme çalışmalarında, SEA yöntemi kullanılarak *in vivo* ve *in vitro* yöntemlerle elde edilemeyen verilere ulaşılabilmekte ve yüksek düzeyde standardizasyon sağlanmaktadır. Ayrıca bu yöntemle, geliştirilen modeller üzerinde farklı senaryolar oluşturularak biyomekanik streslerin invaziv olmayan, kontrollü ve tekrarlanabilir simülasyonları yapılabilir. Oluşan stres alanlarının analizi ise görsel renk skalaları ve sayısal değerlerle detaylı biçimde gerçekleştirilebilmektedir.⁽¹⁷⁷⁾ SEA yöntemi, diğer stres analiz tekniklerine kıyasla daha kapsamlı ve detaylı sonuçlar sunar. Örneğin; fotoelastik stres analizi ve kırılman vernik kaplama teknikleri stres yoğunluğunu belirleyebilse de detaylı analizlerde yetersiz kalmaktadır.^(198, 241) Holografik interferometri ve radyoteleometri gibi yöntemler ise yüksek teknik hassasiyet gerektirir ve uygulanabilirlik açısından sınırlıdır.⁽¹⁹⁸⁾ Gerinim ölçer ile yapılan analizlerde ise kullanılan ekipmanın karmaşıklığı ve sayıca fazlalığına ek olarak, özellikle kemik dokusundaki streslerin ölçümü oldukça güçtür.^(42, 243)

SEA, geleneksel analiz yöntemlerine kıyasla invaziv olmayan yapısı, yüksek doğruluk, özelleştirilebilir parametreler, zaman ve maliyet etkinliği gibi avantajlar sunmasının yanı sıra; 3B stres desenlerinin görselleştirilmesini sağlayarak malzeme ve tasarım optimizasyonuna da katkıda bulunur.^(216, 244) Ayrıca SEA'nın tekrarlanabilir yapısı, uygulanan yükün yönü ve şiddeti değiştirilerek yapılan karşılaştırmalı analizlere de olanak tanır.⁽²⁴⁵⁾ Bu nedenle, biyolojik dokuların mekanik davranışlarını

anlamada SEA, özellikle karmaşık restoratif materyallerin stres yanıtlarının değerlendirilmesinde güvenilir ve tercih edilen bir yöntem hâline gelmiştir.⁽²³⁶⁾ Son dönemde yapılan derlemeler, ağız ve diş sağlığı alanında yayınlanan sonlu eleman model çalışmalarının sayısında belirgin bir artış olduğunu ortaya koymuştur. Bu artış, özellikle yeni dental materyallerin analizine yöneliktir.⁽²⁴⁶⁾ Süt dişlerinde de SEA yöntemi kullanılarak yapılan birçok çalışma mevcuttur.^(209, 210, 232, 247)

SEA kullanılarak oluşturulan 3B model, düğüm noktaları aracılığıyla birbirine bağlanan "sonlu elemanlar" olarak adlandırılan parçalara ayrılır. Bu elemanlar, birbirlerine düğüm noktası (node) adı verilen noktalardan bağlanmışlardır. Düğüm noktalarının oluşturulması ile sınır koşulları (boundary conditions) meydana getirilir. İzlenen adımlar genellikle bir sonlu eleman modelinin oluşturulmasını ve ardından istenen ayarların doğru bir şekilde simüle edilebilmesi için uygun malzeme özelliklerinin, yükleme ve sınır koşullarının belirlenmesini içerir. Sınır koşulları, streslerin ve deplasman hareketlerinin sınır ifadelerini kapsar. Cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetlerin nereden uygulandığını gösterir. Analizin yapılacağı cismin hangi bölgesinden kuvvet uygulanacağına göre sınır şartları belirlenir.^(186, 236) SEA'da elde edilen sonuçların doğruluğu; analiz edilen yapının gerçek anatomik özelliklerine uyumuna, fizyolojik koşullara, malzeme özelliklerine, sınır şartlarının uygunluğuna, elemanların türüne, dizilimine ve toplam sayısına bağlıdır.^(236, 245, 248)

Hazırlanan modellerde eleman ve düğüm sayısının artırılması, analiz sonuçlarının biyolojik gerçekliğe yakınlığını artırmaktadır. Daha fazla sayıda eleman ve düğüm kullanıldığında, oluşturulan modelin geometrik hassasiyeti artmakta ve bu da taklit edilmeye çalışılan yapının morfolojisine daha yakın bir temsil sağlamaktadır. Fakat eleman sayısının artması sonucun gerçeğe daha yakın olmasına olanak sağlarken hata ihtimalini de artırmaktadır.⁽¹⁸⁶⁾ Chung ve ark.⁽²⁰⁶⁾'nın farklı siman kalınlığı ve tiplerini PZK üzerinde incelediği SEA çalışmasında, krondaki eleman sayısı 126344-126357, simandaki eleman sayısı ise 35129- 172168 aralığında olduğu görülmüştür ve düğüm sayıları belirtilmemiştir. Chin-Yun Pan ve ark.⁽⁶⁷⁾'nin farklı bitiş çizgilerini seramik kronlar üzerinde karşılaştırdığı SEA çalışmasında ise ortalama 669499 eleman ve 992224 düğüm sayısı kullanılmıştır. Prabhakar ve ark.⁽²¹⁰⁾'nin PÇK'ları preparasyon miktarlarını değiştirerek karşılaştırdığı SEA analizinde 6347- 10414 düğüm ve 32133-

70438 eleman sayısı belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda ise ortalama düğüm sayısı 56785 ve ortalama eleman sayısı da 90116'dır.

Diş hekimliği alanında SEA amacıyla kullanılan pek çok yazılım bulunmakta olup, bu programlar teknik açıdan bazı farklılıklar göstermektedir. Literatürde en yaygın kullanılan yazılımlar arasında ABAQUS, Algor, ANSYS, Comsol, Cosmos, I-Deas, Marc, Nastran, SolidWorks, Pro/Engineer, Strand7 ve VisualFEA gibi programlar yer almaktadır. (186, 232, 249, 250)

Masood ve ark. (251)'nin, dikey ve yatay tüplerde straight pull headgear (ekstraoral apacey) kullanarak üst birinci molar periodonsiyumundaki stres dağılımını SEA yöntemiyle karşılaştırdığı ortodonti çalışmasında ABAQUS programı tercih edilmiştir. Chen ve ark. (252)'nin kanal tedavisi görmüş dişlerdeki gerilim dağılımını SEA yöntemiyle karşılaştırmak ve kırık riskini tahmin etmek için gerçekleştirdiği endodonti çalışmasında da ABAQUS programı tercih edilmiştir. Ihde ve ark. (253)'nin, çiğneme kuvvetinin implantlar ve kemik üzerinde oluşturduğu stresleri SEA yöntemi kullanarak gözlemlediği cerrahi çalışmasında da ABAQUS programına başvurulmuştur. Chung ve ark. (206) süt dişlerinde farklı preparasyon tipleri ve siman materyalleri kullanarak PZK'larda stres dağılımını SEA yöntemiyle karşılaştırmış ve analizlerini ABAQUS yazılımı ile gerçekleştirmiştir.

Literatürde yer alan çok sayıda yazılım arasından ABAQUS programı, gelişmiş analiz yeteneği, karmaşık geometriler ve biyomekanik yükleme koşullarında yüksek doğruluk göstererek modellemeye olanak tanınması ve diş hekimliğinde yapılan birçok araştırmada da tercih edilmesi sebebiyle çalışmamızda tercih edilmiştir. (254)

Literatür incelendiğinde hem kız hem de erkek popülasyonunda üst çeneye kıyasla alt çenede özellikle ikinci süt molar dişlerin çürüğe daha yatkın olduğu görülmektedir. Bundan dolayı süt dişlenmede en fazla sayıda kron uygulaması gerektiren dişler mandibular süt ikinci molarlardır. (255) Bu çalışmada da SEA ile pediatrik kron uygulamalarının araştırıldığı önceki çalışmalar ile benzer olacak şekilde 3B modelleme yapılırken mandibular süt ikinci molar diş tercih edilmiştir. (213, 214, 256)

Kronal restorasyonların mekanik başarısının objektif olarak değerlendirilebilmesi için, restorasyonun üzerine gelen oklüzal kuvvetlerin büyüklüğü ve yönü modelde doğru şekilde simüle edilmelidir. Süt dişlerine uygulanan tam kronal restorasyonların

incelendiği bazı SEA çalışmalarında, çiğneme kuvvetini taklit etmek amacıyla ikinci süt molar modellerine 245 N'luk yük uygulanmıştır.^(204, 210, 214) Ayrıca, literatürde süt ve karışık dişlenme dönemlerinde maksimum ısırma kuvvetinin 161–330 N aralığında olduğu bildirilmektedir.⁽²⁰⁹⁻²¹²⁾ Bu veriler doğrultusunda, bazı araştırmalarda kuvvet miktarı 330 N olarak kabul edilmiştir.^(209, 213, 257) Bizim çalışmamızda ise kuvvet 330 N olarak uygulanmıştır.

Ninawe ve ark.⁽²⁵⁶⁾ çalışmalarında mandibular süt ikinci molar dişe 0° açıyla kuvvet uygulamışlardır. Prabhakar ve ark.^(204, 210)'nın ardışık iki çalışmasında, süt maksiller ikinci molar dişe uygulanan kronal restorasyonlar değerlendirilmiş ve aksiyal kuvvetler oklüzal yüzeydeki altı temas noktasına (bukkal ve palatinal tüberküllerin iç ve dış eğimleri), yanal kuvvetler ise bukkal tüberküllerin palatinal eğimlerine; dişin uzun eksenine göre 0°, 45° ve 90° açılarla uygulanmıştır. Sahoo ve ark.⁽²⁵⁸⁾ mandibular süt ikinci molar dişte altı temas noktası belirleyerek, bukkal ve lingual tüberküllerin iç ve dış eğimlerine 0°, 45° ve 90° açılarda kuvvet uygulamışlardır. Kumari ve ark.⁽²⁵⁷⁾ mandibular süt ikinci molar dişe bukkal tüberkülün dış eğimlerinde üç noktadan ve lingual tüberkülün iç eğimlerinde iki noktadan olmak üzere 0°, 45° ve 90° açılarla kuvvet uygulamışlardır. Waly ve ark.⁽²¹³⁾ mandibular süt ikinci molar dişte, bukkal ve lingual tüberküllerin iç ve dış eğimlerinde yer alan toplam beş temas noktasına, dişin uzun eksenine göre 0°, 45° ve 90° açılarda kuvvet uygulamışlardır. Literatürdeki çalışmalar, kuvvetin büyüklüğündeki değişikliğin, oluşan gerilmenin konumunu değiştirmediğini fakat uygulanan kuvvetin yönü ve uygulama alanındaki değişimlerin, SEA'da maksimum von Mises gerilme dağılımını etkilediğini ortaya koymuştur.^(204, 209) Bizim çalışmamızda ise karışık dişlenme dönemindeki bir çocuğun maksimum ısırma kuvveti referans alınarak 330 N'luk kuvvet; bukkal tüberküllerin dış eğimlerine üç noktadan ve lingual tüberküllerin iç eğimlerine iki noktadan olmak üzere 0° (dikey), 45° (oblik) ve 90° (lateral) açılarla eşit şekilde uygulanmıştır.

