

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**SÜT DİŞLERİNE UYGULANAN ZİRKONYUM PEDIATRİK
KURONLAR İLE PASLANMAZ ÇELİK KURONLARIN
SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ KULLANILARAK
KARŞILAŞTIRMALI DEĞERLENDİRİLMESİ**

BETÜL GÜNEY ÇILDAN

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

PEDODONTİ ANABİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI

Dr. Öğr. Üyesi Emre KORKUT

KONYA 2019

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**SÜT DİŞLERİNE UYGULANAN ZİRKONYUM PEDIATRİK
KURONLAR İLE PASLANMAZ ÇELİK KURONLARIN
SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ KULLANILARAK
KARŞILAŞTIRMALI DEĞERLENDİRİLMESİ**

BETÜL GÜNEY ÇILDAN

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

PEDODONTİ ANABİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI

Dr. Öğr. Üyesi Emre KORKUT

Bu araştırma Necmettin Erbakan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından **181924001** proje numarası ile desteklenmiştir.

KONYA 2019

TEZ ONAY SAYFASI

Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı Uzmanlık Öğrencisi **Betül GÜNEY ÇİLDAN**'ın “**Süt Dişlerine Uygulanan Zirkonyum Pediatrik Kuronlar ile Paslanmaz Çelik Kuronların Sonlu Elemanlar Stres Analizi Kullanılarak Karşılaştırmalı Değerlendirilmesi**” başlıklı tezi tarafımızdan incelenmiş; amaç, kapsam ve kalite yönünden Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Konya, TÜRKİYE / 28.03.2019

Tez Danışmanı

Dr. Öğr. Üyesi Emre KORKUT

Necmettin Erbakan Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Jüri Üyesi

Prof. Dr. Yağmur ŞENER

Necmettin Erbakan Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Jüri Üyesi

Doç. Dr. Murat Selim BOTSALI

Selçuk Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Yukarıdaki tez, Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yönetim Kurulunun 02/04/2019 tarih ve E.25105 sayılı kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Ali Rıza TUNÇDEMİR

Necmettin Erbakan Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

APPROVAL

We certify that we have read this dissertation entitled “*Comparative Evaluation of Zirconium Pediatric Crowns and Stainless Steel Crowns Applied to Primary Teeth Using Finite Element Stress Analysis*” by **Betül GÜNEY ÇILDAN** that in our opinion it is fully adequate, in scope and quality, as dissertation for the degree of *Specialization Thesis* in the Department of “**Pediatric Dentistry**”, Faculty of Dentistry, University of Necmettin Erbakan.

Konya, TURKEY / 28.03.2019

Principal Advisor

Asst. Prof. Emre KORKUT

Necmettin Erbakan University

Faculty of Dentistry

Examination Committee Member

Prof. Yağmur ŞENER

Necmettin Erbakan University

Faculty of Dentistry

Examination Committee Member

Assoc. Prof. Murat Selim BOTSALI

Selcuk University

Faculty of Dentistry

This thesis has approved by the decision of Necmettin Erbakan University Faculty of Dentistry Administrative Board dates 02/04/2019 and numbered E.25105.

Dean

Prof. Ali Rıza TUNÇDEMİR

Necmettin Erbakan University

Faculty of Dentistry

TEZ BEYAN SAYFASI

Bu tezin tamamının kendi çalışmam olduğunu, planlanmasından yazımına kadar hiçbir aşamasında etik dışı davranışımın olmadığını, tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları kaynaklar listesine aldığımı, tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

28.03.2019

Betül GÜNEY ÇİLDAN



ÖNSÖZ VE/VEYA TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi, deneyim ve önerileri ile eğitimime katkılarını esirgemeyen Danışman Hocam Sayın Dr. Öğr. Üyesi Emre KORKUT'a,

Bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşarak eğitimimde emeği ve desteği olan Pedodonti Anabilim Dalı öğretim üyeleri Hocalarım Prof. Dr. Yağmur ŞENER ve Dr. Öğr. Üyesi Hazal ÖZER'e,

Tez çalışmam ve eğitim hayatım süresince bana yol gösteren, birikimlerini benimle paylaşan, yardım ve destekleri ile her zaman yanımda olan Sevgili Hocam Dr. Öğr. Üyesi Onur GEZGİN'e,

Uzmanlık eğitimim süresince birlikte çalıştığım araştırma görevlisi, doktora öğrencisi arkadaşlarıma ve klinik personelimize,

Sonlu elemanlar analizi konusunda beni aydınlatan Mak. Müh. Halil İbrahim İMİROĞLU'na,

Hayatımın her anında yanımda olan, her zaman desteklerini hissettiğim arkadaşlarım Şükriye TÜRKOĞLU, Bilge CAN ve Makbule KIZILCAKAYA'ya,

Hayatım boyunca aldığım tüm kararlarda yanımda olan, sonsuz ilgilerini üzerimden hiçbir zaman eksik etmeyen, sevgileri ile kendimi her zaman değerli hissetmemi sağlayan sevgili aileme,

Varlığı ile hayatımı güzelleştiren, her anımı değerli ve anlamlı kılan, bu süreçte yorulmadan yanımda olan ve tüm zorlukları çekilebilir kılan hayat arkadaşım Yunus ÇİLDAN'a

sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Bu araştırma Necmettin Erbakan Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından **181924001** proje numarası ile desteklenmiştir.

İÇİNDEKİLER

<i>İç Kapak</i>	i
<i>Tez Onay Sayfası</i>	ii
<i>Approval</i>	iii
<i>Tez Beyan Sayfası</i>	iv
<i>Önsöz ve/veya Teşekkür</i>	v
<i>İçindekiler</i>	vi
<i>Kısaltmalar ve Simgeler Listesi</i>	ix
<i>Şekiller Listesi</i>	xi
<i>Tablolar Listesi</i>	xiv
<i>Grafikler Listesi</i>	xv
<i>Özet</i>	xvii
<i>Abstract</i>	xviii
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. <i>Diş Çürüğü</i>	3
2.1.1. <i>Diş Çürüğünün Tanımı</i>	3
2.1.2. <i>Diş Çürüğü Oluşumunu Etkileyen Faktörler</i>	3
2.1.3. <i>Diş Çürüğünün Sınıflandırılması</i>	8
2.2. <i>Süt Dişleri</i>	9
2.3. <i>Süt Dişlerinde Kullanılan Dolgu Materyalleri</i>	12
2.3.1. <i>Amalgam</i>	13
2.3.2. <i>Geleneksel Cam İyonomer Siman</i>	16
2.3.3. <i>Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman</i>	19
2.3.4. <i>Poliastit Modifiye Kompozit Resin (Kompomer)</i>	23
2.3.5. <i>Kompozit Resin</i>	26
2.3.6. <i>Giomer Kompozit Resin</i>	32
2.4. <i>Süt Dişlerinde Kullanılan Full Kural Restorasyon Çeşitleri</i>	32
2.4.1. <i>Paslanmaz Çelik Kural</i>	34
2.4.2. <i>Open Face Paslanmaz Çelik Kural</i>	36
2.4.3. <i>Prefabrike Resin Veneerli Paslanmaz Çelik Kural</i>	36
2.4.4. <i>Kompozit Veneerli Paslanmaz Çelik Kural</i>	37
2.4.5. <i>Prefabrike Metal Destekli Porselen Kural</i>	37

2.4.6. Akrilik Rezin Kuronlar	38
2.4.7. Polikarbonat Kuronlar	39
2.4.8. Pediatrik Jaket Kuronlar	40
2.4.9. Laboratuvarda Üretilmiş Kompozit Rezin Kuronlar	40
2.4.10. Kompozit Strip Kuronlar	41
2.4.11. Pediatrik Zirkonyum Kuronlar	42
2.5. Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri	47
2.5.1. Fotoelastik Analiz Yöntemi	48
2.5.2. Gerinimölçer Analiz Yöntemi	49
2.5.3. Holografik İnterferometre Analiz Yöntemi	49
2.5.4. Kırılğan Vernik ile Kaplama Yöntemi	49
2.5.5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi	49
2.5.6. Radyoteleometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi	50
2.5.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi	50
3. GEREÇ VE YÖNTEM	58
3.1. Dişe Ait 3 Boyutlu Katı Modelin Oluşturulması	58
3.2. Kural Restorasyon ve Yapıştırıcı Materyallere Ait 3 Boyutlu Katı Modelin Oluşturulması	60
3.3. ANSYS Programı ile Sayısal Modellerin Oluşturulması ve Malzeme Özelliklerinin Programa Aktarılması	62
3.4. ANSYS Programı ile Kuvvetlerin Uygulanması ve Sonuçların Elde Edilmesi ...	63
4. BULGULAR	65
4.1. Uygulanan Kuvvete Bağlı Olarak Modellerde Oluşan Von Mises Stres Değerleri	65
4.1.1. Aksiyal Kuvvet Uygulanan Modellerde Oluşan Von Mises Stres Değerleri	65
4.1.2. Dişin Uzun Aksı ile 0° Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modellerde Oluşan Von Mises Stres Değerleri	70
4.1.3. Dişin Uzun Aksı ile 45° Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modellerde Oluşan Von Mises Stres Değerleri	75
4.1.4. Dişin Uzun Aksı ile 90° Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modellerde Oluşan Von Mises Stres Değerleri	80
4.2. Farklı Kuvvetlere Bağlı Olarak Modellerin Farklı Katmanlarında Oluşan Von Mises Stres Değerleri	85

4.2.1. Farklı Kuvvetlere Bağlı Olarak Kronal Restorasyonlarda Oluşan Von Mises Stres Değerleri	85
4.2.2. Farklı Kuvvetlere Bağlı Olarak Yapıştırıcı Simanlarda Oluşan Von Mises Stres Değerleri	86
4.2.3. Farklı Modellerde Farklı Kuvvetlere Bağlı Olarak Dentin Dokusunda Oluşan Von Mises Stres Değerleri	87
4.2.4. Farklı Modellerde Farklı Kuvvetlere Bağlı Olarak Pulpa Dokusunda Oluşan Von Mises Stres Değerleri	88
5. TARTIŞMA	90
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	103
7. KAYNAKLAR	105
8. ÖZGEÇMİŞ.....	120
9. EKLER.....	121
9.1. EK-A: İlaç ve Tıbbi Cihaz Dışı Araştırmalar Etik Kurulu Onayı	121

KISALTMALAR VE SİMGELER LİSTESİ

µm	: Mikrometre
AAPD	: Amerikan Çocuk Diş Hekimliği Akademisi
AMBN	: Ameloblastin
AMELX	: Amelogenin
BHT	: 2,4,6-Tritersiyer Bütilfenol
BIS-GMA	: Bisfenol-A Glisidil Metakrilat
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
Ca₃(PO₄)₂	: Kalsiyum Fosfat
CAD	: Computer Aided Design - Bilgisayar Destekli Tasarım
DICOM	: Digital Imaging and Communications In Medicine
E	: Young's Modülü - Elastisite Modülü
EÇÇ	: Erken Çocukluk Çağı Çürüğü
EGDMA	: Etilen Glikol Dimetakrilat
ENAM	: Enamelin
ESRRB	: Estrogen-Related Receptor Beta
GPa	: Gigapaskal
HEMA	: Hidroksietil Metakrilat
HU	: Hounsfield Unit (Hounsfield Ünitesi)
IGES	: Initial Graphics Exchange Specification
LED	: Light Emitting Diode - Işık Yayan Diyot
ml	: Mililitre
MMP20	: Matrix Metalloproteinase 20
MPa	: Megapascal
MR	: Manyetik Rezonans
N	: Newton
nm	: Nanometre
PÇK	: Paslanmaz Çelik Kuron
pH	: Power of Hidrojen (Hidrojenin gücü)
PMKR	: Poliasitle Modifiye Kompozit Rezin

PMP	: 4-Metoksifenol
PRG	: Prereacted Glass Ionomer (Önceden Reaksiyona Girmiş Cam İyonomer)
QTH	: Quartz Tungsten Halojen
RMCİS	: Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman
SESA	: Sonlu Elemanlar Stres Analizi
ŞEÇÇ	: Şiddetli Erken Çocukluk Çağı Çürüğü
TCB	: Bis-2-Hidroksietilmetakrilat Ester
TEGDMA	: Trietilen Glikol Dimetakrilat
TFIP11	: Tuftelin Interacting Protein
TUFT1	: Tuftelin
UDMA	: Üretan Dimetakrilat
UV	: Ultraviyole
Y-TZP	: Yitrium Oksitle Kararlı Hale Getirilmiş Tetragonal Zirkonyum Oksit Polikristalleri

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1	Çekilmiş süt ve daimi dişlerde görülen bazı farklılıklar	9
Şekil 2.2	Mandibular süt birinci molar ve mandibular daimi birinci molar dişlerin mesio-distal kesitleri üzerinde boyutsal farklılıkları	11
Şekil 2.3	Amalgam ile restore edilmiş mandibular dişlerin klinik görünümü... 15	
Şekil 2.4	Geleneksel cam iyonomer siman ile restore edilmiş dişin klinik görünümü	19
Şekil 2.5	Rezin modifiye cam iyonomer siman ile yapılmış fissür örtücü uygulamaları	20
Şekil 2.6	Kompomer ile restore edilmiş mandibular süt azı dişlerin klinik görünümü – süt birinci molara ait restorasyonda kırık meydana gelmiştir	26
Şekil 2.7	Giomer ile restore edilmiş dişin klinik görünümü a. Restorasyon öncesi b. Restorasyon sonrası	32
Şekil 2.8	PÇK klinik görünümü A. Molar dişler B. Kesici dişler	34
Şekil 2.9	Open face PÇK klinik görünümü	36
Şekil 2.10	Prefabrike rezin veneerli PÇK.....	37
Şekil 2.11	Polikarbonat kuron	39
Şekil 2.12	Pediyatrik jaket kuronlar	40
Şekil 2.13	Kompozit strip kuronlar	42
Şekil 2.14	Farklı firmalara ait keser ve molar süt dişi zirkonyum kuronlar	43
Şekil 2.15	Matematiksel modeli elde edilmiş ve ağ yapısı oluşturulmuş diş	56
Şekil 3.1	Modellemenin yapılması için kullanılan bilgisayarlı tomografi görüntüsü	59
Şekil 3.2	Bilgisayarlı tomografi görüntüsü kullanılarak elde edilen 3 boyutlu katı model	59
Şekil 3.3	SolidWorks programı ile düzeltmeler yapıldıktan sonra elde edilen 3 boyutlu katı model	60
Şekil 3.4	SolidWorks programı üzerinde oluşturulan kural restorasyon ve yapıştırıcı siman modelleri (a. Paslanmaz çelik kuron, b. Pediyatrik zirkonyum kuron, c. Yapıştırıcı siman).....	61
Şekil 3.5	Çalışmada değerlendirilen modeller (a. Kontrol grubu, b. Model 1 ve Model 2, c. Model 3 ve Model 4).....	61

Şekil 3.6	ANSYS programı üzerinde elemanlara bölünerek ağ yapısı oluşturulmuş model	62
Şekil 3.7	Maksimum ısırma kuvvetini taklit etmek amacıyla uygulanan aksiyel kuvvetin uygulanma alanları ve kuvvet miktarları	63
Şekil 3.8	Lateral kuvvetleri taklit etmek amacıyla uygulanan kuvvetlerin uygulanma alanları, yönleri ve kuvvet miktarları (a. Dişin uzun aksı ile 0^0 açı ile uygulanan kuvvet, b. Dişin uzun aksı ile 45^0 açı ile uygulanan kuvvet, c. Dişin uzun aksı ile 90^0 açı ile uygulanan kuvvet)	64
Şekil 4.1	Sağlıklı diş modeli üzerine aksiyel kuvvet uygulandığında oluşan streslerin dağılımı (a. Mine, b. Dentin, c. Pulpa)	65
Şekil 4.2	Çalışma modelleri üzerine aksiyel kuvvet uygulandığında kural restorasyonlar üzerinde oluşan streslerin dağılımı (a. Model 1, b. Model 2, c. Model 3, d. Model 4)	66
Şekil 4.3	Çalışma modelleri üzerine aksiyel kuvvet uygulandığında yapıştırıcı simanlar üzerinde oluşan streslerin dağılımı (a. Model 1, b. Model 2, c. Model 3, d. Model 4)	67
Şekil 4.4	Çalışma modelleri üzerine aksiyel kuvvet uygulandığında dentin dokusu üzerinde oluşan streslerin dağılımı (a. Model 1, b. Model 2, c. Model 3, d. Model 4)	68
Şekil 4.5	Çalışma modelleri üzerine aksiyel kuvvet uygulandığında pulpa dokusu üzerinde oluşan streslerin dağılımı (a. Model 1, b. Model 2, c. Model 3, d. Model 4)	69
Şekil 4.6	Sağlıklı diş modeli üzerine dişin uzun aksına 0^0 açıyla kuvvet uygulandığında oluşan streslerin dağılımı (a. Mine, b. Dentin, c. Pulpa)	70
Şekil 4.7	Çalışma modelleri üzerine dişin uzun aksına 0^0 açıyla kuvvet uygulandığında kural restorasyonlar üzerinde oluşan streslerin dağılımı (a. Model 1, b. Model 2, c. Model 3, d. Model 4)	71
Şekil 4.8	Çalışma modelleri üzerine dişin uzun aksına 0^0 açıyla kuvvet uygulandığında yapıştırıcı simanlar üzerinde oluşan streslerin dağılımı (a. Model 1, b. Model 2, c. Model 3, d. Model 4)	72
Şekil 4.9	Çalışma modelleri üzerine dişin uzun aksına 0^0 açıyla kuvvet uygulandığında dentin dokusu üzerinde oluşan streslerin dağılımı (a. Model 1, b. Model 2, c. Model 3, d. Model 4)	73
Şekil 4.10	Çalışma modelleri üzerine dişin uzun aksına 0^0 açıyla kuvvet uygulandığında pulpa dokusu üzerinde oluşan streslerin dağılımı (a. Model 1, b. Model 2, c. Model 3, d. Model 4)	74

Şekil 4.11	Sağlıklı diş modeli üzerine dişin uzun aksına 45 ⁰ açıyla kuvvet uygulandığında oluşan streslerin dağılımı (a. Mine, b. Dentin, c. Pulpa) 75
Şekil 4.12	Çalışma modelleri üzerine dişin uzun aksına 45 ⁰ açıyla kuvvet uygulandığında kural restorasyonlar üzerinde oluşan streslerin dağılımı (a. Model 1, b. Model 2, c. Model 3, d. Model 4)..... 76
Şekil 4.13	Çalışma modelleri üzerine dişin uzun aksına 45 ⁰ açıyla kuvvet uygulandığında yapıştırıcı simanlar üzerinde oluşan streslerin dağılımı (a. Model 1, b. Model 2, c. Model 3, d. Model 4) 77
Şekil 4.14	Çalışma modelleri üzerine dişin uzun aksına 45 ⁰ açıyla kuvvet uygulandığında dentin dokusu üzerinde oluşan streslerin dağılımı (a. Model 1, b. Model 2, c. Model 3, d. Model 4) 78
Şekil 4.15	Çalışma modelleri üzerine dişin uzun aksına 45 ⁰ açıyla kuvvet uygulandığında pulpa dokusu üzerinde oluşan streslerin dağılımı (a. Model 1, b. Model 2, c. Model 3, d. Model 4) 79
Şekil 4.16	Sağlıklı diş modeli üzerine dişin uzun aksına 90 ⁰ açıyla kuvvet uygulandığında oluşan streslerin dağılımı (a. Mine, b. Dentin, c. Pulpa) 80
Şekil 4.17	Çalışma modelleri üzerine dişin uzun aksına 90 ⁰ açıyla kuvvet uygulandığında kural restorasyonlar üzerinde oluşan streslerin dağılımı (a. Model 1, b. Model 2, c. Model 3, d. Model 4)..... 81
Şekil 4.18	Çalışma modelleri üzerine dişin uzun aksına 90 ⁰ açıyla kuvvet uygulandığında yapıştırıcı simanlar üzerinde oluşan streslerin dağılımı (a. Model 1, b. Model 2, c. Model 3, d. Model 4) 82
Şekil 4.19	Çalışma modelleri üzerine dişin uzun aksına 90 ⁰ açıyla kuvvet uygulandığında dentin dokusu üzerinde oluşan streslerin dağılımı (a. Model 1, b. Model 2, c. Model 3, d. Model 4) 83
Şekil 4.20	Çalışma modelleri üzerine dişin uzun aksına 90 ⁰ açıyla kuvvet uygulandığında pulpa dokusu üzerinde oluşan streslerin dağılımı (a. Model 1, b. Model 2, c. Model 3, d. Model 4) 84

TABLULAR LİSTESİ

Tablo 2.1	Full kuronal restorasyon tekniklerinin karşılaştırılması.....	45
Tablo 2.2	Full kuronal restorasyon çeşitlerinin avantaj ve dezavantajları	46
Tablo 3.1	Çalışmada değerlendirilen modellerin eleman ve düğüm sayıları	62
Tablo 3.2	Diş dokuları, kuronal restorasyon ve yapıştırıcı materyallere ait young's modülü ve poisson oranı değerleri	63
Tablo 4.1	Aksiyal kuvvetler karşısında tüm yapı ve dokularda oluşan maksimum Von Mises stres değerleri (MPa).....	69
Tablo 4.2	Dişin uzun aksına 0^0 açılı ile uygulanan kuvvetler karşısında tüm yapı ve dokularda oluşan maksimum Von Mises stres değerleri (MPa).....	74
Tablo 4.3	Dişin uzun aksına 45^0 açılı ile uygulanan kuvvetler karşısında tüm yapı ve dokularda oluşan maksimum Von Mises stres değerleri (MPa)....	79
Tablo 4.4	Dişin uzun aksına 90^0 açılı ile uygulanan kuvvetler karşısında tüm yapı ve dokularda oluşan maksimum Von Mises stres değerleri (MPa)....	84
Tablo 4.5	Aksiyal ve lateral (0^0 , 45^0 ve 90^0 açılı ile) kuvvetler karşısında tüm yapı ve dokularda oluşan maksimum Von Mises stres değerleri (MPa)....	89

GRAFİKLER LİSTESİ

- Grafik 4.1** Aksiyal kuvvet uygulanan modellerde kural restorasyonlarda ve mine dokusunda oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması..... 66
- Grafik 4.2** Aksiyal kuvvet uygulanan modellerde yapıştırıcı simanlarda oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması..... 67
- Grafik 4.3** Aksiyal kuvvet uygulanan modellerde dentin dokusunda oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması..... 68
- Grafik 4.4** Aksiyal kuvvet uygulanan modellerde pulpa dokusunda oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması..... 69
- Grafik 4.5** Dişin uzun aksı ile 0^0 açı ile kuvvet uygulanan modellerde kural restorasyonlarda ve mine dokusunda oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması..... 71
- Grafik 4.6** Dişin uzun aksı ile 0^0 açı ile kuvvet uygulanan modellerde yapıştırıcı simanlarda oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması..... 72
- Grafik 4.7** Dişin uzun aksı ile 0^0 açı ile kuvvet uygulanan modellerde dentin dokusunda oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması..... 73
- Grafik 4.8** Dişin uzun aksı ile 0^0 açı ile kuvvet uygulanan modellerde pulpa dokusunda oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması..... 74
- Grafik 4.9** Dişin uzun aksı ile 45^0 açı ile kuvvet uygulanan modellerde kural restorasyonlarda ve mine dokusunda oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması..... 76
- Grafik 4.10** Dişin uzun aksı ile 45^0 açı ile kuvvet uygulanan modellerde yapıştırıcı simanlarda oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması..... 77
- Grafik 4.11** Dişin uzun aksı ile 45^0 açı ile kuvvet uygulanan modellerde dentin dokusunda oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması..... 78
- Grafik 4.12** Dişin uzun aksı ile 45^0 açı ile kuvvet uygulanan modellerde pulpa dokusunda oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması..... 79
- Grafik 4.13** Dişin uzun aksı ile 90^0 açı ile kuvvet uygulanan modellerde kural restorasyonlarda ve mine dokusunda oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması..... 81

Grafik 4.14	Dişin uzun aksı ile 90 ⁰ açı ile kuvvet uygulanan modellerde yapıştırıcı simanlarda oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması.....	82
Grafik 4.15	Dişin uzun aksı ile 90 ⁰ açı ile kuvvet uygulanan modellerde dentin dokusunda oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması.....	83
Grafik 4.16	Dişin uzun aksı ile 90 ⁰ açı ile kuvvet uygulanan modellerde pulpa dokusunda oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması.....	84
Grafik 4.17	Farklı kuvvetlere bağlı olarak kuronal restorasyonlarda oluşan maksimum Von Mises stres değerleri	85
Grafik 4.18	Farklı kuvvetlere bağlı olarak yapıştırıcı simanlarda oluşan maksimum Von Mises stres değerleri	86
Grafik 4.19	Farklı kuvvetlere bağlı olarak dentin dokusunda oluşan maksimum Von Mises stres değerleri	87
Grafik 4.20	Farklı kuvvetlere bağlı olarak pulpa dokusunda oluşan maksimum Von Mises stres değerleri	88

ÖZET

T.C. NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Süt Dişlerine Uygulanan Zirkonyum Pediatrik Kuronlar ile Paslanmaz Çelik
Kuronların Sonlu Elemanlar Stres Analizi Kullanılarak Karşılaştırmalı
Değerlendirilmesi

Betül GÜNEY ÇILDAN

Pedodonti Anabilim Dalı

Uzmanlık Tezi/KONYA-2019

Yapılan bu tez çalışmasının amacı, süt dişlerine uygulanan paslanmaz çelik kuron ve pediatrik zirkonyum kuron materyallerinin okluzal ve lateral kuvvetler altındayken diş dokularına yansıttıkları streslerin incelenip klinik kullanımları sonucunda restoratif materyaller ve dental dokularda oluşabilecek olası durumların öngörülmesi amacıyla sonlu elemanlar stres analizinin (SESA) gerçekleştirilmesidir.