İdeal dental simanlar çekme ve basınç gerilimlerine karşı oldukça dirençlidir, yorulmaya dayanıklıdır ve mekanik olarak kararlıdır. Ayrıca, düşük büzülme gösterir, diş dokuları ile diş biyomalzemelerine güçlü bağlanma mukavemeti sergiler ve yapıştırıcı arayüzünde çürük gelişimini önler. CİS ve RMCİS gibi su bazlı yapıştırıcı simanlar florür salar. Rezin simanlar ise kimyasal olarak kompozit rezine benzemektedir ve diş simante edildiğinde dişe ve dolaylı olarak restorasyona

maksimum dayanıklılık sağlar. Rezin siman restorasyonun yüzeyinin aşındırılması ile daha iyi mikromekanik retansiyon sağlayabilir fakat simantasyon süreci daha hassastır. Kronlar ve kısmi restorasyonlar genellikle su bazlı simanlarla sabitlenirken, diş yapısı ile restoratif materyal arasında daha güçlü adezyon sağlamak gerektiğinde rezin simanlar endikedir. ⁽²⁵⁹⁾

CİS, flor salımı, diş dokularına kimyasal bağlanma yeteneği ve nem toleransının yüksek olması gibi avantajları nedeniyle pedodontide yaygın olarak tercih edilmektedir. Bu simanlar; özellikle PÇK'lar, strip kronlar ve bazı durumlarda zirkonya kronların simantasyonunda etkili bir yapıştırıcı ajan olarak kullanılmaktadır. AAPD, CİS'in PÇK, yer tutucu ve ortodontik bantların yapıştırılmasında güvenilir ve etkili bir seçenek olduğunu belirtmektedir. Bununla birlikte, CİS'in düşük mekanik dayanıklılık, sınırlı aşınma direnci ve göreceli olarak yüksek çözünürlük gibi bazı dezavantajları bulunmaktadır. Bu nedenle, yüksek stres altındaki restorasyonlarda dikkatli kullanılmaları önerilmektedir. ⁽⁷⁾ RMCİS'in geliştirilmesi hem rezinlerin hem de geleneksel CİS'in faydalarını, yani yapışma ve florür salımı ve kohezif başarısızlığı azaltan gelişmiş fiziksel özellikler sunar. RMCİS, konvansiyonel CİS'lerin asit-baz reaksiyonuna ek olarak ışıkla sertleşen bir polimerizasyon mekanizması içerir ve bu sayede daha kısa sertleşme süresi, artmış mekanik dayanıklılık ve iyileştirilmiş aşınma direnci gibi avantajlar sağlar. RMCİS'ler, uygulama kolaylığı ve gelişmiş fiziksel özellikleri sayesinde, özellikle süt dişlerinde restoratif materyal olarak etkinliklerini kanıtlamışlardır. ^(7, 73) Rezin simanlar basınç kuvvetlerine karşı yüksek direnç, düşük termal genleşme katsayısı, yüksek eğilme mukavemeti ve diğer yapıştırma materyallerine kıyasla daha üstün sertlik gösterirler. Ayrıca birçok materyale yapışma, renk ve ton değiştirme yeteneği, yüksek retansiyon, restorasyonun kenarında aşınmaya karşı direnç ve düşük marjinal geçirgenlik özellikleri vardır. Rezin simanlar, tüm seramik restorasyonlarla optimum bir bağ sağlar ve basınç kuvvetini tüm temas yüzeyleri boyunca eşit şekilde dağıtır. Çoğunlukla metal kronların, seramik kronların, zirkonyum yapıların, indirekt kompozit restorasyonların, geleneksel metal-seramik yapıların, metal ve cam fiber postların, implant destekli kron ve köprülerin ve seramik kaplamaların simantasyonunda kullanılır. ⁽²⁵⁹⁾ Dual cure rezin simanlar hem kimyasal hem de ışıkla sertleşme özelliğine sahiptir. Işığın ulaşamadığı bölgede sertleşme süreci, kimyasal aktivasyon yoluyla gerçekleşir. ⁽¹⁶⁰⁾ Derin restorasyonlarda veya restoratif materyalin ışığı geçirmediği durumlarda (zirkonya kronun veya fiber postun

simantasyonu gibi), self cure veya dual cure siman tercih edilir. Mine yüzeyinde, dual cure simanların bağlanma dayanımı, sadece ışıkla polimerize olan simanlara göre daha yüksektir. ⁽¹⁶¹⁾ Bizim çalışmamızda da kronal restorasyonların simantasyonu için sıklıkla kullanılan CİS, RMCİS ve dual cure rezin siman tercih edilmiştir.

Zirkonya kronlar için 20 ila 300 µm arasında değişen siman kalınlıklarının kırılma direncine önemli bir etkisi olmadığı görülmektedir. ^(206, 209) Sağsöz ve Yanıkoğlu ⁽²⁶⁰⁾, 30, 90 ve 150 µm olarak belirlenen siman kalınlığının kırılma direnci üzerindeki etkisinin benzer olduğunu belirtmiştir. Güler ve ark. ⁽²⁰⁹⁾'nın çalışmasında ise siman kalınlığı test edilmemiş, bunun yerine 300 µm'lik sabit bir kalınlık tercih edilmiştir. Waly ve ark. ⁽²¹³⁾'nin PÇK'ların simantasyonunda kullandığı siman türleri üzerine yaptıkları çalışmada, simanın kalınlığından ziyade sertlik karakteristiğinin daha önemli olduğu sonucuna ulaşılmıştır. Chung ve ark. ⁽²⁰⁶⁾ tarafından yapılan SEA çalışmasında da, karışık dişlenme dönemindeki çocuklarda PZK'da üç farklı siman kalınlığı (100 µm, 500 µm ve 1000 µm) karşılaştırılmıştır. Oblik kuvvetler altında siman kalınlığı arttıkça stresin arttığı, ancak siman türünün (örneğin RMCİS, rezin siman), siman kalınlığından çok daha belirleyici bir etki oluşturduğu sonucuna ulaşılmıştır. Çalışmalarında 1000 µm'ye kadar siman kalınlığının stres dağılımı üzerinde belirgin bir farklılık oluşturmadığı, yaklaşık 100 µm siman kalınlığının klinik olarak kabul edilebilir bir değer olarak bildirilmektedir. Lath ve ark. ⁽²⁰⁸⁾'nin süt ikinci molar dişte, Bioflx, PÇK ve zirkonyum kron uyguladığı karşılaştırmalı SEA çalışmasında da siman kalınlığı 100 µm kabul edilmiştir.

Literatürdeki bulgular ışığında, çalışmamızın odak noktasını siman kalınlığı değil siman tiplerinin karşılaştırılması oluşturmuş, minimal invaziv preparasyonu simüle etmek ve siman kalınlığı için bir standart sağlamak amacıyla 100 µm'lik siman kalınlığı tercih edilmiştir.

Literatürde, restoratif materyalin elastisite modülünün stres dağılımı üzerinde belirleyici bir etkiye sahip olduğu bildirilmiştir. Yüksek elastisite modülüne sahip materyaller, restorasyonun kendi yapısında daha fazla stres birikimine neden olurken, alttaki siman hattı ve dental dokulara iletilen stres miktarını azaltmaktadır. ⁽²⁶¹⁾ Bu durum, klinik açıdan bakıldığında, sert seramik materyallerin dentin dokusunu daha iyi koruyabileceğini göstermektedir. Ancak, restoratif materyalin kalınlığı ve diş dokusu miktarı stres dağılımında önemli rol oynar ve mümkün olduğunca fazla dental

dokunun korunması restorasyonun uzun dönem başarısı açısından kritik öneme sahiptir. Zirkonyum gibi yüksek elastisite modülüne sahip malzemeler, oklüzal kuvvetleri daha sert bir şekilde iletme eğilimindedir. Bu da alttaki dişi koruyabilir ancak restorasyon içinde stresi yoğunlaştırabilir. ⁽²⁶¹⁾

Prabhakar ve ark. ⁽²⁰⁴⁾'nın çalışmasında maksimum gerilimin PÇK ve PZK tarafından karşılandığı ve alttaki dişe minimum gerilim iletildiği gösterilmiştir. Aynı çalışma, tüm modellemelerde PZK'ların PÇK'ya kıyasla dentinde daha az stres oluşturduğunu ortaya koymuştur. Bu nedenle PZK'ların, süt dişlerinde koruma ve kırılmayı önleme yeteneğinin PÇK'lardan daha iyi olduğu Prabhakar ve ark. ⁽²⁰⁷⁾'nın çalışmasında belirtilmiştir. Doğan ⁽⁷⁸⁾'ın PZK, PÇK ve kontrol grubu olarak sağlam birinci süt molar dişi karşılaştırdığı çalışmasında, SEA yöntemi ile stres değerlerini ölçmüş ve sonuç olarak von Mises değerleri, kullanılan simandan bağımsız olarak PÇK'larda daha yüksek bulunmuştur. Bizim çalışmamızda da benzer olarak dentine iletilen stres PZK'larda daha az bulunmuştur.

Lath ve ark. ⁽²⁰⁸⁾ çalışmasında PZK'ların aksiyal ve lateral statik yükler altında en yüksek stres seviyelerini gösterdiğini, bunu PÇK ve Bioflx kronların izlediğini ortaya koymuştur. Lath ve ark. ⁽²¹⁰⁾'nın çalışmalarında elde edilen stres dağılımı sıralaması çalışmamızla paralellik arz etmektedir. Bu bulgu paslanmaz çelik ve zirkonyum kron malzemelerinin Bioflx kron malzemesine kıyasla lateral yükler altında kırılmaya daha yatkın olabileceğini düşündürmektedir. Bu nedenle, Bioflx diğer iki malzemeye kıyasla strese karşı daha düşük dirence ve daha yüksek deformasyon davranışına sahip olabilir. Ayrıca, Bioflx kronun PZK ve PÇK'ya kıyasla daha esnek ve daha az kırılğan bir yapıda olduğu anlaşılmaktadır. Bioflx kronların esnekliği ve bükülebilirliği, basınç altında deforme olmalarına neden olur. Bu durum Bioflx kronların PZK'lara kıyasla antagonist dişlerde çatlak veya kırık geliştirme riskinin daha düşük olabileceğini göstermektedir. ⁽²⁶²⁾ Bununla birlikte deformasyon değeri yüksek olduğunda, kron gerilime karşı daha az dirençlidir ve potansiyel olarak materyalde kırılmalara veya şekil değişikliklerine yol açarak kronun bütünlüğünü, retansiyonunu ve fonksiyonel performansını etkileyebilir. ^(208, 263)

Kumari ve ark. ⁽²⁵⁷⁾'nın PZK, PÇK, Bioflx, polietereeterketon (PEEK) kronları karşılaştırdığı SEA çalışmasında, genel stresin en fazla PZK'da görüldüğü ve sırasıyla PÇK, Bioflx ve PEEK'da giderek azaldığı kaydedilmiştir. Dentin stresleri

ölçüldüğünde en yüksek değerlerin PEEK’da, bunu takiben Bioflx kronunda ve PÇK’da ve en düşük stres değerinin ise PZK’da bulunduğu rapor edilmiştir. Bu bulgular, çalışmamızda elde edilen sonuçlarla büyük ölçüde uyumludur.