Herhangi bir çürük veya defekti bulunmayan sağlıklı diş modeli ile full kuronal restorasyon uygulanmış 4 farklı modele ANSYS programı üzerinde maksimum ısırma kuvveti ve lateral kuvvetleri taklit etmek amacıyla 245 N'luk kuvvetler uygulanmıştır. Çalışmaya dahil edilen restoratif materyaller paslanmaz çelik kuron ve pediatrik zirkonyum kuron, yapıştırıcı simanlar ise cam iyonomer siman ve dual cure rezin simandır. Tüm modellerin SESA gerçekleştirilip çalışma modellerinden elde edilen Von Mises stres değerleri sağlam diş dokusunda oluşan stresler ile karşılaştırılarak değerlendirilmiştir.

Pediatrik zirkonyum kuron uygulanmış modellerde oluşan streslerin tüm durumlarda paslanmaz çelik kuron uygulanmış modellerde oluşan streslere oranla belirgin olarak daha düşük olduğu tespit edilmiştir. Pediatrik zirkonyum kuron uygulanmış modellerde elde edilen değerler sağlam diş modelinde ölçülen değerlerden daha düşük bulunmuştur. Pulpa dokularında oluşan stresler incelendiğinde ise tüm analizlerde, modellerin tümü sağlam diş modelinde ölçülen stres değerleri ile benzer sonuçlar göstermiştir. Dual cure rezin simanın her iki restoratif materyal ile kullanımı sonucunda da dentin ve pulpaya cam iyonomer siman kullanımına kıyasla daha düşük stresler iletildiği görülmüştür.

Bu çalışmaya dahil edilen tüm materyallerin maksimum çiğneme kuvvetleri karşısında yeterli dayanıklılığa sahip olduğu görülmüş, diş dokuları üzerinde ölçülen streslerin doğal dişlerde oluşan stres değerleri ile uyumlu olduğu gözlenmiştir. Özellikle pediatrik zirkonyum kuron uygulanmış dişlerde ölçülen düşük stres değerleri sonucunda bu kuronların klinik kullanımları ile diş dokularında hasar gözlenmeyeceği öngörülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Paslanmaz çelik kuron, Pediatrik zirkonyum kuron, Sonlu elemanlar stres analizi, Süt dişi, Yapıştırıcı siman.

ABSTRACT

NECMETTIN ERBAKAN UNIVERSITY
FACULTY OF DENTISTRY

Comparative evaluation of zirconium pediatric crowns and stainless steel crowns
applied to primary teeth using finite element stress analysis

Betül GÜNEY ÇILDAN

Pediatric Dentistry

Specialization Thesis/Konya-2019

The aim of this thesis is to perform FESA to analyze the stresses the stainless steel crown and primary prefabricated zirconia crown materials applied to the primary teeth while under the occlusal and lateral forces in order to predict possible situations that may occur in restorative materials and dental tissues as a result of their clinical use.

245 N of force was applied to simulate the maximum bite force and lateral forces with ANSYS programs on 4 different model that were subjected to full crown restoration and healthy tooth model without decay or defects. The restorative materials included in this study are stainless steel crown and primary prefabricated zirconia crown, and the adhesive cements included in this study are glass ionomer cement and dual cure resin cement. Von Mises stress values obtained from all models which performed FESA were evaluated by comparing with the stresses occurring in the healthy tooth.

It has been determined that the stresses occurring in the primary prefabricated zirconia crown models are significantly lower than those in the stainless steel crown applied models in all cases. The values obtained in primary prefabricated zirconia crown applied models were found to be lower than the values measured in the healthy tooth model. When the stresses in the pulp tissues were examined, in all analyzes, all of the models showed similar results with the stress values measured in the healthy tooth model. The use of dual cure resin cement with both restorative materials has been shown lower stress values in dentin and pulp than use of glass ionomer cements.

All of the materials included in this study were found to have adequate durability against the maximum bite forces and it was observed that the stress measured on the dental tissues was in accordance with the stress values occurring in the healthy teeth. Especially, as a result of low stress values measured in primary prefabricated zirconia crown applied teeth, it is predicted that clinical use of these crowns will not damage the dental tissues.

Key Words: Adhesive cement, Finite elements stress analysis, Pediatric zirconium crown, Primary teeth, Stainless steel crown.

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Diş çürüğü; bireyin beslenmesi sırasında aldığı karbonhidratların bakterilerce fermente edilmesi ile açığa çıkan asitlerin diş sert dokularında sebep olduğu yıkım olarak tanımlanabilir (Margolis ve Moreno 1994; Touger-Decker ve van Loveren 2003; Özcan 2016). Günümüzde enfeksiyöz ve bulaşıcı bir hastalık olduğu da kabul görmüş bir gerçektir (Fejerskov 2004).

Ağız kavitesi vücudun ana giriş yerlerinden biridir. Bu nedenle bu bölgeyi etkileyen durumlar sıklıkla genel sağlığı da etkilemektedir. Oral enfeksiyonlar ile diyabet, kardiyovasküler hastalıklar gibi sistemik hastalıklar ve gebelikte karşılaşılabilecek istenmeyen sonuçlar arasında sıkı bir ilişki olduğu bilinmektedir (Casamassimo ve Holt 2002). Bu bağlamda oral sağlık bebeklik ve erken çocukluk çağı döneminde korunmaya alındığında, yetişkinlik döneminde de daha iyi bir sağlığın gelişmesine katkı sağlanacağı bilinmektedir (Powell 1998).

Diş çürüğünün oluşumunda konak (diş), mikroflora ve diyet gibi üç ana etken dışında pek çok etkenin de katkısının olduğu bilinmektedir (Johnsen 1998). Şeker içeriği fazla olan diyet sonucu, mikrobiyal dental plak içindeki mutans streptokoklar ve laktobasiller uzun süreli olarak karbonhidratlar ile karşı karşıya kalır ve çoğalırlar. Bu durum ağız ortamındaki pH'nın düşmesine yol açar. pH'nın ağız ortamında uzun süre düşük kalması diş minesinde demineralizasyona yol açar (Thylstrup 1998). Çürükle ilgili geliştirilen modern yaklaşımlar sosyal, davranışsal ve psikolojik faktörlerin de en az biyolojik faktörler kadar önemli olduğu kanıtlamıştır (Watt 2002).

Dişler sürdükten hemen sonra çürüğe yatkınlığı daha fazla iken, bu durum zamanla azalma eğilimindedir (Kotsanos ve Darling 1991). Bunun nedeni dişlerin maturasyon sürecinde mine yapısında görülen güçlenmedir. Dişlerde sürekli devam eden demineralizasyon süreci boyunca yüksek çözünürlüğe sahip karbonattan zengin apatit yüzeyden uzaklaşır, remineralizasyon sonucu yerine karbonat miktarı düşük, florid miktarı yüksek apatit çökeler (White ve Nancollas 1990; Rao ve Malhotra 2011). Değişime uğramış apatit kristalleri orjinal kristallerden daha uzun olup mine üzerinde hipermineralize alanlar yaratır. Kristal yapıdaki bu değişiklikler yaş ilerledikçe dişin çürüğe maruz kalma riskinin azalma nedenini açıklar (Zero 1999).

Erken çocukluk çağı çürükleri (EÇÇ); bebek ve küçük çocukları etkileyen şiddetli diş çürüklerinin özel olarak tanımlanmış biçimidir (AAPD 2008). EÇÇ; 71 aylık veya daha küçük çocuklarda bir veya daha fazla kavite oluşmuş veya oluşmamış çürüklü diş, çürüğe bağlı kayıp diş veya dolgulu diş yüzeyi bulunmasıdır (Adair 2005; Misra ve ark. 2007). Şiddetli EÇÇ (ŞEÇÇ) ise bu hastalığın atipik, akut veya yaygın haline verilen isimdir. ŞEÇÇ; 3 yaşından küçük çocuklarda dişlerin düz yüzeylerinde herhangi bir çürük varlığı olarak tanımlanırken, 3 ile 5 yaş arasındaki çocuklarda keser dişlerde bir veya birden fazla kaviteye sahip diş, çürük nedeniyle kaybedilmiş diş veya dolgulu diş yüzeyi varlığı olarak tanımlanır (Adair 2005; Misra ve ark. 2007).

Süt dişlerinin şiddetli derecede çürüdüğü durumlarda bu dişlerin restorasyonu oldukça zordur. Restorasyonların doğal görünümlü, dayanıklı, biyouyumlu olmasının yanında kolay ve hızlı uygulanabilir olması da istenmektedir (Diana ve ark. 2003). Çürüklerin temizlenmesinin ardından kalan diş dokusunun uygun restoratif materyallerle tedavi edilmesi amacıyla sürekli olarak yeni materyaller geliştirilmektedir (Waggoner 2005). Aşırı madde kaybı görülen süt dişlerinin restorasyonunda full kuronal restorasyonlarının tercih edilmesiyle hem fonksiyon hem de estetik restore edilmiş olur (Waggoner 2005). Bu amaçla ilk geliştirilen kuronal restorasyon çeşidi olan paslanmaz çelik kuronlar (PÇK) oldukça dayanıklı ve kalıcı tedavilerin gerçekleştirilmesine olanak sağlamaktadır ancak estetik kabul edilebilirliği oldukça düşüktür (Seale 2002; Waggoner 2005). PÇK'yı takiben birçok full kuronal restoratif materyal geliştirilmiş, çeşitli modifikasyonlarla bu materyaller daha ideal hale getirilmeye çalışılmıştır (Carrel ve Tanzilli 1989; Randall 2002). Son yıllarda ise süt dişlerinin estetik restorasyonu için zirkonyum kuronlar tanıtılmıştır (Fellagh 2016).

Bu çalışmada süt dişlerinin full kuronal restorasyonunun gerçekleştirilmesi amacıyla geçmişten günümüze altın standart olan PÇK ile son yıllarda geliştirilerek çocuk diş hekimliği kullanımına sunulan pediatrik zirkonyum kuronların uygulandığı süt ikinci molar diş ile sağlam süt dişine ait dokularda aynı kuvvetler altında oluşan streslerin sonlu elemanlar stres analizi (SESA) yöntemi kullanılarak değerlendirilmesi ve bu streslerin karşılaştırmalı olarak incelenmesi amaçlanmıştır. Başlangıç hipotezi olarak pediatrik zirkonyum kuron uygulanan modellerde oluşacak stres değerlerinin daha düşük olduğu, dual cure rezin siman ile simantasyonun stres değerlerinde düşüş sağladığı kabul edilmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Diş Çürüğü

2.1.1. Diş Çürüğünün Tanımı

Diş çürüğü; beslenme ile alınan fermente olabilen karbonhidratların dental plak içinde yer alan asidojenik bakteriler tarafından fermente edilmesi sonucunda oluşan asitlerin kalsifiye diş dokularını yıkıma uğratması sonucu dişte gerçekleşen durum olarak tanımlanmaktadır (Touger-Decker ve van Loveren 2003; Fejerskov 2004; Özcan 2016). Çok sayıda faktörün etkileşimleri sonucunda diş sert dokularını oluşturan kalsiyum fosfat $[Ca_3(PO_4)_2]$ kristallerinin yıkımı ile başlayan, dişin organik ve inorganik yapısında kayıplara sebep olan bir hastalıktır (Donlan 2002). Bu kayıplar mikroskobik veya makroskobik seviyelerde olabilir (Kidd ve ark. 2000).

Diş çürüğünün gelişiminde 4 ana etken bulunmaktadır. Bunlar; mikroorganizmalar, besin (fermente olabilen karbonhidratlar), konak (diş) ve zaman olarak sayılabilir (O'Mullane 1995). Bu sayılan etkenlerden herhangi birisi olmadığında diş çürüğü gelişmez. Ancak diş çürüğü oluşmasında bakteriyel etkiler dışında çevresel, sistemik ve genetik başka birçok etkiler de bulunmaktadır (Koray 1981).

2.1.2. Diş Çürüğü Oluşumunu Etkileyen Faktörler

Dental Plak

Dişe ve diş etine yapışık, yumuşak, mineralize olmamış, yapışkan, bakteri ve bakteri ürünlerinden, lökosit, makrofaj, ölü epitel hücreleri, tükürük glikoproteinleri ve yiyecek artıklarının toplamından oluşan tabakadır (Çoğulu ve ark. 2009; Roberson ve ark. 2010). Dental plak içerisinde bulunan mikroorganizmaların diş çürüğünü oluşturabilme yetenekleri bakterilerin türü ve canlı kalabilme yetenekleri ile ilişkilidir. (Marsh 2005).

Diş çürüğünün başlamasında mikroorganizmaların rolünün kanıtlanması amacıyla yapılan çalışmalar göstermiştir ki:

- ✓ Germ-free (bakteri bulunmayan) hayvanlarda ve sürmemiş, bakterilerle temas etmemiş dişlerde çürük gelişmemiştir.
- ✓ Diş çürüğünün azaltılması için antibiyotikler etkili bulunmuştur.
- ✓ İn vitro çalışmalarda ağız bakterileri kullanılarak doğal çürüğe benzer lezyonlar oluşturulabilmiştir.
- ✓ Diş çürüğü lezyonlarında bulunan dental plak içerisinde çürüğe spesifik bakteriler izole edilmiştir.

Ancak dental plağa dair günümüzde en geçerli olan teori ekolojik plak hipotezidir. Bu hipoteze göre lokal çevresel faktörlerde oluşan değişiklikler sonucu mevcut dental plakta görülen değişimler diş çürüğünün gelişmesine neden olur (Marsh 1994).

Dental plakta bulunan streptococcus mutans, streptococcus sobrinus ve lactobacillus türleri diyet ile alınan karbonhidratları metabolize eder ve ağız ortamına zayıf asitlerin salınmasına yol açarlar. Dental plak içinde pH'nın düşmesi diş yüzeyinde demineralizasyon başlaması ile sonuçlanır. Demineralizasyonun başlaması kalsiyum, fosfat ve karbonatın yüzeyden ayrılmasına yol açar. Çürük oluşumunun ilk aşamalarında ağız içi pH'nın nötrleşmesiyle tükürük içerisine karışan bu mineraller tekrar diş yüzeyine çökebilir. Buna remineralizasyon denmektedir. Demineralizasyon ve remineralizasyon arasındaki denge devam ettiği sürece kavite görünmez. Ancak dengenin demineralizasyon yönüne kaydığı durumlarda kavite oluşmaya başlar (Balakrishnan ve ark. 2000; Mc Donald ve ark. 2011).

Karyojenik etkisi bilenen en önemli bakteri streptococcus mutanstır (Oh ve ark. 2003). Dental plağın diş adezyonunu artıran ekstrasellüler polisakkaritlerin sentezini sağlarlar ve laktik asit üretebilirler (Kandelmann 1997). Dental plak içinde bulunan lactobacillus casei diş çürüğüne neden olan başka bir mikroorganizmadır. Bu tür de çok miktarda laktik asit üretebilir ve geniş bir pH aralığında çoğalabilmektedir. Ayrıca streptococcus mutans bu bakterinin diş yüzeyine adezyonunu kolaylaştırmaktadır (Pangsomboon ve ark. 2009).

Beslenme

Bireyin beslenme alışkanlıkları, beslenme sıklığı, tükettiği besinlerin bileşenleri ve şekli diş çürüğünün oluşumunda etkili önemli faktörlerdendir.

Fermente olabilen karbonhidrat içeriği yüksek besinler bakteriler tarafından çözünür ve açığa çıkan asit pH'nın düşmesine sebep olarak çürük oluşumunu başlatır. Dişin sert dokularının demineralize olmaya başlaması için gereken kritik pH 5,5'tir.

Günlük diyet ile alınan sakkaroz, glikoz, laktoz, fruktoz, glikoz şurupları, yüksek fruktozlu mısır şurupları, diğer sentetik oligosakkaritler ve ileri işlem görmüş nişasta diş çürüğünün oluşumunda etkilidir. Tüm bu mono ve oligosakaritler bakteriler tarafından asit üretmek için kullanılabilir. Bir disakkarit olan sükroz dental plağın adezyonunu ve buna bağlı olarak mikrobiyal kolonizasyonu kolaylaştırması nedeniyle en fazla çürük yapıcı karbonhidrat olarak kabul edilmektedir (Reich ve Newburn 1999). Ancak laktozun diğerlerine göre bakteriler tarafından daha az kullanıldığı ve sonuçta daha az asit üretildiği kaydedilmiştir (Touger-Decker ve Van Loveren 2003).

Yetişkin ve gençlerde vücudun şeker ihtiyacı olan miktardan günlük 60 gram daha fazla şeker alınması diş çürüğü oluşum riskini artırmaktadır. Bu miktar çocuklarda 30 grama kadar düşebilmektedir (Sheiham 2001).

Ayrıca beslenme alışkanlıklarının da çürük oluşumu üzerine etkisi bulunmaktadır. Örneğin sükrozun tek başına tüketilmesinin, nişasta ve sükrozun beraber tüketilmesinden daha az çürük yapıcı olduğu bilinmektedir (Saydam 1998). Sert ve yapışkan şekerlerin çürük yapıcı etkilerinin akışkan yapıdaki şekerlere göre daha fazla olduğu savunulmaktadır. Yine şekerli besinlerin ana öğünlerden hemen sonra alınmalarının ara öğünlerde tüketilmelerine göre daha az çürük yapıcı etki gösterdiği belirtilmektedir (Koçanalı ve ark. 2014).

Alınan besinin içeriği kadar beslenme sıklığı da önemlidir. Tükürüğün tamponlama etkisini yetersiz kılacak sıklıkta beslenme çürüğün hızlı bir şekilde ilerlemesine sebep olmaktadır (Ricelli ve Kelly 2006).

Konak (Diş)

Dişin morfolojisi, dental arktaki konumu, okluzal ilişkileri ve sürme zamanı çürüğe yatkınlık veya direncinin belirlenmesi konusunda bireyler hatta dişler arasında farklılıklara sebep olmaktadır (Zero ve ark. 2009). Dişin morfolojisi dental plağın diş tutunması, oral hijyen uygulamalarının başarısı ve tükürüğün yıkama etkinliği gibi çürüğü etkileyen durumlarda oldukça büyük öneme sahiptir (Selwitz ve ark. 2007). Plak retansiyonu için uygun alanlar olan derin pit ve fissürler, kontak noktası altında kalan diş etine yakın arayüz mine bölgeleri çürük gelişiminin başladığı alanlardır (Koray 1981). Derin pit ve fissürler mutans streptokokları için uygun tutunma alanı oluşturur. Buraya yerleşen mutans streptokoklar çürüğün başlaması ve ilerlemesini sağlar. Arayüz bölgelerinin tükürük ile yıkanması ve oral hijyen uygulamaları ile temizlenmesi güçtür, bölgedeki diş eti papilinin formu da çürük oluşumu konusunda etkili bir faktör olarak sayılabilir. Ayrıca dişin mine yapısında görülen opasiteler, defektler, pürüzlülükler dişin çürüğe yatkınlığını artırmaktadır (Lindsten ve Larsson 2002). Diastema bulunmayan arklarda ve malokluzyon görülen ağızlarda çürük riski artabilmektedir (Gülhan 1994).

Tükürük

Tükürük ağız boşluğundaki tüm salgıların karışımı olan serömüköz özellik gösteren sıvıdır. Büyük kısmını parotis, submandibular ve sublingual tükürük bezleri oluşturmakla birlikte minör tükürük bezlerinin salgıları ve diş eti oluğu sıvısı da bu yapıya katılmaktadır. Büyük kısmı beslenme sırasında üretilerek, günde ortalama 1000-1500 ml tükürük salgısı üretilmektedir. Çürük oluşumunu önleyici etkisini dental plağı mekanik olarak yıkaması, besinleri özellikle karbonhidratları ağızdan uzaklaştırması, tamponlayıcı etkisi, remineralizasyon sağlaması ve antibakteriyel etkinliği sayesinde gerçekleştirir. Tamponlama etkisi sayesinde diş yüzeyinde, dental plakta ve oral kavitede pH'ın nötral veya bazik seviyelerde olmasını sağlar. Uyarılmamış tükürük akışı sırasında tamponlamayı inorganik fosfatlar sağlarken, uyarılmış tükürük akışı görüldüğünde bikarbonat tampon sistemi işlev görmektedir (Dodds ve Yeh 2005). Tükürük içerisinde bulunan kalsiyum, fosfat, magnezyum, florür gibi mineraller diş yüzeyine çökelip demineralizasyonu engellerken remineralizasyonu da destekleyerek çürük oluşumunu sekteye uğratar. Tükürüğün koyu kıvamda olması, akış hızının azalması, müközitesinin artması tamponlama

kapasitesini azaltarak çürüğe yatkınlığı artırır (Axelsson 2000). Antibakteriyel etkisini ise lizozim, laktoperoksidaz, laktoferrin, aglütinin gibi tükürük proteinleri sayesinde gösterir (Erten 2003).

Cevresel Faktörler

Bazı sistemik hastalıkların diş çürüğünün oluşmasında hatta diş kayıplarında etkileyici oldukları bilinmektedir. Bunlar arasında diabetes mellitus, sjögren sendromu, kanserler sayılabilir. Kimi durumlarda ise hastalıklar nedeniyle kullanılan ilaçlar veya radyoterapi gibi tedaviler tükürük akış hızında ve kalitesinde farklılıklara neden olarak çürüğe yatkınlığı artırmaktadır (Moore 1983; Doğan 1998). Özellikle çocukluk döneminde kullanılan ilaçların şeker içeriğinin yüksek olduğu bilinmektedir (Valinoti ve ark. 2016).

Genetik Faktörler

Diş çürüğü oluşumuna sebep olarak sayılan tüm faktörlere aynı şekilde maruz kalan bireylerde, farklı oranlarda çürükler görülebildiği tespit edilmiştir. Bazı bireylerin çürüğe karşı daha hassas olduğu ve buna genetik faktörlerin neden olabileceği düşünülmüştür (Pine 2005; Slayton ve ark. 2005). Yapılan çalışmalar sonucunda diş çürüğü ile ilişkilendirilen bazı genler bulunmuştur. Bunlar; olarak sayılabilir (Bayram 2014).

Sosyoekonomik Faktörler

Yirminci yüzyılın sonlarında çürük prevalansını değerlendiren çalışmalara bakıldığında gelişmiş ülkelerde düşük çürük prevalansı, gelişmekte olan ülkelerde ise yüksek çürük prevalansı gözlenmiştir (Axelsson 2000). Sosyoekonomik faktörler arasında bireyin veya ailenin gelir düzeyi, eğitim seviyesi ve toplumdaki sosyal statüsü sayılabilir. Tüm bunların çürük sıklığı üzerine etkilerini incelemek için çok sayıda çalışma yapılmıştır (Messer 2000). Sosyal faktörler kişinin davranışlarını ve alışkanlıklarını da etkilemektedir. Oral hijyen alışkanlıkları ve beslenme alışkanlıkları diş çürüğü oluşumunu etkileyen en önemli davranışlardır. Ayrıca çocukta diş çürüğü görülme sıklığının anne-babanın eğitim seviyesi, dental sorunları, diş hekimi kontrol sıklığı gibi faktörlerle ilişkili olduğu bulunmuştur (Vannobbergen 2001; Petersen 2005).