Kumari ve ark. ⁽²⁵⁷⁾’nın çalışmasındaki deformasyon bulgularına bakıldığında birbirine yaklaşık değerlerin olduğu görülmekle beraber en yüksek deformasyon değerinin Bioflx kronunda olduğu belirtilmiştir. Nitekim çalışmamızda da tüm durumlarda Bioflx en yüksek deformasyon değerine sahiptir. Bu bulgu, Bioflx’in PZK ve PÇK’lara göre daha düşük elastisite modülüne sahip olmasıyla ilişkilendirilebilir. Deformasyon değeri arttığında, materyal daha esnek ancak gerilime karşı daha az dirençli hale gelir ve bu durum, kron kırıkları veya şekil değişiklikleriyle sonuçlanarak kronun bütünlüğünü, tutuculuğunu ve fonksiyonel performansını olumsuz etkileyebilir. ⁽²⁰⁸⁾

Deolika ve ark. ⁽²⁶⁴⁾’nın çalışmasında, PZK ve Bioflx kronların 245 N’luk dikey kuvvet altında gösterdiği stres ve deformasyon değerleri karşılaştırılmıştır. Bulgulara göre, PZK minimal deformasyon sergilerken, Bioflx kron benzer stres seviyelerinde çok daha yüksek deformasyon göstermiştir. Bu durum, Bioflx’in daha esnek bir yapıya sahip olduğunu ve oklüzal kuvvetleri absorbe etme kapasitesinin PZK’ya kıyasla daha fazla olduğunu ortaya koymaktadır. Ayrıca Deolika ve ark. ⁽²⁶⁴⁾’nın çalışmasında dentin üzerinde Bioflx kronun oluşturduğu stres değerinin PZK’ya kıyasla daha düşük olduğu rapor edilmiştir. Bizim çalışmamızda ise dentin üzerindeki stres dağılımı açısından farklı sonuçlar elde edilmiştir. Bioflx kronlarda dentin stresleri PZK’ya göre daha yüksek saptanmıştır. Dolayısıyla, çalışmamızın bulguları deformasyon açısından Deolika’nın sonuçları ile örtüşürken, dentin stresleri bakımından ayrılmaktadır. Bu farklılığın, SEA’da kullanılan yükleme açıları, siman kalınlığı ve materyal özelliklerinin tanımlanma biçimi gibi parametrelerden kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Ninawe ve ark. ⁽²⁵⁶⁾ çalışmalarında, PZK’ların Bioflx kronlara kıyasla daha az deformasyon sergilediği ve dentin üzerinde daha düşük stres oluşturduğunu bildirmişler ve bu nedenle de PZK’ların destekleyici yapılardaki stresi en aza indirerek pediatrik hastalar için dayanıklı ve güvenilir bir seçenek sunduğunu vurgulamışlardır. Bu sonuç, genel eğilim itibarıyla çalışmamızın bulgularıyla uyumludur. Ancak, kron içi stres karşılaştırmasında elde ettiğimiz veriler farklılık göstermektedir. Modelimizde, kron içi von Mises gerilmelerinin PZK’larda Bioflx kronlara kıyasla

daha yüksek olduğu saptanmıştır. Bu bulgu, PZK'nın yüksek elastisite modülü nedeniyle, deformasyonu sınırlaması ve gerilmenin kron yapısı içerisinde yoğunlaşmasıyla açıklanabilir. Bu sırada, dentine aktarılan streslerin görece daha düşük kalması, rijit materyallerin yükleri iç yapılarında tutma eğilimiyle uyumludur.

Waly ve ark. ⁽²³²⁾, Bioflx kron ile restore edilen süt ikinci molar dişte farklı yapıştırıcı siman tiplerinin (CİS, self curing RMCİS ve self cure rezin siman) stres dağılımı üzerindeki etkisini incelediği çalışmada, değerlendirilen simanlar arasında en iyi performansı geleneksel CİS göstermiştir. Bunu kendinden sertleşen rezin siman izlemiş, kendinden sertleşen RMCİS ise başarısız sonuç vermiştir. Diğer bir çalışmada ⁽²⁶⁵⁾, yapıştırıcı simanlar değerlendirildiğinde, elastisite modülü yüksek olan simanların daha fazla stres birikimine yol açtığı rapor edilmiştir. Kızılırmak ⁽²⁶⁶⁾'ın farklı siman materyallerini karşılaştırdığı SEA çalışmasına göre, elastisite modülü düşük olan simanlar hem kendi yapılarında hem de prepare edilen dentinde daha düşük stres oluşumuna neden olmaktadır. Liu ve ark ⁽²⁶⁷⁾'nin SEA kullanarak tam seramik kronlardaki stres dağılımı üzerinde yapıştırıcı siman tipi ve kalınlığının etkilerini araştırdığı çalışmada, daha yüksek elastisite modülü olan simantasyon materyali, kron ve dişte daha düşük çekme stresine neden olmuştur ve kronun bütünlüğüne fayda sağlamıştır. Bizim çalışma bulgularımızda ise en iyi performansı CİS göstermiştir, daha sonra dual cure rezin siman bunu takip etmiştir. RMCİS ise dentinde daha yüksek gerilim oluşturarak diğer iki simana kıyasla daha dezavantajlı sonuçlar vermiştir. Kron gövdesindeki gerilme ve deformasyonları azaltmak için kronal restorasyonun sert siman üzerine yerleştirilmesi önerilmektedir. ⁽²³²⁾ Çalışmamız, CİS'in yüksek elastisite modülü ve rijit yapısı sayesinde yük altında oluşan stresleri daha etkin biçimde absorbe ettiğini; bu özelliğiyle RMCİS ve dual-cure rezin simanlara kıyasla alttaki dental dokulara daha düşük düzeyde stres aktardığını ortaya koymaktadır. Ayrıca, krona sağlanan destek sayesinde, kron üzerinde meydana gelen deformasyonun daha az olduğu belirlenmiştir.

Düşük elastik modüllü yapıştırıcılar, yumuşak ve esnek olduklarından gerilimi bir katmandan diğerine minimum dirençle dağıtır ve bu da kronun üst katmanında büyük bir eğilme geriliminin oluşmasını kolaylaştırır. ⁽²⁶⁷⁾ İncelediğimiz üç siman arasında en düşük elastik modülüne sahip olan RMCİS, üç kron materyalinde de kronta en yüksek deformasyona sebep olan yapıştırıcı materyal olarak bulunmuştur.

Bu çalışmada, süt dişlerine uygulanan tam kron restoratif materyaller ve bunların simantasyonunda kullanılan yapıştırıcı simanlar, bilgisayar destekli modeller üzerinde SEA ile değerlendirilmiştir. Elde edilen veriler karşılaştırmalı olarak analiz edilmiş; böylece günümüzde çocuk hastaların dental restorasyonlarında sıklıkla tercih edilen bu materyallerin klinik kullanıma uygunluğu tartışılmış, uygulama sonucunda dental yapılarda oluşabilecek stresler incelenmiş ve literatüre katkı sağlanması amaçlanmıştır. PZK, estetik açıdan üstünlüğünü ve yüksek boyutsal stabilitesini kanıtlamış olsa da agresif diş preparasyonu gerektirmesi önemli bir sınırlılık oluşturmaktadır. Bioflx kronlar ise, PÇK'larla karşılaştırılabilir mekanik özellikler ve preparasyon gereksinimlerinin yanı sıra kabul edilebilir düzeyde estetik sunması nedeniyle alternatif bir seçenek olarak öne çıkmaktadır. Araştırmamızda kullanılan SEA yöntemi, oral dokularda bulunan tüm biyolojik değişkenleri ve klinik koşulları tam olarak taklit edememektedir. (177, 268, 269) Gerçek zamanlı ağız içi ortamın modellenememesi çalışmanın sınırlılıklarından biri olarak değerlendirilebilir. Bu çalışmada sadece mandibular ikinci süt molar diş incelenmiştir. Farklı morfolojilere sahip dişler dahil edilerek daha kapsamlı bir analizle literatüre daha fazla katkı sağlanabileceğine inanılmaktadır. Ayrıca bu çalışmada, tüm materyaller lineer, izotropik ve homojen kabul edilmiş; siman tabakasının her bölgede eşit kalınlıkta olduğu varsayılmış ve polimerizasyon büzülmesi göz ardı edilmiştir. Bu varsayımlar, klinik durumun tam anlamıyla yansıtılamamasına yol açmış olabilir. Bu sebeple, materyallerin klinik başarıları konusunda kesin yargılara varılabilmesi için, mevcut çalışmaya ek olarak uzun dönemli *in vivo* takipleri içeren araştırmalara ve farklı *in vitro* stres analiz yöntemleri ile SEA'dan elde edilen sonuçların karşılaştırıldığı çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

6.SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızda çürük veya defekti bulunmayan sağlıklı diş modeli ile tam kronal restorasyon uygulanmış 9 farklı model incelenmiştir. Çalışma modellerinde 3 farklı tam kronal restoratif materyalin (PÇK, PZK, Bioflx) 3 farklı yapıştırıcı siman (CİS, RMCİS, dual cure rezin siman) ile simantasyonu gerçekleştirilmiştir.