2.1.3. Diş Çürüğünün Sınıflandırılması

Diş çürüğü farklı açılardan değerlendirilerek farklı şekillerde sınıflandırılabilir. Sıklıkla kullanılan sınıflamalar klinik olarak görüldükleri yerlere göre, çürüğün ilerleme hızına göre yapılmıştır. Ayrıca tüm klinik durumları net olarak tarifleyebilmek amacıyla çürüklerin ve restorasyonların sınıflanması için Black sınıflaması geliştirilmiştir.

Klinik olarak görüldükleri yerlere göre çürük sınıflaması:

- Pit ve fissür çürükleri (okluzal çürükler)
- Düz yüzey çürükleri (arayüz çürükleri)

Çürüğün ilerleme hızına göre çürük sınıflaması:

- Akut çürük
- Kronik çürük
- Tekrarlayan çürük
- Başlangıç çürüğü

Black sınıflaması:

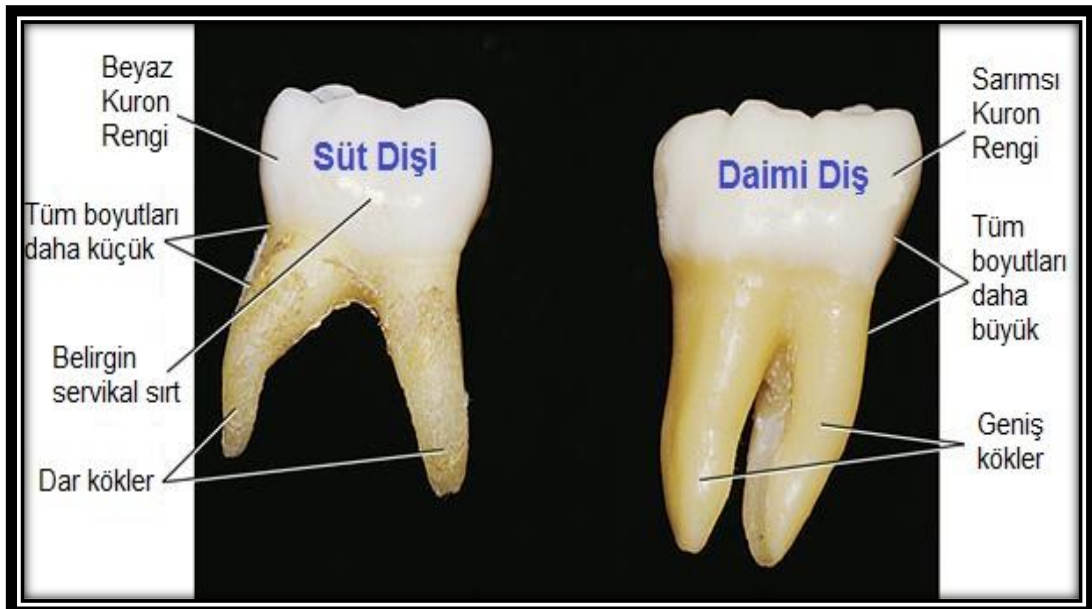
- Black I: Büyük azı ve küçük azıların okluzal fissürlerinde, üst azıların palatinal pitlerinde, alt azıların bukkal pitlerinde veya üst keserlerin palatinal pitlerinde görülür.
- Black II: Büyük azı ve küçük azıların aproksimal yüzeylerinde görülür.
- Black III: Keser dişlerin aproksimal yüzeylerinde görülür ancak insizal kenarı içermez.
- Black IV: Keser dişlerin aproksimal yüzeylerinde ancak insizal kenarı da içerecek şekilde görülür.
- Black V: Ön veya arka grup dişlerin bukkal veya lingual yüzünde, servikal üçlüde görülür.
- Black VI: Büyük azı ve küçük azıların tüberkül tepelerinde görülür.

2.2. Süt Dişleri

Süt dişleri daimi dişler sürene kadar fonksiyon, fonasyon, yer koruma görevi görmekte ve estetik ihtiyaçları karşılamaktadır. Bu sebeple süt dişlerinin eksfoliasyon zamanları gelene kadar ağızda kalmaları daimi dişlenme ve çene gelişimi açısından oldukça önemlidir (Waggoner 2005).

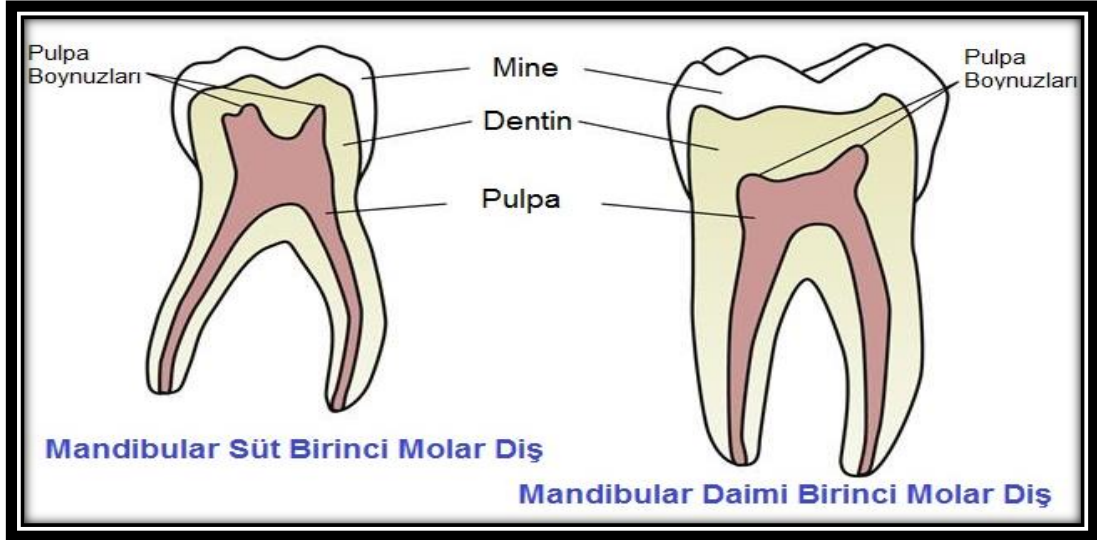
Süt dişleri restore edilirken genel olarak daimi dişlerdekine benzer işlemler uygulansa da süt dişlerinin bazı morfolojik ve histolojik farklılıkları bir takım değişiklikler yapmayı gerektirebilir. Süt dişlerindeki bu morfolojik ve histolojik farklılıklar şunlardır;

- Süt dişlerinin boyutları daimi dişlere kıyasla küçüktür (McDonald ve Avery 2004).
- Süt dişlerinin rengi daimi dişlerden daha açık renkte, süt beyazı görünümündedir (Waggoner 2005).
- Süt dişi minesi mine-sement sınırında ani bir şekilde sonlanır. Bu nedenle süt dişleri servikalde boğumlanmış gibi görünür. Servikaldeki daralma ve çıkıntılı servikal üçlü konturları süt dişlerinde matriks takmayı zorlaştırır (McDonald ve Avery 2004).



Şekil 2.1. Çekilmiş süt ve daimi dişlerde görülen bazı farklılıklar. (<https://pocketdentistry.com/18-primary-dentition/> 2017)

- Süt azı dişlerinin okluzal tablaları bukkolingual yönde daimi dişlere göre daha dardır. Bu durum, sınıf I ve II kavite preparasyonları yapılırken bukkal ve lingual yönde genişletmeyi kısıtlar (Camp ve ark. 2002).
- Süt dişlerinin kontaktları nokta şeklinde değil yüzey şeklindedir ve daimi dişlere göre diş etine daha yakındır (Waggoner 2005).
- Süt dişlerinde tüm diş boyutlarına oranla pulpa odasının genişliği daimi dişlere göre daha fazladır. Pulpa boynuzları daimi dişlere göre dişin dış yüzeyine daha yakındır. Mezialdeki pulpa boynuzu dişin dış yüzeyine en yakın olan pulpa boynuzudur ve kavite preparasyonu sırasında pulpanın ekspoz olmaması açısından bunun bilinmesi önemlidir (Kopel 1998; Camp ve ark. 2002; Waggoner 2005).
- Süt dişlerinde 1. azıdan 2. azıya doğru pulpa odasının yüksekliği azalırken, daimi dişlerde artar. Süt dişlerinde alt azıların pulpa odası hacmi, üst azılardan daha geniştir. Süt dişlerinin pulpa odalarının genişliği posteriodaki dişe doğru azalırken daimi dişlerde posteriodaki dişe doğru artar (Camp ve ark. 2002).
- Süt dişlerinin mine ve dentin kalınlığı, daimi dişlerin mine ve dentin kalınlıklarının yaklaşık olarak yarısına eşittir (Kopel 1998; Camp ve ark. 2002).
- Daimi dişlerde mine prizmaları apikale doğru veya horizontal uzanırken, süt dişlerinde okluzale doğru konumlanır. Süt dişlerinde mine prizmaları, daimi diş minesine oranla, yüzeyde daha geniş açı yaparak sonlanır (Simonsen 2002).
- Süt dişlerinin yüzeyi prizmatik mine tabakasıyla örtülüyken, daimi dişlerde bu tabaka sadece servikal üçlü bölgesinde bulunur ve süt dişlerine göre daha incedir (Gwinnett 1967).
- Süt dişlerinde dentin tübül yoğunluğu daha azdır (Koutsi ve ark. 1994).
- Süt dişlerinde peritübüler dentin kalınlığı daimi dişe göre 2-5 kat daha fazladır (Hirayama ve ark. 1986).



Şekil 2.2. Mandibular süt birinci molar ve mandibular daimi birinci molar dişlerin mesio-distal kesitleri üzerinde boyutsal farklılıkları. (<https://pocketdentistry.com/18-primary-dentition/> 2017)

Daimi dişler ile süt dişlerinin farklılıklar sayılırken bu morfolojik ve anatomik farklılıklar dışında histolojik farklılıklardan da söz edilmelidir. Diş minesinin içeriği incelendiğinde daimi dişlerde ağırlıkça %96 inorganik, %1 organik ve %3 su bulunmaktadır. Süt dişlerinde ise bu oranlar, %92-93 inorganik, %4 organik ve %3 su şeklindedir. Süt dişi minesinin iç tabakası prenatal dönemde, dış tabakası ise postnatal dönemde meydana gelmektedir. Oldukça homojen yapıda olan iç tabakaya karşılık daha kalsifiye ve düzensiz mine prizmalarına sahip dış tabaka görülür (Pinkham ve ark. 1994; Featherstone 1999).

Süt dişi dentini de daha yoğun ve homojen prenatal ve daha az kompakt ve daha porözlü bir postnatal dentin olmak üzere iki tabakadan oluşur (Isokawa ve ark 1962). Ayrıca kole bölgesinde yer alan dentin tübülleri süt dişlerinde düz doğrultuda seyrederken, daimi dişlerde daha kıvrımlıdır. İnterglobüler dentin ise süt dişlerinde bulunmamaktadır (Johnsen 1987). Daimi dişlerde ve süt dişlerinde yer alan dentin tübülleri karşılaştırıldığında süt dişlerindeki tübüllerin sayılarının daha az ve çaplarının da daha küçük olduğu görülmüştür. Buna bağlı olarak süt dişi dentin geçirgenliği daimi dişlere göre daha azdır (Nör ve ark. 1997).

Histolojik açıdan pulpa dokusu incelendiğinde süt dişleri ve daimi dişler arasında fark görülmemektedir. Ancak süt dişlerinin fizyolojik kök rezorpsiyonu sürecinde, pulpada başlayan hiperemi ile birlikte sürekli ve şiddetli bir aktivite görülmektedir. Bu aktiviteye bağlı olarak süt dişi odontoblastları, daimi dişlerdeki gibi düzenli sekonder dentin yapımını gerçekleştirememektedirler (Alaçam 2000; Çalışkan 2006).