Çalışmaya dahil edilen tüm modellere ısırma kuvvetini taklit etmek amacıyla 0°, 45° ve 90° açılarla 330 N'luk kuvvet uygulanarak bu şartlar altında materyallerde ve dental dokularda oluşacak stresler SEA yöntemi ile hesaplanmıştır. Bu veriler karşılaştırmalı olarak değerlendirilip kullanılan materyallerin oluşan stresler üzerine etkisi yorumlanmıştır. Gerçek modeller üzerinde yapılan araştırmalarla karşılaştırıldığında, SEA kullanılarak yapılan çalışmalarda denemeler tekrarlanabilir, etik kaygılar bulunmaz ve restoratif dişlerin stres alanlarından etkilenen karmaşık mekanik davranışları hakkında, başka türlü ölçülmesi güç olan ayrıntılı bilgiler elde edilebilir. ⁽²¹⁴⁾ SEA yöntemi kullanılarak yapılan bu çalışmada elde edilen bulgular değerlendirildiğinde aşağıdaki sonuçlara varılmıştır:

- 1.Dentinde oluşan von Mises stres değerleri incelendiğinde, kullanılan siman tipinden bağımsız olarak Bioflx kronlarda stres daha yüksek bulunmuştur. Bu durum, Bioflx kronun düşük elastik modüle sahip olması, esnek yapısı sebebiyle stresi kendi içinde absorbe edememesi ve kuvveti altındaki dokuya iletmesi ile açıklanabilir.
- 2.Kronda oluşan gerilmelerde ise en yüksek stres seviyeleri PZK'larda görülmüş, PÇK ve Bioflx kronlarda daha düşük değerler saptanmıştır. Hem dikey hem de lateral statik yükler altında elde edilen bu bulgular, PÇK ve PZK materyallerinin, Bioflx'e kıyasla lateral yükler altında kırılmaya daha yatkın olabileceğini göstermektedir.
2. Modellerdeki stres alanları karşılaştırıldığında, yapıştırıcı siman tipi farketmeksizin, aşırı gerilim ve deformasyonların yerleri değişmemiştir. Bu yerler yükleme noktaları ve çevresinde bulunurken, gerilim ve deformasyon desenleri kuvvet yönlerine göre değişmiştir.
3. Analiz sonuçlarına göre, Bioflx kronlarda daha fazla deformasyon tespit edilmiştir.

4. Kullanılan siman materyalinin rijitliği azaldıkça kron gövdesinde oluşan gerilmelerin arttığı gözlemlenmiştir.
5. Çalışmamızda elde edilen sonuçlar, yüksek elastisite modülü ve rijiditesi sayesinde krona oluşan deformasyonu azaltarak kronlara en iyi desteği sağlayan simanın CİS olduğunu göstermektedir.
6. Tüm model analizlerinde 45° oblik kuvvet diğer yöndeki kuvvetlere göre daha fazla stres ve deformasyon oluşturmuştur.
7. RMCİS, üç kron materyalinde de krona en yüksek deformasyona sebep olan yapıştırıcı siman olarak bulunmuştur.
8. Referans diş modelinin dentin dokusunda ölçülen stres değerleri ve kronla restore edilmiş dişlerdeki dentin stresleri karşılaştırıldığında, PK'ların ve Bioflex kronların uygulandığı modellerde stres seviyelerinin daha yüksek olduğu görölmüştür. Buna karşılık, PZK kullanılan dişlerde, dentinde oluşan stres değerleri doğal dişte saptananlardan daha düşük bulunmuştur.

Bu çalışmada, farklı tip simanların süt dişlerine uygulanan sabit restorasyonlarda oluşturdukları stres dağılımları, bilgisayar destekli modeller üzerinde sonlu elemanlar analizi yöntemiyle değerlendirilmiştir. Analiz sonucunda elde edilen veriler karşılaştırmalı olarak incelenmiş; klinik uygulamalarda yaygın olarak tercih edilen bu simanların dental dokular üzerindeki stres aktarımı, deformasyon davranışları ve biyomekanik uygunlukları değerlendirilmiştir. Ayrıca, elde edilen bulgular doğrultusunda materyallerin dental açıdan avantaj ve sınırlılıklarının belirlenmesi amaçlanarak literatüre katkı sağlanması hedeflenmiştir. Bununla birlikte, bu materyallerin klinik başarılarının tam olarak ortaya konabilmesi için uzun dönemli *in vivo* takip çalışmalarına ve farklı *in vitro* analiz teknikleriyle desteklenen karşılaştırmalı araştırmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

KAYNAKÇA

1. Roberson T, Heymann HO, Swift Jr EJ. Sturdevant's art and science of operative dentistry: Elsevier Health Sciences; 2006.
2. Balakrishnan M, Simmonds RS, Tagg JR. Dental caries is a preventable infectious disease. Australian dental journal. 2000;45(4):235-45.
3. Policy on Early Childhood Caries (ECC): Classifications, Consequences, and Preventive Strategies. Pediatr Dent. 2016;38(6):52-4.
4. Tinanoff N, Baez RJ, Diaz Guillory C, Donly KJ, Feldens CA, McGrath C, et al. Early childhood caries epidemiology, aetiology, risk assessment, societal burden, management, education, and policy: Global perspective. International journal of paediatric dentistry. 2019;29(3):238-48.
5. Dimova-Gabrovska M, Dimitrova D, Mitronin VA. Removable prosthetic treatment in children-literature review. Journal of IMAB–Annual Proceeding Scientific Papers. 2018;24(3):2172-6.
6. Colak H, Dulgergil CT, Dalli M, Hamidi MM. Early childhood caries update: A review of causes, diagnoses, and treatments. J Nat Sci Biol Med. 2013;4(1):29-38.
7. Dentistry AAoP. Pediatric restorative dentistry. The Reference Manual of Pediatric Dentistry. Chicago, Ill: American Academy of Pediatric Dentistry; 2024.
8. Dentistry AAoP. Guidelines for Restorative Dentistry in Pediatric Patients. 2019.
9. Subcommittee CACRD, Dentistry AAoP. Guideline on pediatric restorative dentistry. Pediatric dentistry. 2012;34(5):173-80.
10. Kindelan S, Day P, Nichol R, Willmott N, Fayle S. UK National Clinical Guidelines in Paediatric Dentistry: stainless steel preformed crowns for primary molars. International journal of paediatric dentistry. 2008;18:20-8.
11. Innes NP, Ricketts D, Chong LY, Keightley AJ, Lamont T, Santamaria RM. Preformed crowns for decayed primary molar teeth. Cochrane Database of Systematic Reviews. 2015(12).
12. Alamoudi RA, Walia T, Debaybo D. Evaluation of the Clinical Performance of NuSmile Pedodontics Zirconia Crowns in Pulp-Treated Primary Teeth-2 Years Follow-Up Study. Eur J Dent. 2023;17(1):82-90.

13. Planells del Pozo P, Fuks AB. Zirconia crowns--an esthetic and resistant restorative alternative for ECC affected primary teeth. *J Clin Pediatr Dent.* 2014;38(3):193-5.
14. Alrashdi M, Ardoin J, Liu JA. Zirconia crowns for children: A systematic review. *Int J Paediatr Dent.* 2022;32(1):66-81.
15. Patnana AK, Chugh VK, Chugh A, Vanga NRV, Kumar P. Effectiveness of zirconia crowns compared with stainless steel crowns in primary posterior teeth rehabilitation: A systematic review and meta-analysis. *J Am Dent Assoc.* 2022;153(2):158-66 e5.
16. Alajlan GA. Retention of Bioflx Crowns, Zirconia Crowns Compared to Stainless Steel Crowns: In Vitro: Tufts University School of Dental Medicine; 2024.
17. Nu Smile Official Documentation. Product Overview: BioFLX Pediatric Crowns. Houston, USA: Nu Smile; 2023. [Available from: <https://www.nusmile.com/nusmile-bioflx>.
18. Clark L, Wells MH, Harris EF, Lou J. Comparison of amount of primary tooth reduction required for anterior and posterior zirconia and stainless steel crowns. *Pediatric dentistry.* 2016;38(1):42-6.
19. Patil AS, Jain M, Choubey S, Patil M, Chunawala Y. Comparative evaluation of clinical success of Stainless Steel and Bioflx crowns in primary molar—A 12 month split mouth prospective randomized clinical trial. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry.* 2024;42(1):37-45.
20. Twetman S, Garcia-Godoy F, Goepferd SJ. Infant oral health. *Dent Clin North Am.* 2000;44(3):487-505.
21. Dye BA, Arevalo O, Vargas CM. Trends in paediatric dental caries by poverty status in the United States, 1988–1994 and 1999–2004. *International Journal of Paediatric Dentistry.* 2010;20(2):132-43.
22. Dentistry AAoP. American Academy of Pediatric Dentistry Reference Manual 2014–2015. *Pediatric Dentistry.* 2014;36(6):1-140.
23. PE P. The global burden of oral diseases and risk to oral health. *Bull WHO.* 2005;83:641-720.
24. Organization WH. Global oral health status report: towards universal health coverage for oral health by 2030: World Health Organization; 2022.

25. Strużycka I. The oral microbiome in dental caries. Polish journal of microbiology. 2014;63(2):127.
26. McGrath C, Broder H, Wilson-Genderson M. Assessing the impact of oral health on the life quality of children: implications for research and practice. Community Dent Oral Epidemiol. 2004;32(2):81-5.
27. Ritter AV. Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry-E-Book: Sturdevant's Art & Science of Operative Dentistry-E-Book: Elsevier Health Sciences; 2017.
28. Charland R, Voyer R, Cudzinowski L, Salvail P, Abelardo L. Dental caries. Diagnosis and treatment. N Y State Dent J. 2002;68(2):38-40.
29. Fass E. Is bottle feeding of milk a factor in dental caries. J Dent Child. 1962;29(7):245-51.
30. Drury TF, Horowitz AM, Ismail AI, Maertens MP, Rozier RG, Selwitz RH. Diagnosing and reporting early childhood caries for research purposes. A report of a workshop sponsored by the National Institute of Dental and Craniofacial Research, the Health Resources and Services Administration, and the Health Care Financing Administration. Journal of public health dentistry. 1999;59(3):192-7.
31. Featherstone JD. The caries balance: the basis for caries management by risk assessment. Oral health & preventive dentistry. 2004;2:259-64.
32. Carpenter GH. The secretion, components, and properties of saliva. Annual review of food science and technology. 2013;4(1):267-76.
33. Mandel I. The functions of saliva. Journal of dental research. 1987;66(2_suppl):623-7.
34. Ferreira-Nobilo NdP, Tabchoury CPM, SOUSA MdLRd, Cury JA. Knowledge of dental caries and salivary factors related to the disease: influence of the teaching-learning process. Brazilian oral research. 2015;29(1):1-7.
35. Axelsson P. Diagnosis and risk prediction of dental caries. (No Title). 2000.
36. Ben-Aryeh H, Fisher M, Szargel R, Laufer D. Composition of whole unstimulated saliva of healthy children: changes with age. Archives of Oral biology. 1990;35(11):929-31.
37. Ashley F, Coward P, Jalil R, Wilson R. Relationship between calcium and inorganic phosphorus concentrations of both resting and stimulated saliva and

- dental plaque in children and young adults. Archives of oral biology. 1991;36(6):431-4.
38. Dezan C, Nicolau J, Souza D, Walter L. Flow rate, amylase activity, and protein and sialic acid concentrations of saliva from children aged 18, 30 and 42 months attending a baby clinic. Archives of oral biology. 2002;47(6):423-7.
 39. Gonçalves de Farias D, Barreto Bezerra AC. Salivary antibodies, amylase and protein from children with early childhood caries. Clinical oral investigations. 2003;7:154-7.
 40. Jacques N. Molecular biological techniques and their use to study streptococci in dental caries. Australian dental journal. 1998;43(2):87-98.
 41. Edgar WM, O'Mullane D, Dawes C. Saliva and oral health: British Dental Association London; 2004.
 42. Raval N, Hamp SE. Prediction of root surface caries in patients treated for advanced periodontal disease. Journal of Clinical Periodontology. 1981;8(5):400-14.
 43. Erten H. Tükürüğün ağız-diş sağlığı bakımından önemi ve koruyucu fonksiyonları. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2003;20(2):61-5.
 44. Kandelman D. Sugar, alternative sweeteners and meal frequency in relation to caries prevention: new perspectives. British Journal of Nutrition. 1997;77(S1):S121-S8.
 45. de Almeida PDV, Gregio A, Machado M, De Lima A, Azevedo LR. Saliva composition and functions: a comprehensive review. J contemp dent pract. 2008;9(3):72-80.
 46. Bayırlı GS, Şirin Ş. Konservatif diş tedavisi: Yayın; 1982.
 47. Pitts NB, Zero DT, Marsh PD, Ekstrand K, Weintraub JA, Ramos-Gomez F, et al. Dental caries. Nature reviews Disease primers. 2017;3(1):1-16.
 48. Cate JMt. Current concepts on the theories of the mechanism of action of fluoride. Acta Odontologica Scandinavica. 1999;57(6):325-9.
 49. Forssten SD, Björklund M, Ouwehand AC. Streptococcus mutans, caries and simulation models. Nutrients. 2010;2(3):290-8.
 50. Van Ruyven F, Lingström P, Van Houte J, Kent R. Relationship among mutans streptococci, " low-pH" bacteria, and iodophilic polysaccharide-producing

- bacteria in dental plaque and early enamel caries in humans. *Journal of dental research*. 2000;79(2):778-84.
51. Marsh P, Featherstone A, McKee A, Hallsworth A, Robinson C, Weatherell J, et al. A microbiological study of early caries of approximal surfaces in schoolchildren. *Journal of Dental Research*. 1989;68(7):1151-4.
 52. Selwitz RH, Ismail AI, Pitts NB. Dental caries. *The Lancet*. 2007;369(9555):51-9.
 53. NEZİR M, ÖZCAN S. Diş Çürüğünün Tanımı, Etiyolojisi, Risk Faktörleri ve Sınıflandırması. *Journal of Ege University School of Dentistry/Ege Üniversitesi Dis Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2024;45(1).
 54. Seow WK. Early childhood caries. *Pediatric Clinics*. 2018;65(5):941-54.
 55. Ivančević V, Tušek I, Tušek J, Knežević M, Elheshk S, Luković I. Using association rule mining to identify risk factors for early childhood caries. *Computer methods and programs in biomedicine*. 2015;122(2):175-81.
 56. Holt K, Kraft K. Oral health and learning: when children's oral health suffers, so does their ability to learn. *Journal-Oklahoma Dental Association*. 2005;97(1):24-5.
 57. Ripa LW. Nursing caries: a comprehensive review. *Pediatr Dent*. 1988;10(4):268-82.
 58. Çolak H, Dülgergil ÇT, Dalli M, Hamidi MM. Early childhood caries update: A review of causes, diagnoses, and treatments. *Journal of natural science, biology, and medicine*. 2013;4(1):29.
 59. Selvi S, Kavaloğlu Çıldır Ş, Sandallı N. Erken çocukluk dönemi çürükleri: Etiyolojisi, epidemiyolojisi, Koruyucu yaklaşımlar ve tedavisi. *Yeditepe klinik*. 2008;1:48-55.
 60. Dentistry AAoP. Guideline on Periodicity of Examination, Preventive Dental Services, Anticipatory Guidance, and Oral Treatment for Infants, Children, and Adolescents. *Pediatric Dentistry*. 2023;45(6):210-6.
 61. Seale NS, Casamassimo PS. Access to dental care for children in the United States: a survey of general practitioners. *The Journal of the American Dental Association*. 2003;134(12):1630-40.
 62. Berkowitz RJ. Causes, treatment and prevention of early childhood caries: a microbiologic perspective. *Journal-Canadian Dental Association*. 2003;69(5):304-7.

63. Sheiham A. Dental caries affects body weight, growth and quality of life in pre-school children. *British dental journal*. 2006;201(10):625-6.
64. Roberts J, Attari N, Sherrieff M. The survival of resin modified glass ionomer and stainless steel crown restorations in primary molars, placed in a specialist paediatric dental practice. *British dental journal*. 2005;198(7):427-31.
65. Kwiatkowski M, Pawłat J, Starek-Wójcicka A, Krajewska M, Terebun P, Zarzeczny D, et al. Impact of DBD Plasma Jet Treatment on the Enamel Surface of Primary Teeth. *Materials*. 2024;17(21):5173.
66. Dean JA. McDonald and Avery's Dentistry for the Child and Adolescent-E-Book: McDonald and Avery's Dentistry for the Child and Adolescent-E-Book: Elsevier Health Sciences; 2021.
67. Pan C-Y, Lan T-H, Liu P-H, Fu W-R. Comparison of different cervical finish lines of all-ceramic crowns on primary molars in finite element analysis. *Materials*. 2020;13(5):1094.
68. Sahana S, Vasa AAK, Sekhar KR, Prasad K. Esthetic crowns for primary teeth: a review. *Annals and essences of dentistry*. 2010;2(2):87-93.
69. Waggoner WF, Nelson T. Restorative dentistry for the primary dentition. *Pediatric dentistry: Elsevier*; 2019. p. 304-28. e3.
70. Serra Rabêlo RT, Caldo-Teixeira AS, Puppini-Rontani RM. An alternative aesthetic restoration for extensive coronal destruction in primary molars: indirect restorative technique with composite resin. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. 2005;29(4):277-81.
71. Babaji P, Patel J, Ks P, Bansal A. Different crowns used in pediatric dentistry. *Crowns in Pediatric Dentistry first th ed New Delhi, India: Jaypee Brothers Medical Publishers*. 2015:21-123.
72. Cameron AC, Widmer RP. *Handbook of pediatric dentistry: Elsevier Health Sciences*; 2013.
73. Garg V, Panda A, Shah J, Panchal P. Crowns in pediatric dentistry: A review. *Journal of Advanced Medical and Dental Sciences Research*. 2016;4(2):41.
74. Onur GEZGİN BGÇ. GEÇMİŞTEN GÜNÜMÜZE ÇOCUK DIŞ HEKİMLİĞİNDE PEDIATRİK KURON UYGULAMALARI. *Sağlık Bilimlerinde Güncel Araştırmalar Cilt*. 2022:85-93.

75. Duggal MS, Cuzon M, Fayle S, Toumba K, Robertson A. Restorative techniques in paediatric dentistry: an illustrated guide to the restoration of extensive carious primary teeth: CRC Press; 2021.
76. Seale NS. The use of stainless steel crowns. *Pediatric Dentistry*. 2002;24(5):501-5.
77. Üstün O, Koruyucu M. Çocuk Hastalarda Kullanılan Kuron Restorasyonlar. *Sağlık Bilimlerinde İleri Araştırmalar Dergisi*. 2021;4(3):113-23.
78. Doğan Ö. Stress Distribution of Pediatric Zirconia and Stainless Steel Crowns after Pulpotomy Procedure under Vertical Loading: A Patient-Specific Finite Element Analysis. *Journal of Functional Biomaterials*. 2024;15(9):268.
79. Soxman JA, Azadani EN, Casamassimo PS. Full-Coverage Restoration for Primary Molars. *Handbook of Clinical Techniques in Pediatric Dentistry*. 2021:93-108.
80. Amlani DV, Brizuela M. Stainless steel crowns in primary dentition. StatPearls [Internet]: StatPearls Publishing; 2023.
81. Baker L, Moon P, Mourino A. Retention of esthetic veneers on primary stainless steel crowns. *ASDC journal of dentistry for children*. 1996;63(3):185-9.
82. Waggoner W, Cohen H. Failure strength of four veneered primary stainless steel crowns. *Pediatric Dentistry*. 1995;17(1):36-40.
83. Shah PV, Lee JY, Wright JT. Clinical success and parental satisfaction with anterior preveneered primary stainless steel crowns. *Pediatric Dentistry*. 2004;26(5):391-5.
84. Croll TP, Helpin ML. Preformed resin-veneered stainless steel crowns for restoration of primary incisors. *Quintessence International*. 1996;27(5).
85. Webber DL, Epstein NB, Wong JW, Tsamtsouris A. A method of restoring primary anterior teeth with the aid of a celluloid crown form and composite resins. *Pediatr Dent*. 1979;1(4):244-6.
86. Duggal M, Day P. Operative treatment of dental caries in the primary dentition. *Paediatric Dentistry*. 2018;3:147-74.
87. Pollard MA, Curzon JA, Fenlon WL. Restoration of decayed primary incisors using strip crowns. *Dental update*. 1991;18(4):150-2.
88. Drummond B. Restoration of primary anterior teeth with composite crowns. *The New Zealand Dental Journal*. 1993;89(397):92-5.

89. Miller J. The use of polycarbonate crowns for the restoration of primary anterior teeth. *Journal-Oklahoma State Dental Association*. 1973;63(3):13-6.
90. Waggoner WF. Restoring primary anterior teeth: updated for 2014. *Pediatric dentistry*. 2015;37(2):163-70.
91. Lopez-Loverich AM, Garcia MM, Donly KJ. Retrospective study of retention of stainless steel crowns and pre-veneered crowns on primary anterior teeth. *Pediatric Dentistry*. 2015;37(7):530-4.
92. Stewart RE, Luke LS, Pike AR. Preformed polycarbonate crowns for the restoration of anterior teeth. *The Journal of the American Dental Association*. 1974;88(1):103-7.
93. Fuks A, Ram D, Eidelman E. Clinical performance of esthetic posterior crowns in primary molars: a pilot study. *Pediatric dentistry*. 1999;21(7):445-8.
94. Shuman I. Pediatric Crowns: From stainless steel to zirconia. *Dent Econ*. 2016;106:65-74.
95. Saha R, Malik P. Paediatric aesthetic dentistry: a review. *European Journal of Paediatric Dentistry*. 2012;13(1):6-12.
96. Nitkin D, Rosenberg H, Yaari A. An improved technique for the retention of polycarbonate crowns. *ASDC Journal of Dentistry for Children*. 1977;44(2):108-10.
97. Raigrodski AJ, Hillstead MB, Meng GK, Chung K-H. Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: a systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2012;107(3):170-7.
98. Mathew MG, Samuel SR, Soni AJ, Roopa KB. Evaluation of adhesion of *Streptococcus mutans*, plaque accumulation on zirconia and stainless steel crowns, and surrounding gingival inflammation in primary molars: randomized controlled trial. *Clin Oral Investig*. 2020;24(9):3275-80.
99. Shrestha S, Koirala B, Dali M, Birajee G. Anterior crowns in pediatric dentistry: a review. *Journal of Nepalese Association of Pediatric Dentistry*. 2020;1(1):32-8.
100. Almajed OS. Shaping smiles: A narrative review of crown advancements in pediatric dentistry. *Cureus*. 2024;16(1).
101. Srinivasan SR, Mathew MG, Jayaraman J. Comparison of three luting cements for prefabricated zirconia crowns in primary molar teeth: a 36-month randomized clinical trial. *Pediatric Dentistry*. 2023;45(2):117-24.