2.3. Süt Dişlerinde Kullanılan Dolgu Materyalleri

Süt dişlerinin daimi dişlerden farklı morfolojik, histolojik ve fizyolojik özelliklere sahip olduğu bilmektedir. Bununla birlikte çocuk hasta grubunda hekimin çalışma süresi daha kısıtlı olabilmekte ve uygulamalar sırasında çocuğun kooperasyon seviyesine bağlı olarak bazı zorluklarla karşılaşması söz konusu olabilmektedir. Ayrıca süt dişlerinin ağızda kalma süresi kısıtlı olduğundan restorasyonların ömrü de daimi dişlere uygulananlara göre daha kısadır (Thean ve ark. 2000; Küçükeşmen ve Erdoğan 2009). Bu nedenlerle süt dişlerinin restorasyonu için seçilecek materyallerde bazı farklı özelliklerin bulunması istenmektedir. Süt dişi restorasyonlarında kullanılacak dolgu materyallerinde bulunması istenen özellikler şu şekilde sıralanabilir (Sidhu 2010):

- Biyouyumlu olmalı,
- Diş dokularına adezyon sağlamalı,
- Minimal kavite preparasyonuna imkan sağlamalı,
- Preparasyon sonrası kalan diş dokusunu desteklemeli,
- Dişin anatomik sınırlarına uyumlu formun verilmesine olanak sağlamalı,
- Mikrosızıntıyı engellemeli,
- Yeterli kenar uyumu sağlanabilmeli,
- Aşınma ve kırılmaya karşı direnci yüksek olmalı,
- Polimerizasyon büzülmesi minimal düzeyde olmalı,
- Uygulama ve sertleşme süreçlerinde nem hassasiyeti düşük olmalı,
- Dişe yakın ısıl genleşme katsayısı olmalı,
- Isı ve elektrik iletimi düşük olmalı,
- Manipülasyonu kolay, uygulaması kısa olmalı,
- Sekonder çürük oluşumunu önleyebilmek için flor salabilmeli,
- Topikal flor uygulamalarının ardından flor reşarj edebilmeli,
- Radyopak olmalı,
- Estetik özellikleri kabul edilebilir düzeyde iyi olmalı,
- Bitirme ve cila işlemleri kolay olmalı,
- Plak birikimini engelleyecek pürüzsüzlükte olmalı,
- Raf ömrü uzun olmalı,
- Maliyeti düşük olmalı.

Bu özelliklerin tümünü birden taşıyan restoratif materyal henüz geliştirilememiştir ancak yeni materyallerin bulunması ve var olan materyallerin özelliklerinin geliştirilmesi adına çalışmalar hızla devam etmektedir (Coutinho ve ark. 2009).

2.3.1. Amalgam

Dişlerin restorasyonunda çok uzun yıllardır sıklıkla tercih edilen bir restoratif materyal olan amalgam civanın toz şeklindeki gümüş, bakır, çinko ve kalay ile alaşım haline getirilmesi sonucunda elde edilir (Fuks 2005). Amalgamın kaviteye tutuculuğu yalnızca mekanik olarak sağlanmaktadır. Amalgam uygulanmış dişlerde yeterli tutuculuğun sağlanabilmesi için kavite preparasyonunun önemi oldukça fazladır. Bu sebeple Black tarafında 'korumak için genişletmek (extension for prevention)' prensibi geliştirilmiş, yeterli retansiyon ve direncin sağlanabilmesi için sağlıklı diş yapısının da önemli miktarlarda kaldırılması gerektiği belirtilmiştir (Black 1917). Ancak bu durum özellikle daha küçük boyutlarda olan süt dişlerinde kavite preparasyonu yapılırken pulpa perforasyonu oluşma ihtimalini de beraberinde getirmektedir.

Avantajları (Fuks 2005);

- Çiğneme basınçlarına karşı direnci yüksektir.
- Ağız sıvılarında çözünmeye uğramaz.
- Manipülasyonu kolaydır.
- Diğer restoratif materyallere kıyasla daha az teknik aşama ve uygulama hassasiyeti gerektirir.
- Maliyetinin diğer restoratif materyallerden daha düşüktür.
- Minimal klinik tecrübe ile uygulanması mümkündür.

Dezavantajları;

- Diş dokuları ile adeziv bağlantı kuramaz, tutuculuk yalnızca mekanik olarak sağlanır (Black 1917).
- Mekanik retansiyonu artırmak için kavite preparasyonu sırasında sağlıklı diş yapısının kaldırılması gerekmektedir. Bu da estetik materyaller için

gerekenden daha fazla madde kaldırılması anlamına gelmektedir (Black 1917).

- Kavite hazırlama prensipleri nedeniyle pulpa perforasyonu riski artmaktadır (Fuks 2002).
- Estetik açıdan başarılı değildir. Çünkü rengi diş ile uyum göstermemektedir (Fuks 2002; Arıkan ve ark. 2005).
- Civa ihtiva etmesi nedeniyle toksisite riski taşıması söz konusudur. Bu toksisiteden diş hekimi, hasta ve çevrenin etkilenmesi muhtemeldir. Bu nedenle özellikle süt dişlerinde kullanımından kaçınılmalıdır (Garcia-Godoy 2000; Hübel ve Mejare 2003; Arıkan ve ark. 2005; Waggoner 2005).
- Diş yapıları ile kıyaslandığında daha sert bir yapıya sahiptir (Arıkan ve ark. 2005).
- Kalan diş dokusunu desteklememektedir. Bu nedenle uygulandığı dişin kırılmalarına karşı dayanımı azalmaktadır (Fuks 2002).
- Gerilmeye ve kopmaya karşı dayanıksızdır, zamanla metaryelde marjinal kırılmalar gözlenir (Arıkan ve ark. 2005).
- Isı iletkenidir (Bogacki ve ark. 2002).
- Ağız içinde galvanik akıma neden olur (Bogacki ve ark. 2002).
- Korozyona açık bir materyaldir (Arıkan ve ark. 2005).
- Kimyasal bağlantı söz konusu olmadığı için yerleştirilmesinin hemen ardından sızıntı kaçınılmazdır. Ancak zamanla diş ve materyal arasında oluşan korozyon ürünleri, sızıntının azalmasını sağlamaktadır (Fuks 2005).
- Yeterli fiziksel özellikleri kazanabilmesi için uygulanmasının ardından uzun bir bekleme süresine ihtiyaç vardır, bu nedenle kooperasyon sorunu olan çocuk hastalarda uygulamanın ardından yeterli süre beklenemediğinde başarı düşmektedir (Osborne ve ark. 2002).
- Restorasyon kenarında oluşabilen tebeşirimsi görüntü veya kenar renklenmesi hatalı değerlendirmelere sebep olarak restorasyonun sökülmesi gerektiği düşüncesine yol açabilmektedir (Paterson ve ark. 1995).



Şekil 2.3. Amalgam ile restore edilmiş mandibular dişlerin klinik görünümü. (<https://www.styleitaliano.org/old-dental-amalgam-fillings-replacement-by-indirect-cad-cam-composite-restorations/> 2017).

Sayılan tüm bu dezavantajlara rağmen yine de süt azı dişlerinin restorasyonu için izolasyonunun zor olduğu ve hasta kooperasyonunun sağlanamadığı durumlarda amalgamın en uygun materyal olduğunu savunan çalışmalar mevcuttur (Osborne ve ark. 2002). Ayrıca amalgamın süt dişi sınıf I ve sınıf II restorasyonlarında başarıyla kullanılabileceği bildirilmektedir (Mjör ve ark. 2002).

Restorasyonun amalgam ile yapılacağı durumlarda hazırlanan sınıf II kaviterin ara yüzdeki sınırının, çizgi açısını geçmemesi önerilmiştir. Fakat çocuklarda süt birinci azının kavite preparasyonu sırasında süt azıların boyutlarının küçük olması ve ara yüzde dentini destekleyen bukkal ve lingual duvarların ince olması sebebiyle buna uyulması mümkün olmayabilir. Çürük lezyonunun yaygın olduğu, dişin iki yüzeyinden fazlasını içerdiği durumlarda PÇK uygulanabileceği bildirilmiştir (Fuks 2002).

Amalgam uygulamalarına bağlı yaygın olarak görülen bir diğer hata da okluzal taşkınlıklardır. İnce amalgam çıkıntılarının kuvvetler karşısında kırılması, amalgam sınırlarında basamak oluşması ve plak birikimine uygun alanlar ortaya çıkması sonucunda sekonder çürük gelişimi gözlenebilmektedir (Craig ve Powers 2002).

2.3.2. Geleneksel Cam İyonomer Siman

Cam iyonomer simanlar (CİS) amalgama alternatif olarak Wilson ve Kent tarafından 1969 yılında geliştirilen ve 1972 yılında sunulan bir restoratif materyaldir (Wilson ve Kent 1972).

Cam iyonomer simanların kullanım alanları şu şekilde sayılabilir (ADA 2003);

- Süt dişlerinin kalıcı restorasyonları,
 - Kooperasyon kurulamayan çocuklar
 - Çürük riski yüksek, aktif çürükleri bulunan çocuklarda ağız içindeki bakteri yükünün kontrol altına alınması
 - Eksfoliasyon zamanı yaklaşmış süt dişleri
 - Atravmatik restoratif tedavi (ART) uygulaması
 - Saha çalışmaları
- Daimi dişlerin sınıf III ve V restorasyonu,
- Kaide materyali,
- Fissür örtücü uygulamaları,
- Kor materyali,
- Tünel restorasyonları,
- Ortodontik bantların, sabit yer tutucuların, PÇK'ların ve kuron-köprülerin simantasyonu

Cam iyonomer simanlar; toz ve likit formda iki ayrı komponentten oluşur. Toz kısmında silisyum oksit, alüminyum oksit, kalsiyum florür, alüminyum florür ve cam tozları bulunurken, likit kısmında ise poliakrilik asit, tartarik asit, itakonik asit veya distile su bulunabilir. Polimerizasyonun gerçekleşmesi, poliakrilik asitle siman tozunun karıştırılmasının ardından asit-baz reaksiyonu gerçekleşmesi ile olur. Likit kısmında asit içermeyen çeşitlerinin toz kısmında polimaleik asit bulunur (Mount 2002; Nalbant 2002).

Dişe doğrudan kimyasal bağlar ile bağlanabilen tek restoratif materyal cam iyonomerdir. Bağlanma mekanizmasına bakıldığında, poliakrilik asitin diş pürüzlendirmesi ve poliasit zincirlerinin diş yüzeyindeki kalsiyum ve fosfat ile yer değiştirmesi şeklinde gerçekleştiği görülür. Cam iyonomer siman materyali içerisinde kalsiyum ve fosfat iyonlarının geçmesiyle asidik yapı tamponlanarak pH yükselir.

Ayrıca bunun sonucu olarak diş ve cam iyonomer siman arasında iyondan zengin bir ara tabaka oluşur (Aktener 1990; Tyas 2003).

Cam iyonomer siman uygulamaları sırasında adeziv uygulanmasına gerek yoktur ancak CİS yerleştirilmesinden önce yüzeyin asitlenmesini tavsiye eden araştırmacılar da mevcuttur. Bu araştırmacılar asitlemenin yüzeydeki smear tabakasını kaldırmak ve yüzey enerjisini artırmak amacıyla olduğunu bildirmiştir (Tyas 2003).

Cam iyonomer simanlar farklı uygulamalarda kullanılmak amacıyla asit ve cam içeriklerinde farklılıklar yapılarak üretilmektedir. Kullanım alanlarına göre cam iyonomer simanların sınıflaması şu şekildedir (Tyas ve Burrow 2004);

- Tip 1: Yapıştırıcı CİS
- Tip 2: Restoratif CİS
 - Geleneksel tip
 - Metal ile güçlendirilmiş
 - Yüksek viskoziteli (kondanse edilebilir)
- Tip 3: Hızlı sertleşen kaide tipi simanlar ve fissür örtücü CİS
- Tip 4: Kanal dolgu patları

Avantajları:

- Diş dokularına kimyasal olarak bağlanır. Ayrıca paslanmaz çelik, platin, altın, amalgam ve kompozit rezin gibi materyallere de bağlanabilmektedir (Toparlı ve ark. 1999; Önal 2004).
- Biyouyumlu bir materyaldir, pulpaya karşı iritan değildir. Diş etine uyumu iyidir (Toparlı ve ark. 1999; Önal 2004).
- Flor salabilme ve topikal flor uygulamaları sonrası flor reşarjı özelliğine sahiptir (Toparlı ve ark. 1999; Önal 2004; Wiegand ve ark. 2007).
- Flor içeriği sayesinde antikaryojenik özellik gösterir, sekonder çürük oluşumunu engeller (Önal 2004; Berzins ve ark. 2010).
- İçinde bulunan flor mine yapısındaki hidroksiapatitin hidroksil iyonları ile yer değiştirir, fluoroapatit oluşur. Fluoroapatit çürüğe son derece dayanıklıdır (Önal 2004).
- Flor salınımı sonucunda plak metabolizmasında görevli enzimler inhibe olur (Önal 2004).