102. Rocha MCM, Inácio GC, Taira TM, Delgado RZR, Maciel SM, Frítola M. Zirconia crowns as an esthetic alternative for oral rehabilitation in pediatric dentistry: a review. *Pediatric Dental Journal*. 2021;31(3):224-34.
103. Lee JK. Restoration of primary anterior teeth: review of the literature. *Pediatric dentistry*. 2002;24(5):506-10.
104. Ellis RK, Donly KJ, Wild TW. Indirect composite resin crowns as an esthetic approach to treating ectodermal dysplasia: a case report. *Quintessence International*. 1992;23(11).
105. Motisuki C, Santos-Pinto L, Giro EMA. Restoration of severely decayed primary incisors using indirect composite resin restoration technique. *International journal of paediatric dentistry*. 2005;15(4):282-6.
106. Gallegos LI, Nicholls JI. In vitro two-body wear of three veneering resins. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1988;60(2):172-8.
107. Daniels LM, Sim JM, Simon JR JF. Plastics in pedodontics. *Dental Clinics of North America*. 1966;10(2):365-75.
108. Szttyler K, Wiglusz RJ, Dobrzynski M. Review on preformed crowns in pediatric dentistry—the composition and application. *Materials*. 2022;15(6):2081.
109. Altoukhi DH, El-Housseiny AA. Hall technique for carious primary molars: a review of the literature. *Dentistry journal*. 2020;8(1):11.
110. Schwartz S. Full coverage aesthetic restoration of anterior primary teeth. Crest® Oral-B® at dentalcare.com Continuing Education Course. 2015.
111. Aiem E, Smaïl-Faugeron V, Muller-Bolla M. Aesthetic preformed paediatric crowns: systematic review. *International journal of paediatric dentistry*. 2017;27(4):273-82.
112. Updyke J. Esthetics and longevity of anterior artglass crowns. *J Southeastern Soc Pediatr Dent*. 2000;6:25-6.
113. Çiftçi ZZ, Şahin İ, Karayılmaz H. Comparative evaluation of the fracture resistance of newly developed prefabricated fibreglass crowns and zirconium crowns. *International journal of paediatric dentistry*. 2022;32(5):756-63.
114. El-Habashy LM, El Meligy OA. Fiberglass crowns versus preformed metal crowns in pulpotomized primary molars: a randomized controlled clinical trial. *Quintessence Int*. 2020;51(10):844-52.

115. Aboushelib OA. Fatigue and 3-D wear resistance of Fiberglass versus Stainless steel crowns for restoration of primary teeth. *Egyptian Dental Journal*. 2021;67(3):1835-41.
116. Mohammadzadeh Z, Parisay I, Mehrabkhani M, Madani AS, Mazhari F. Clinical evaluation of fiber-reinforced composite crowns in pulp-treated primary molars: 12-month results. *European Journal of Dentistry*. 2016;10(04):522-8.
117. Mittal GK, Verma A, Pahuja H, Agarwal S, Tomar H. Esthetic crowns in pediatric dentistry: A review. *Int J Contemp Med Res*. 2016;3:1280-2.
118. Dentistry E. Breakthrough in Pediatric Dentistry 2018 Available from: https://www.edelweissdentistry.com/wpcontent/uploads/2018/02.PedoCrowns-Brochure_02_2019_WEB.pdf Last accessed on. 2019.
119. Sathyaprasad S. ANTERIOR CROWNS IN PEDIATR. *Journal of Current Research*. 2020;12(11):14510-5.
120. Srinath S, Kanthaswamy A. Different crown used for restoring anterior primary teeth: A review. *Journal of Pharmaceutical Sciences and Research*. 2017;9(2):190.
121. Yilmaz Y, Guler C. Evaluation of different sterilization and disinfection methods on commercially made preformed crowns. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*. 2008;26(4):162-7.
122. Walia T, Salami AA, Rashid F. Advances in Pediatric Restorative Materials: A Focus on Hybrid Resin Crowns. *Dentistry Journal*. 2020;8(2):45-50.
123. Amrutha B. Tooth coloured crowns in pediatric dentistry–A review. *Int J Curr Res*. 2019;11(5):4098-104.
124. Santamaria RM, Garcia-Godoy F. Clinical Performance of BioFLX Crowns in Pediatric Restorative Dentistry. *Journal of Conservative Dentistry*. 2021;24(4):310-6.
125. NuSmile. Instructions for Use – NuSmile SSC: NuSmile; 2025 [Available from: <https://www.flipsnack.com/6C989CDD75E/ifu-35-nusmile-ssc-instructions-for-use-multi-lang/full-view.html>].
126. NuSmile. ZR Technical Guide: NuSmile Ltd.; 2022 [Available from: <https://www.flipsnack.com/6C989CDD75E/ifu-05-zr-technical-guide-eng/full-view.html>].

127. NuSmile. Instructions for Use: BioFLX Posterior Crowns: NuSmile Ltd.; 2023
[Available from: <https://www.flipsnack.com/6C989CDD75E/ifu-118-nusmile-bioflx-posterior-crowns-instructions-for-use/full-view.html>.]
128. Lad PP, Kamath M, Tarale K, Kusugal PB. Practical clinical considerations of luting cements: A review. Journal of international oral health: JIOH. 2014;6(1):116.
129. Yılmaz CB, Yanıkoglu N. FARKLI POST SİSTEMLERİNİN TUTUCULUĞUNDA YAPIŞTIRMA SİMANLARININ ETKİSİNİN İNCELENMESİ. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2020;30(2):267-73.
130. Leung GK-H, Wong AW-Y, Chu C-H, Yu OY. Update on dental luting materials. Dentistry journal. 2022;10(11):208.
131. Anusavice K. Informatics systems to assess and apply clinical research on dental restorative materials. Advances in dental research. 2003;17(1):43-8.
132. de Souza Costa CA, Hebling J, Garcia-Godoy F, Hanks CT. In vitro cytotoxicity of five glass-ionomer cements. Biomaterials. 2003;24(21):3853-8.
133. Diaz-Arnold AM, Vargas MA, Haselton DR. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. The Journal of prosthetic dentistry. 1999;81(2):135-41.
134. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' science of dental materials: Elsevier Health Sciences; 2012.
135. Game R, Darveniza M. Zinc phosphate cement and retention. Australian dental journal. 1988;33(2):154.
136. Hill EE. Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations. Dental Clinics of North America. 2007;51(3):643-58.
137. Fakiha Z, Al-Aujan A, Al-Shamrani S. Retention of cast posts cemented with zinc phosphate cement using different cementing techniques. Journal of Prosthodontics. 2001;10(1):37-41.
138. Sakaguchi RLP, J. M. Craig's Restorative Dental Materials. 13th ed. St. Louis: Elsevier; 2011.
139. Wilson A, McLean J. Glass-ionomer cement Quintessence. Chicago; 1988.
140. Wingo K. A review of dental cements. Journal of veterinary dentistry. 2018;35(1):18-27.

141. Moshaverinia A, Roohpour N, Chee WW, Schricker SR. A review of powder modifications in conventional glass-ionomer dental cements. *Journal of materials chemistry*. 2011;21(5):1319-28.
142. Sidhu SK, Nicholson JW. A review of glass-ionomer cements for clinical dentistry. *Journal of functional biomaterials*. 2016;7(3):16.
143. Kevin J. Donly ISS. *Dental Materials*. In: Arthur J. Nowak D, MA, editor. *Pediatric Dentistry-Infancy Through Adolescence* 2018.
144. Berg JH. Glass ionomer cements. *Pediatric dentistry*. 2002;24(5):430-8.
145. Sidhu S. Glass-ionomer cement restorative materials: a sticky subject? *Australian dental journal*. 2011;56:23-30.
146. McCabe JF, Walls AW. *Applied dental materials*: John Wiley & Sons; 2013.
147. Mount GJ. *An atlas of glass-ionomer cements: a clinician's guide*: CRC Press; 2001.
148. Sidhu SK, Watson TF. Resin-modified glass ionomer materials. A status report for the *American Journal of Dentistry*. *American journal of dentistry*. 1995;8(1):59-67.
149. McCabe JF. Resin-modified glass-ionomers. *Biomaterials*. 1998;19(6):521-7.
150. Luong E, Shayegan A. Assessment of microleakage of class V restored by resin composite and resin-modified glass ionomer and pit and fissure resin-based sealants following Er: YAG laser conditioning and acid etching: in vitro study. *Clinical, cosmetic and investigational dentistry*. 2018:83-92.
151. Croll TP, Bar-Zion Y, Segura A, Donly KJ. Clinical performance of resin-modified glass ionomer cement restorations in primary teeth: a retrospective evaluation. *The Journal of the American Dental Association*. 2001;132(8):1110-6.
152. Killian CM, Croll T. Primary molar adhesive tooth restoration. *Handbook of Clinical Techniques in Pediatric Dentistry*. 2015:29-37.
153. Hill E, Lott J. A clinically focused discussion of luting materials. *Australian dental journal*. 2011;56:67-76.
154. Ashby MF. *Materials selection in mechanical design*. *Metallurgia Italiana*. 1994;86:475-.
155. Manso AP, Silva NR, Bonfante EA, Pegoraro TA, Dias RA, Carvalho RM. Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dental Clinics*. 2011;55(2):311-32.

156. Vrochari AD, Eliades G, Hellwig E, Wrbas K-T. Curing efficiency of four self-etching, self-adhesive resin cements. *Dental Materials*. 2009;25(9):1104-8.
157. Uludamar A, Akalin B, Kulak Y. Surface preparations of zirconia based full ceramic restorations before cementation. *Cumhuriyet Dent J*. 2011;14(2):140-53.
158. Carville R, Quinn F. The selection of adhesive systems for resin-based luting agents. *Journal of the Irish Dental Association*. 2008;54(5).
159. Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G. Porcelain veneers: a review of the literature. *Journal of dentistry*. 2000;28(3):163-77.
160. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;89(3):268-74.
161. Kılıçarslan M, Zaimoğlu A. Shear Bond Strength of Porcelain Laminate Veneers Which Bonded Resin Cements on Enamel and Dentine. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci*. 1999;5(2):99-105.
162. Pegoraro TA, da Silva NR, Carvalho RM. Cements for use in esthetic dentistry. *Dental Clinics of North America*. 2007;51(2):453-71.
163. Burgess JO, Ghuman T, Cakir D, Swift J, Edward J. Self-adhesive resin cements. *Journal of esthetic and restorative dentistry*. 2010;22(6):412-9.
164. Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. *Journal of Adhesive Dentistry*. 2008;10(4).
165. Nakabayashi N, Watanabe A, Gendusa N. Dentin adhesion of “modified” 4-META/MMA-TBB resin: function of HEMA. *Dental Materials*. 1992;8(4):259-64.
166. Simon JF, Darnell LA. Considerations for proper selection of dental cements. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* (15488578). 2012;33(1).
167. Ogunyinka A. The bond of two adhesive resins to alumina blasted and heat-treated gold alloy surfaces. *Journal of oral rehabilitation*. 2000;27(5):403-6.
168. Mow VC, Huiskes R. A brief history of science, and orthopaedic biomechanics. *Basic Orthopaedic Biomechanics and Mechanobiology* Philadelphia, Lippincot Williams and Wilkins. 2005:1-28.
169. Soykan E, Eskitaşçıoğlu G, Ünsal E, Bağış N. Dental implantların biyomekaniği ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi uygulamaları. *European Annals of Dental Sciences*. 2013;40(2):87-95.
170. Caputo AA, Standlee JP. Biomechanics in clinical dentistry. (No Title). 1987.

171. O'Brien WJ. Dental materials and their selection: Quintessence Chicago; 2002.
172. Askeland DR, Phulé PP, Wright WJ, Bhattacharya D. The science and engineering of materials. 2003.
173. Tanaka E, Van Eijden T. Biomechanical behavior of the temporomandibular joint disc. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*. 2003;14(2):138-50.
174. Courant R. Variational methods for the solution of problems of equilibrium and vibrations. *Lecture notes in pure and applied mathematics*. 1994:1-.
175. Hammond D, Whitty J. Finite element analysis and dentistry. *Faculty Dental Journal*. 2015;6(3):134-9.
176. Clough RW. The finite element in plane stress analysis. *Proc 2nd ASCE Confer On Electric Computation*, 1960. 1960.
177. Sreekha A, Bashetty K. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian Journal of Dental Research*. 2010;21(3):425-32.
178. Knowles NC. Finite element analysis. *Computer-Aided Design*. 1984;16(3):134-40.
179. Van Staden R, Guan H, Loo Y-C. Application of the finite element method in dental implant research. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*. 2006;9(4):257-70.
180. Rubin C, Krishnamurthy N, Capilouto E, Yi H. Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. *Journal of dental research*. 1983;62(2):82-6.
181. Moeen F, Nisar S, Dar N. A STEP BY STEP GUIDE TO FINITE ELEMENT ANALYSIS IN DENTAL IMPLANTOLOGY. *Pakistan Oral & Dental Journal*. 2014;34(1).
182. Ho M-H, Lee S-y, Chen H-H, Lee M-C. Three-dimensional finite element analysis of the effects of posts on stress distribution in dentin. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1994;72(4):367-72.
183. PATRAN. Version 2000 (Patran2000r2) ed. USA: MSC Software; 2000.
184. Gao J, Xu W, Ding Z. 3D finite element mesh generation of complicated tooth model based on CT slices. *Computer methods and programs in biomedicine*. 2006;82(2):97-105.
185. Zannoni C, Mantovani R, Viceconti M. Material properties assignment to finite element models of bone structures: a new method. *Medical engineering & physics*. 1999;20(10):735-40.

186. Ramoğlu S, Ozan O. Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2014;24(3).
187. Ebrahimi F. Finite element analysis: new trends and developments: BoD–Books on Demand; 2012.
188. Logan DL. A first course in the finite element method: Thomson; 2011.
189. Pelosi G. The finite-element method, Part I: RL Courant [historical corner]. IEEE Antennas and Propagation Magazine. 2007;49(2):180-2.
190. Babuška I, Banerjee U, Osborn JE. Generalized finite element methods—main ideas, results and perspective. International Journal of Computational Methods. 2004;1(01):67-103.
191. Bilgin MS. Post kor sistemlerinin fraktür analizi ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirilmesi. 2008.
192. Çalıkoğlu S. Bölümlü Protezler, 2. Baskı, İstanbul Ü Basımevi, İstanbul. 1992.
193. Ulusoy M, Aydın K. Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler Cilt 1-2, 3. Baskı, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Yayınları, Ankara. 2010.
194. Sonugelen M, ve Biyomekanik ACAP. Oral prostheses and biomechanics. İzmir: Ege Univ Dis Hek Fak Yayınları. 2002:3Å8.
195. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. The role of the finite element model in dental implants. Journal of Oral Implantology. 2000;26(2):77-81.
196. Celik G, Uludag B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. The Journal of prosthetic dentistry. 2007;97(4):229-35.
197. Pesqueira AA, Goiato MC, Filho HG, Monteiro DR, Santos DMd, Haddad MF, Pellizzer EP. Use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants. Journal of Oral Implantology. 2014;40(2):217-28.
198. Ulusoy M, AK A. Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara. 2003.
199. Çalıkkocaoğlu S. Bölümlü Protezler. İstanbul: İstanbul Üniversitesi Basımevi; 1996.
200. Ramesh K. Fusion of digital photoelasticity, rapid prototyping and rapid tooling technologies. Digital Photoelasticity: Advanced Techniques and Applications: Springer; 2000. p. 347-67.

201. Karl M, Dickinson A, Holst S, Holst A. Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*. 2009;17(2):50-7.
202. Puškar T, Jevremović D, Blažić L, Vasiljević D, Pantelić D, Murić B, Trifković B. Holographic interferometry as a method for measuring strain caused by polymerization shrinkage of dental composite. *Contemp mater*. 2010;1(1):105-11.
203. Wheeler RC. *An Atlas of Tooth Form*. Toronto: Harcourt Canada; 1969.
204. Prabhakar AR, Chakraborty A, Nadig B, Yavagal C. Finite element stress analysis of restored primary teeth: A comparative evaluation between stainless steel crowns and preformed zirconia crowns. *International Journal of Oral Health Sciences*. 2017;7(1):10-5.
205. Dejak B, Młotkowski A, Langot C. Three-dimensional finite element analysis of molars with thin-walled prosthetic crowns made of various materials. *Dental Materials*. 2012;28(4):433-41.
206. Chung S-Y, Lee H, Chae YK, Jung YS, Jo S-S, Lee KE, et al. Stress distribution in pediatric zirconia crowns depending on different tooth preparation and cement type: a finite element analysis. *BMC oral health*. 2022;22(1):550.
207. De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The apparent increase of the Young's modulus in thin cement layers. *Dental materials*. 2004;20(5):457-62.
208. Lath T, Rathi N, Mehta V, Mopagar VP, Patil RU, Hugar S, et al. Evaluation of stress generation in core build up-material of mutilated primary teeth: a comparative finite element analysis between BioFlx, stainless steel and zirconia crowns. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. 2024;48(6).
209. Guler MS, Guler C, Belduz Kara N, Odabasi D, Bekci ML. The stress distribution of a primary molar tooth restored with stainless steel crown using different luting cements. *BMC Oral Health*. 2024;24(1):269.
210. Prabhakar AR, Yavagal CM, Chakraborty A, Sugandhan S. Finite element stress analysis of stainless steel crowns. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*. 2015;33(3):183-91.

211. Owais AI, Shaweesh M, Abu Alhaija ES. Maximum occusal bite force for children in different dentition stages. *The European Journal of Orthodontics*. 2013;35(4):427-33.
212. Rentes A, Gavião M, Amaral J. Bite force determination in children with primary dentition. *Journal of oral rehabilitation*. 2002;29(12):1174-80.
213. Waly AS, Souror YR, Yousief SA, Alqahtani WM, El-Anwar MI. Pediatric stainless-steel crown cementation finite element study. *European Journal of Dentistry*. 2021;15(01):077-83.
214. Patil AT, Surath S, Sandhyarani B, Nikam PP, Kulkarni TR, Pursnani V. A study on stress distribution of different preformed crowns in deciduous mandibular second molar using finite element analysis. *J Coastal Life Med JCLMM*. 2023;1(11):2289-300.
215. Schmoekel J, Gorseta K, Splieth CH, Juric H. How to intervene in the caries process: early childhood caries—a systematic review. *Caries research*. 2020;54(2):102-12.
216. Ram D, Fuks AB, Eidelman E. Long-term clinical performance of esthetic primary molar crowns. *Pediatric dentistry*. 2003;25(6).
217. Dentistry AAoP. American Academy of Pediatric Dentistry reference manual: American Academy of Pediatric Dentistry; 2008.
218. Abdelhafez A, Dhar V. Comparative clinical performance of stainless steel, zirconia, and Bioflx crowns in primary molars: a randomized controlled trial. *BMC Oral Health*. 2025;25(1):585.
219. Dentistry AAoP. Best practices for restorative dentistry. In: Dentistry AAoP, editor. *The Reference Manual of Pediatric Dentistry*. Chicago, IL: American Academy of Pediatric Dentistry; 2022. p. 372–80.
220. Hambire C, Hambire U. Recent advancements in materials in pediatric restorative dentistry. *International Journal of Oral Health Sciences*. 2022;12(1):3-7.
221. Yilmaz Y, Simsek S, Dalmis A, Gurbuz T, Kocogullari M. Evaluation of stainless steel crowns cemented with glass-ionomer and resin-modified glass-ionomer luting cements. *American journal of dentistry*. 2006;19.
222. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental materials*. 2008;24(3):299-307.

223. Garcia-Giron A, Romano J-M, Batal A, Dashtbozorg B, Dong H, Solanas EM, et al. Durability and wear resistance of laser-textured hardened stainless steel surfaces with hydrophobic properties. *Langmuir*. 2019;35(15):5353-63.
224. Kist S, Stawarczyk B, Kollmuss M, Hickel R, Huth KC. Fracture load and chewing simulation of zirconia and stainless-steel crowns for primary molars. *European journal of oral sciences*. 2019;127(4):369-75.
225. Rahate I, Fulzele P, Thosar N. Comparative evaluation of clinical performance, child and parental satisfaction of Bioflx, zirconia and stainless steel crowns in pediatric patients. *F1000Research*. 2023;12:756.
226. Desai Shrikar R, Shinde Harshada H. Finite Element Analysis: Basics And Its Applications In Dentistry. *Indian journal of dental sciences*. 2012;4(1).
227. Romeed S, Fok S, Wilson N. A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. *Journal of oral rehabilitation*. 2006;33(3):209-15.
228. Verim O, editor Farklı Medikal Cihazlar ile Modellenmiş İnsan Proximal Femurların Karşılaştırılması ve FEM Analizleri. 6th International Advanced Technologies Symposium.
229. Chen Q, Luo S, Wang Y, Chen Z, Li Y, Meng M, et al. Three-dimensional finite element analysis of occlusal stress on maxillary first molars with different marginal morphologies restored with occlusal veneers. *BMC Oral Health*. 2024;24(1):1349.
230. Herkar PP, Anantharaj A, Praveen P, Shankarappa PR, Sudhir R. A comparative study of conventional and Hall techniques of crown placement using finite element stress analysis. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*. 2022;40(3):302-10.
231. Demirel A, Sarı Ş. Are increased masticatory forces risk for primary 2nd molars without successors? A 3D FEA study. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. 2019;43(1):64-8.
232. Waly AS, Yousief SA, Moteea ME, Abu Samadah MS, Elfezary MT. Influence of luting cement on the biomechanical behavior of Bioflx crowns. *BMC Oral Health*. 2025;25(1):954.
233. Shahrbafe S, Mirzakouchaki B, Ghassemieh E, Martin N. Effect of the crown design and interface lute parameters on the stress-state of a machined crown–tooth system: A finite element analysis. *Dental Materials*. 2013;29(8):e123-e31.