- Flor salınımına bağlı olarak remineralizasyon desteklenir (Önal 2004).
- Flor dentin içerisinde 35-50 mm derinliklere kadar ilerleyip burada bir bariyer oluşturur. Böylece bakteri difüzyonu nlenebilir (Önal 2004).
- Dişe benzer termal genleşme katsayısına sahiptir (Toparlı ve ark. 1999).
- Monomer içeren bir sistem olmadığı için polimerizasyon bzölmesi gözlenmez (Burke ve ark. 2006).

Dezavantajları;

- Neme karşı hassastır. Özellikle sertleşme tamamlanana kadar olan süreçte nem kontaminasyonu olduğunda maddenin sertliği azalır ve çözünürlüğü artar. Bu nedenle sertleşme tamamlanana kadar mutlaka hava ve tükürükten izole edilmelidir (Craig 2002).
- Dehidratasyona karşı duyarlıdır. Aşırı kurulukta oluşan çatlak ve yarıklar ilerleyen dönemde renklenmeler ve kenar sızıntısı ile sonuçlanır (Önal 2004).
- Koheziv bağlanma gücünün düşük olması, Şiddetli okluzal kuvvetlere karşı yetersiz gerilme, kopma ve aşınma dirençleri göstermesine neden olur. Özellikle geniş yüzeyleri içeren restorasyonlarda mekanik retansiyon gerektirebilir (Önen 1984; Castro ve Feigal 2002).
- Estetik görünümü ve renk stabilitesi yetersizdir (Castro ve Feigal 2002).
- Çalışma süresi uzundur (Widstrom ve Forss 1994).
- Uygulama zorlukları bulunmaktadır (Widstrom ve Forss 1994).



Şekil 2.4. Geleneksel cam iyonomer siman ile restore edilmiş dişin klinik görünümü. (http://www.medicaltourismiran.com/treatments/Dental/Glass_Ionomer_Cement_Filling 2017)

Gelişen malzeme teknolojisi ile birlikte cam iyonomer simanların olumsuz ve yetersiz özelliklerinin önüne geçebilmek amacıyla cam iyonomer simanlara rezin ilave edilerek hibrit materyaller üretilmiştir. Bu yeni geliştirilen materyaller ise rezin modifiye cam iyonomer simanlar (RMCİS) ve poliasitle modifiye kompozit rezinler (Kompomer) olarak sınıflandırılabilir (Preston ve ark. 2003).

2.3.3. Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman

Son 30 yıllık süreç içerisinde cam iyonomer simanların dezavantajlarının elinimine edilebilmesi ve fiziksel özelliklerinin güçlendirilebilmesi amacıyla çalışmalar yapılmış ve cam iyonomer simanlar içerisine düşük oranlarda rezin eklenerek rezin modifiye cam iyonomer simanlar (RMCİS) geliştirilmiştir (Mitra ve Kedrowski 1994; Croll ve Nicholson 2002; Nalbant 2002). Hibrit iyonomer veya rezin iyonomer olarak da adlandırılan bu materyaller %80 CİS ve %20 rezin içerikten oluşmaktadır (Berg 2002).

RMCİS ilk olarak Mitra tarafından 1991 yılında sunulmuştur (Mitra 1991). Rezin ilave edilerek geliştirilen bu materyal sayesinde cam iyonomer simanların uzun sertleşme süresi, manipülasyon zorluğu, düşük aşınma direnci gibi özellikleri geliştirilmiş, flor salma ve depolama, diş dokularına benzer termal genleşme, biyolojik

uyumluluk gibi olumlu özellikleri ise korunmuştur (Mitra ve Kedrowski 1994; Nalbant 2002).

Rezin modifiye cam iyonomer simanların kullanım alanları şu şekilde sayılabilir (Kaya ve Tirali 2013);

- Daimi dişlerin sınıf III ve V restorasyonu
- Sandviç restorasyonlarda kompozit rezinlerle beraber
- Kök çürüğü restorasyonları
- Süt dişi restorasyonları
- Kaide materyali
- Fissür örtücü uygulamaları
- Yapıştırıcı siman



Şekil 2.5. Rezin modifiye cam iyonomer siman ile yapılmış fissür örtücü uygulamaları. (<ftp://ftp.endoco.com/Links/GCFujiTriage.pdf> 2017)

İçeriğinde florealüminosilikat cam, poliakrilik asit, suda çözünebilen ve fotopolimerize olabilen hidrofilik monomer yapıdaki metakrilat bileşenleri [genellikle hidroksietilen metakrilat (HEMA) veya bisfenol-A glisidil metakrilat (Bis-GMA)], foto-başlatıcılar ve su bulunmaktadır (Sidhu 2010).

Sertleşme reaksiyonu üçlü polimerizasyon (üçlü sertleşme, triple cure) mekanizması ile olur. Bunlardan ilki cam iyonomer simanlarda olduğu gibi asit-baz reaksiyonudur. Simanın karıştırılmasının ardından başlar, yaklaşık 24 saat boyunca devam eder ancak cam iyonomer simanlarda olduğundan çok daha yavaş bir reaksiyon

söz konusudur. İkincisi ve asıl polimerizasyonu sağlayan ise rezin içeriği sayesinde oluşan ve ışık ile polimerizasyon sağlayan mekanizmadır. Bu mekanizma sayesinde hızlı bir sertleşme olmakta ve cam iyonomer simanlar için dezavantaj oluşturan nem hassasiyetinin önüne geçilebilmektedir (Espelid ve ark. 1999; Nalbant 2002). Üçüncüsünde ise kimyasal bir otopolimerizasyon (karanlık polimerizasyon) söz konusudur. Bu sayede istenmeyen sebeplerle ışığın ulaşamadığı derin bölgelerde de tam bir polimerizasyon gerçekleşebilmekte ve artık monomer kalma riski engellenmektedir (Lin ve ark. 2001).

Avantajları:

- Biyolojik uyumları iyidir (Nalbant 2002).
- Küçük partiküllü doldurucular kullanılması ile estetik özellikleri geleneksel cam iyonomer simanlara göre daha gelişmiş düzeydedir ve birçok renk seçeneği vardır (Qvist ve ark. 2004; Wiegand ve ark. 2007).
- Basınç dirençleri geleneksel cam iyonomer simanlarla aynı olmasına karşın gerilme dirençleri cam iyonomer simanların iki katıdır (Qvist ve ark. 2004).
- Aşınma ve kırılma dirençleri geleneksel cam iyonomer simanlara göre iyidir (Albers 2002).
- Diş dokularına adezyonları hem kimyasal hem de mikromekanik tutunma ile gerçekleşir (Sidhu ve Watson 1995; Nalbant 2002).
- Flor salınımı ve depolaması yapabilir. Topikal flor uygulaması sonrasında reşarj özelliği vardır (Sidhu ve Watson 1995; Berg 2002; Nalbant 2002).
- Manipulasyonu kolaydır (Berg 2002; Qvist ve ark. 2004; Wiegand ve ark. 2007).
- Çalışma süresi cam iyonomer simanlara göre uzundur (Preston ve ark. 2003; Wiegand ve ark. 2007).
- Aynı seansta polisajı tamamlanabilir (Qvist ve ark. 2004; Wiegand ve ark. 2007).
- Termal genişleme kat sayısı diş dokularına benzerdir (Croll ve Nicholson 2002).
- Bağlanma kuvvetleri cam iyonomer simanların yaklaşık iki katıdır (Kargül 2001; Mount 2002; Qvist ve ark. 2004).

- Erken dönemde neme karşı hassasiyeti cam iyonomer simanlardan düşüktür (Croll ve Nicholson 2002; Wiegand ve ark. 2007).
- Polimerizasyonu ışıkla gerçekleştirildiği için cam iyonomer simanlardan daha kısa sürer (Croll ve Nicholson 2002; Preston ve ark. 2003).
- Cam iyonomer simanlar ile karşılaştırıldığında suda çözünürlükleri daha düşük, asitlere direnci daha yüksektir (Wiegand ve ark. 2007).
- Bitirme ve polisaj işlemleri uygulama seansında hemen yapılabilir (Nalbant 2002; Nicholson ve Croll 2002).
- Radyoopaktır (Sidhu ve Watson 1995).
- Kompozit rezinler kadar hidrofobik değildir (Berg 2002).

Dezavantajları;

- Polimerizasyon büzülmesi sonucu mikrosızıntı, postoperatif hassasiyet ve renklenme görülebilir. Yapısında bulunan su nedeniyle renk stabilitesi iyi değildir (Qvist ve ark. 2004).
- Işığın ulaşamadığı alanlarda polimerizasyonun tamamlanamaması ve artık 2-hidroksietil metakrilat (HEMA) bulunması materyalin fiziksel özelliklerini olumsuz etkileyebilmektedir (Qvist ve ark. 2004).
- HEMA hidrofiliktir. İlk 5-7 gün hızlı su alımı restorasyonun genişmesine neden olur ve boyanma meydana gelir (Qvist ve ark. 2004).
- Yüzey pürüzlülüğü fazladır ve polisaj sınırlı düzeyde yeterli olmaktadır (Sidhu 2010).

Süt dişlerinin sınıf II kavitelerinde tercih edilebilecek ideal bir restoratif materyaldir (Croll ve ark. 2000; Wang 2000). Bu kavitelerde kullanımının başarısını gösteren birçok çalışma bulunmaktadır (Espelid ve ark. 1999; Fuks ve ark. 2000; Vilkinis ve ark. 2000). Süt molarların aproksimal yüzeyini içeren restorasyonları konu alan ve amalgam, CİS, RMCİS, kompomer veya kompozit materyallerinin karşılaştırıldığı takip içeren farklı çalışmalarda RMCİS en başarılı materyal olarak bildirilmiştir (Hübel ve Mejare 2003; Toh ve Messer 2007; Daou ve ark. 2008). CİS ve RMCİS için başarısızlık oranlarının karşılaştırıldığı çalışmada CİS'in RMCİS'e oranla 5 kat daha fazla başarısızlık gösterdiği bildirilmiştir (Hübel ve Mejare 2003).

RMCİS yapısında bulundurduğu rezin sayesinde dentin tübüllerindeki kollojen ağına ve mineye infiltre olabilmektedir ve böylece materyal ve diş dokuları arasında bir hibrit tabaka oluşmaktadır (Hickel ve Manhant 1999).

RMCİS yerleştirilmesinden önce yüzeyin asitlenmesi ile yüzeydeki smear tabakasının kaldırılmasını ve yüzey enerjisinin artırılmasını tavsiye eden çalışmalar mevcuttur (Miyazaki ve ark 1998).

Hidrofilik olmaları sebebiyle aşırı kuru yüzeylerden çok, hafif nemli dentine bağlanmaları daha başarılı restorasyonlar gerçekleştirilmesini sağlar. İlave olarak bir bonding ajan uygulanması önerilmez. Çünkü oluşan ara tabakanın flor geçişini önlediği bilinmektedir (Hickel ve Manhant 1999).

Flor salma veya depolama özellikleri; gerçekleşen asit-baz reaksiyonuna, florun çeşidine ve konsantrasyonuna, materyalin rezin içeriğinin çeşidine ve miktarına bağlı olarak değişebilmektedir ancak flor salınımının cam iyonomer simanlarda olduğu gibi ilk dönemde fazla olup zamanla azaldığı bilinmektedir (Wiegand ve ark. 2007).

2.3.4. Poliasitle Modifiye Kompozit Resin (Kompomer)

Poliasitle modifiye kompozit rezin (PMKR), yaygın kullanılan adı ile kompomer; 1990'lı yılların başından itibaren kullanılmaya başlanan, günümüzde özellikle süt dişlerinin restorasyonlarında yaygın olarak kabul görmüş olan, cam iyonomer simanların adezyon ve flor salınımı özellikleri ile kompozit rezinlerin estetik özelliklerini birlikte taşıyan bir materyaldir (Kargül 2001; Nicholson 2007). Kompomerler, kompozit rezinlere benzeyen hibrit materyallerdir (Nicholson 2007; Trachtenberg ve ark. 2009). İsminde yer alan 'komp-' kompozit bileşenini, '-omer' ise cam iyonomer bileşenini ifade etmektedir (Albers 2002).