234. Zarone F, Apicella D, Sorrentino R, Ferro V, Aversa R, Apicella A. Influence of tooth preparation design on the stress distribution in maxillary central incisors restored by means of alumina porcelain veneers: a 3D-finite element analysis. *Dental materials*. 2005;21(12):1178-88.
235. Geng J-P, Tan KB, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001;85(6):585-98.
236. Trivedi S. Finite element analysis: A boon to dentistry. *Journal of oral biology and craniofacial research*. 2014;4(3):200-3.
237. Bucchi C, Marcé-Nogué J, Galler K, Widbiller M. Biomechanical performance of an immature maxillary central incisor after revitalization: a finite element analysis. *International Endodontic Journal*. 2019;52(10):1508-18.
238. Belli S, Eraslan O, Eskitaşcıoğlu G. Effect of different treatment options on biomechanics of immature teeth: a finite element stress analysis study. *Journal of endodontics*. 2018;44(3):475-9.
239. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *The Journal of oral implantology*. 1997;23(3):104-11.
240. Olsen JL. Finite Element Analysis of Maxillary Central Incisor Trauma. 2013.
241. Rossi AC, Freire AR, Prado FB, Asprino L, Correr-Sobrinho L, Caria PHF. Photoelastic and finite element analyses of occlusal loads in mandibular body. *Anatomy research international*. 2014;2014(1):174028.
242. Eser A, Tonuk E, Akca K, Cehreli MC. Numeric Simulation of Time-Dependent Remodeling of Bone Around Loaded Oral Implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2009;24(4).
243. Akça K, Çehreli MC, İplikçioğlu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *International Journal of Prosthodontics*. 2002;15(2).
244. Dejak B, Młotkowski A. Strength comparison of anterior teeth restored with ceramic endocrowns vs custom-made post and cores. *Journal of prosthodontic research*. 2018;62(2):171-6.
245. Yamanel K, Çağlar A, Gülsahi K, Özden UA. Effects of different ceramic and composite materials on stress distribution in inlay and onlay cavities: 3-D finite element analysis. *Dental materials journal*. 2009;28(6):661-70.

246. Richert R, Farges J-C, Tamimi F, Naouar N, Boisse P, Ducret M. Validated finite element models of premolars: A scoping review. *Materials*. 2020;13(15):3280.
247. Thaungwilai K, Tantilertanant Y, Singhatanadgit W, Singhatanadgid P. Finite element analysis of the mechanical performance of non-restorable crownless primary molars restored with intracoronal core-supported crowns: a proposed treatment alternative to extraction for severe early childhood caries. *Journal of clinical medicine*. 2023;12(5):1872.
248. Cruz M, Lourenço AF, Toledo EM, da Silva Barra LP, de Castro Lemonge AC, Wassall T. Finite element stress analysis of cuneiform and cylindrical threaded implant geometries. *Technology and Health Care*. 2006;14(4-5):421-38.
249. Demircan B, Demir P. 3D finite element analysis of stress distribution as a result of oblique and horizontal forces after regenerative endodontic treatment part II: comparison of material thickness. *BMC Oral Health*. 2023;23(1):869.
250. Kurt A, Yaylacı M, Dizdar A, Naralan ME, Yaylacı EU, Öztürk Ş, Çakır B. Evaluation of the effect on the permanent tooth germ and the adjacent teeth by finite element impact analysis in the traumatized primary tooth. *International Journal of Paediatric Dentistry*. 2024;34(6):822-31.
251. Feizbakhsh M, Kadkhodaei M, Zandian D, Hosseinpour Z. Stress distribution in maxillary first molar periodontium using straight pull headgear with vertical and horizontal tubes: a finite element analysis. *Dental Research Journal*. 2017;14(2):117-24.
252. Chen G, Fan W, Mishra S, El-Atem A, Schuetz MA, Xiao Y. Tooth fracture risk analysis based on a new finite element dental structure models using micro-CT data. *Computers in biology and medicine*. 2012;42(10):957-63.
253. Ihde S, Goldmann T, Himmlova L, Aleksic Z. The use of finite element analysis to model bone-implant contact with basal implants. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 2008;106(1):39-48.
254. Mir A, Luo X, Llavori I, Roy A, Zlatanovic DL, Joshi SN, Goel S. Challenges and issues in continuum modelling of tribology, wear, cutting and other processes involving high-strain rate plastic deformation of metals. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*. 2022;130:105185.
255. Sachdeva A, Punhani N, Bala M, Arora S, Gill GS, Dewan N. The prevalence and pattern of cavitated carious lesions in primary dentition among children

- under 5 years age in Sirsa, Haryana (India). *Journal of International Society of Preventive and Community Dentistry*. 2015;5(6):494-8.
256. Ninawe NS, Airen P, Honaje NV, Reddy N, Nagpal D. Evaluation of stress distribution of masticatory forces on Zirconia, Bioflx, and Graphene crown in primary mandibular molars using finite element analysis. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*. 2025;43(1):136-42.
 257. Kumari L, Agrawal A, Mandal A, Nandekar D, Narlawar J, Ghosh S. Biomechanical Analysis of Pediatric Dental Crowns: A Comparative Study of Zirconia, Bioflex, and PEEK Using Finite Element Analysis. *Journal of Pharmacy and Bioallied Sciences*. 2025;17(Suppl 2):S1211-S3.
 258. Sahoo S, Palanimuthu SK, Rajendran G, Haridoss S, Swaminathan K, Haridoss S. Finite Element Analysis of Stress Distribution in Pediatric Zirconia Crowns Luted With Four Different Cements. *Cureus*. 2025;17(4).
 259. Heboyen A, Vardanyan A, Karobari MI, Marya A, Avagyan T, Tebyaniyan H, et al. Dental luting cements: an updated comprehensive review. *Molecules*. 2023;28(4):1619.
 260. Sagsoz NP, Yanikoglu N. Evaluation of the fracture resistance of computer-aided design/computer-aided manufacturing monolithic crowns prepared indifferent cement thicknesses. *Nigerian Journal of Clinical Practice*. 2018;21(4).
 261. Tribst JPM, Dal Piva AMdO, Madruga CFL, Valera MC, Borges ALS, Bresciani E, de Melo RM. Endocrown restorations: Influence of dental remnant and restorative material on stress distribution. *Dental Materials*. 2018;34(10):1466-73.
 262. Khan AS, Shaikh T, Shaikh M, Lal Q. A study of the antagonist tooth wear, hardness, and fracture toughness of three different generations of zirconia. *World Journal of Dentistry*. 2023;14(8):688-95.
 263. Santamaría RM, Abudrya MH, Gül G, Mourad MS, Gomez GF, Zandona AGF. How to intervene in the caries process: dentin caries in primary teeth. *Caries research*. 2020;54(4):306-23.
 264. Deolikar S, Rath N, Mehta V. Comparative evaluation of stress generation in primary teeth restored with zirconia and BioFlx crowns: A finite element analysis. *Dent J*. 2024;57(2):80-6.

265. Wiskott H, Krebs C, Scherrer S, Botsis J, Belser U. Compressive and tensile zones in the cement interface of full crowns: a technical note on the concept of resistance. *Journal of Prosthodontics*. 1999;8(2):80-91.
266. Kızıllırmak İ. Farklı materyaller kullanılarak simante edilen pediatrik zirkonya kuronun sonlu elemanlar analizi ile stres dağılımlarının değerlendirilmesi. Ankara: Gazi Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Diş Hekimliği Fakültesi, Pedodonti Anabilim Dalı; 2021.
267. Liu B, Lu C, Wu Y, Zhang X, Arola D, Zhang D. The effects of adhesive type and thickness on stress distribution in molars restored with all-ceramic crowns. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*. 2011;20(1):35-44.
268. Soares CJ, Versluis A, Valdivia A, Bicalho AA, Veríssimo C, Barreto BdCF, Roscoe MG. Finite element analysis in dentistry-improving the quality of oral health care. *Moratal D Finite Element Analysis-From Biomedical Applications to Industrial Developments Intech*. 2012:25-56.
269. Chang Y, Tambe AA, Maeda Y, Wada M, Gonda T. Finite element analysis of dental implants with validation: to what extent can we expect the model to predict biological phenomena? A literature review and proposal for classification of a validation process. *International journal of implant dentistry*. 2018;4(1):7.



ALANYA ALAADDİN KEYKUBAT ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞI

Sayı : 3-3/2024
Konu : Etik Kurul Kararı

18/12/2024

Doç. Dr. Hayri AKMAN

Fakültemiz Girişimsel Olmayan Klinik ve Gözlemsel Araştırmalar Etik Kuruluna yapmış olduğunuz **"Farklı Siman Tipleriyle Uygulanan Pediatrik Kronların Stres Değerlerinin Karşılaştırılması: Sonlu Elemanlar Analizi"** isimli başvurunuz incelenmiş olup, 18.12.2024 tarihli ve 3/3 sayılı etik kurulu kararı ekte sunulmuştur.

Bilgilerinize rica ederim.

Ek:
- Karar Formu (1 sayfa)

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler			
Adı	Ceren	Uyruğu	
Soyadı	GÜMÜŞ SAKA	Tel No	
Doğum Tarihi		e-posta	

Eğitim Bilgileri	
Lise	Tülay Başaran Anadolu Lisesi (2013)
Lisans/Yüksek Lisans	Ondokuz Mayıs Üniversitesi (2019)
Doktora	

İş Deneyimi		
Görevi	Kurum	Süre (Yıl-Yıl)

Yabancı Dilleri	Sınav Türü	Puanı

Proje Deneyimi		
Proje Adı	Destekleyen Kurum	Süre (Yıl-Yıl)

Burslar- Ödüller:	
Yayınlar ve Bildiriler:	