RMCİS ile karşılaştırıldığında CİS içeriği azaltılmış, rezin içeriği artmıştır (Nicholson 2007). Kompozit rezinleri poliasit ile modifiye ederek flor salınımı yapabilir hale getirerek elde edilir (Christensen 1997).

Kompomerlerin kullanım alanları şu şekilde sayılabilir (Kramer ve ark. 2006; Nicholson 2007):

- Süt dişi restorasyonları
- Daimi dişlerin sınıf V restorasyonları
- Süt ve daimi dişlerde restorasyon tamiri
- Ortodontik bant ve braketlerin yapıştırılması
- Fissür örtücü uygulamaları

Rezin içeriğinde; üretan dimetakrilat (UDMA), hidroksietil metakrilat (HEMA), bütan-1,2,3,4-tetrakarboksilik asit, bis-2-hidroksietilmetakrilat ester (TCB) bulunmaktadır. Ayrıca CİS'lere oranla daha küçük partikül boyutunda olan stronsiyum florosilikat camı, aktivatörler, stabilizatörler ve pigmentler de içermektedir. CİS ve RMCİS içeriğinde yer alan su, kompomerlerde bulunmaz (Wiegand ve ark. 2007).

Kompomerler tek patlı sistemlerdir ve sertleşme reaksiyonu ışık ile polimerizasyon sonucu rezinde görülen çapraz bağlanma ile başlar. Materyalin yapısında su bulunmamasına karşın bu ilk sertleşme reaksiyonundan sonra ağız sıvılarından emilen su ile materyalde asit-baz reaksiyonu gerçekleşmeye başlar, bu reaksiyonun tamamlanması haftalar sürebilir (Burke ve ark. 2002). Bu asit-baz reaksiyonu flor salınımı gerçekleştirebilmesini sağlamaktadır (Preston ve ark. 2003).

Diş dokularına bağlanmayı sağlayan, rezin içeriğın diş dokuları ile hibrit tabaka oluşturmastır, asit-baz reaksiyonunun bağlanmaya katkısı yoktur (Preston ve ark. 2003).

Kompomerler bu materyale özgü geliştirilmiş olan, asidik komponenti de bulunan, tek aşamalı adeziv sistem ile beraber kullanılır. Mineral içeriği düşük olan süt dişlerinde ek olarak asit ile pürüzlendirme yapılmasına gerek görülmemiştir (Donly ve Garcia-Godoy 2002). Ayrıca bu sayede kooperasyon güçlüğü olan çocuklarda asit uygulamasının doğuracağı zorluklar da elimini edilmiş olmaktadır. Ancak asit uygulamasının kompomerin tutuculuğunu ve kenar adaptasyonunu artırdığını bildiren çalışmalar da mevcuttur (Turgut ve ark. 2001; Baghdadi 2003). Bu nedenle kooperasyon sorunu olmayan çocuklarda, tutuculuğun artırılması gereken kavitelere asitle pürüzlendirme tercih edilebilir (Kramer ve ark. 2006).

Avantajları:

- Diş dokularına bağlanması hibrit tabaka oluşumu ile mikromekanik olarak gerçekleşir (Burke ve ark. 2006).
- Tek patlı bir sistemdir, karıştırılması gerekmez (Burke ve ark. 2006).
- Aşınma dirençleri, gerilme ve esneme dayanıklılıkları CİS ve RMCİS'ten yüksektir (El-Kalla ve Garcia-Godoy 1999).
- Flor salınımı kompozit rezinlere kıyasla daha yüksektir (Christensen 1997; Burges ve ark. 2002).
- Klinik başarısı yüksektir (Christensen 2001; Gross ve ark. 2001).
- Manipülasyonu kolaydır, CİS ve RMCİS'e göre el aletlerine yapışması oldukça azdır (Burke ve ark. 2006).
- Sertleşme reaksiyonu ışıkla polimerizasyon ile gerçekleştiği için çalışma süresi kontrol edilebilir (Attar ve Önen 2000).
- Neme karşı dirençlidir (Attar ve Önen 2000).
- Süt dişlerinin fizyolojik aşınmalarına uyumlu bir aşınma dirençleri bulunmaktadır (Pascon ve ark 2006).
- Estetik özellikleri yüksektir ve renk seçenekleri bulunmaktadır (Burke ve ark. 2006).
- Biyolojik olarak uyumludur (Christensen 1997).

Dezavantajları:

- Flor salınımı CİS ve RMCİS ile kıyaslandığında düşüktür (Burke ve ark. 2002; Preston ve ark. 2003; Trachtenberg ve ark. 2009).
- Aşınma ve kırılma dirençleri kompozitlere kıyasla düşüktür (El-Kalla ve Garcia-Godoy 1999; Burke ve ark. 2002).
- Rezin içermesi nedeni ile polimerizasyon büzülmesi görülmektedir (Burke ve ark. 2002). Buna bağlı olarak kenar sızıntısı, postoperatif hassasiyet, kenar renklenmesi, sekonder çürük ve pulpal hasar gibi sorunlar gözlenebilmektedir (Eligüzeloğlu ve ark. 2006; Krifka ve ark. 2008).
- Işığın ulaşmadığı bölgelerde sertleşme gerçekleşemez, bunun önlenmesi için tabakalama yöntemi ile uygulanması gerekir (Christensen 1997).

- Materyalin derin kısımlarında asit-baz reaksiyonunun gerçekleşememe ihtimali vardır (Burke ve ark. 2006).
- Ek olarak adeziv uygulanması gerekmektedir (Baghdadi 2003).
- Kompozitlere kıyasla suda çözünürlükleri daha fazladır (Nicholson 2007).



Şekil 2.6. Kompomer ile restore edilmiş mandibular süt azı dişlerin klinik görünümü – süt birinci molara ait restorasyonda kırık meydana gelmiştir. (Öktem 2010)

Kompomerin süt dişlerinde diğer restoratif materyallere oranla başarı oranının yüksek olduğunu bildiren birçok çalışma mevcuttur (Marks ve ark. 1999; Welbury ve ark. 2000; Gross ve ark. 2001; Duggal ve ark. 2002). Bu nedenle de çocuk diş hekimliği alanında yaygın olarak kullanım yeri bulmaktadır (Nicholson 2007).

2.3.5. Kompozit Rezin

Kompozit kelimesi birbiri içinde tamamen çözünmeyen ikiden fazla kimyasal maddenin fiziksel bir karışımı anlamını ifade etmektedir (Dayangaç 2000). Bu kompozit rezinler; organik rezin matrisine ilave edilen inorganik doldurucular ve bunların organik matrise tutunmasını sağlayan bağlayıcılardan oluşmaktadır (Altun 2005).

Restoratif materyal olarak diş hekimliği alanında geliştirilen kompozit rezinler 1962 yılında Ray Bowen tarafından tanıtılmış, birçok gelişmeler eşliğinde günümüze kadar bu alanda kullanım bulmuştur (Bowen 1962; Bowen ve Marjenhoff 1991). İlk

kompozit matris; bisfenol-A ve glisidil metakrilatın bir reaksiyon ürünü olan BIS-GMA (bisfenol-A glisidil metakrilat)'tır (Altun 2005).

Kompozit rezin dolgu maddesi üç ana bileşenden oluşmaktadır (Schwartz ve ark. 1996):

1. Organik Polimer Matriks Fazı (Taşıyıcı Faz): Bu bileşen monomerler ve komonomerler, başlatıcı ve aktivatörler ve polimerizasyon inhibitörlerinden oluşur (Schwartz ve ark. 1996).

- Monomer-Komonomerler: Sıklıkla bulunan monomer aşırı visköz yapıdaki BIS-GMA'dır. Viskozitenin olumsuzluklarını azaltmak için yapısına etilen glükol dimetakrilat (EGDMA) ve trietilen glükol dimetakrilat (TEGDMA) ilave edilmiştir. Daha sonraları ise kompozit rezinlerde kullanılmak üzere üretilen dimetakrilat (UDMA) geliştirilmiştir, adezyonu ve renk stabilitesi BIS-GMA'dan daha iyidir (Bektaş 2006).
- Başlatıcı ve aktivatörler: Başlatıcı monomerin çift bağları ile reaksiyona giren enerjiden zengin serbest radikallerin oluşmasına ve polimer zincirlerinin meydana gelmesine neden olur. Benzoil peroksit veya kamferokinon başlatıcı olarak görev yapar. Başlatıcıyı aktive eden ise aktivatörlerdir. Polimerizasyonun ışık ile sağlandığı kompozitlerde aktivatör benzoil metil eter, kimyasal yolla sağlandığı kompozitlerde tersiyer amindir. Polimerizasyonun ısı ile sağlandığı kompozitlerde ise aktivatör kullanılmaz, benzoil peroksit uygulanan ısının etkisi ile aktive olur. Bu aktivasyondan sonra benzoil peroksitin hidroksil grupları taşıyıcı fazın molekülleri ile çarpışır ve polimerizasyon için reaksiyon zinciri gerçekleşerek makro molekülleri oluşturur (Willems ve ark. 1993).
- Polimerizasyon inhibitörleri: Başlatıcı monomerlerin kendiliğinden polimerize olmasını engellemek amacı ile kullanılırlar. Bu amaçla 4-metoksifenol (PMP) ya da 2,4,6-tritersiyer bütifenol (BHT) kullanılmaktadır.

2. İnorganik Faz (Doldurucular, Dağılan Faz): Quartz, cam, kalsiyum, alüminyum ve lityum silikat türü maddeler doldurucu olarak eklenir. Kompozitin stabilite, su Emilimi, polimerizasyon büzülmesi, termal genişleme, sertlik gibi mekanik özellikleri ve renk özellikleri bu materyaller sayesinde şekillenir. Radyoopasite özelliğini veren de dolduruculardır (Dayangaç 2000; Fortin ve Margas 2000; Altun 2005).
3. Ara Faz (Bağlayıcı Ajan): İnorganik ve organik fazları birbirine bağlayan bu yapı silisyum hidrojen içerikli silan bileşikleridir (Willems ve ark. 1993).

Kompozit rezinler farklı özellikleri göz önünde bulundurularak birkaç farklı şekilde sınıflandırılabilir. Bu sınıflamalar; inorganik doldurucu partiküllerin çeşidi ve miktarına, viskozitelerine veya polimerizasyon yöntemlerine göre yapılabilir.

İnorganik doldurucu partiküllerin çeşidine göre (Moszner ve Klapdohr 2004);

1. Geleneksel kompozit rezinler (Makrofil kompozit)
2. Hibrit kompozit rezinler
3. Homojen mikrofil kompozit rezinler
4. Heterojen mikrofil kompozit rezinler

Doldurucu partiküllerin boyutlarına göre (Bayne ve ark. 1994);

1. Megafil kompozit rezinler; partikül büyüklüğü 50-100 μm
2. Makrofil kompozit rezinler (geleneksel kompozit rezinler); partikül büyüklüğü 10-100 μm
3. Midifil kompozit rezinler; partikül büyüklüğü 1-10 μm
4. Minifil kompozit rezinler; partikül büyüklüğü 0,1-1 μm
5. Mikrofil kompozit rezinler; partikül büyüklüğü 0,01-0,1 μm
6. Hibrit kompozit rezinler; partikül büyüklüğü 0,04-1 μm
7. Nanofil kompozit rezinler; partikül büyüklüğü 0,005 μm

Estetik beklentilerin artması ile beraber makro doldurucu içeren kompozitlerin yerini mikro doldurucu içeren kompozitler almıştır. Mikro doldurucular sayesinde kompozitin daha iyi yüzey özelliklerine sahip olmasını ve aşınmaya direncinin yükselmesi mümkün olmuştur. Partiküllerin küçültülmesi ile beraber partikül oranları

da yükselmiş ve daha pürüzsüz yüzeyle materyaller elde edilmiştir. Ancak bu artış aynı zamanda materyalin viskozitesinde artışa sebep olmuştur.

Bu problemin önüne geçmek için ise heterojen mikrofil kompozitler geliştirilmiş ve önceden polimerize edilmiş mikrofil kompozit 1-20 µm boyutlarında öğütülüp doldurucu olarak monomer matrikse eklenmiştir (Şahin 2008).

- Homojen kompozit rezin: Polimerize olmamış organik matriks ve doldurucular içerir. Doldurucular, silanizasyon dışında hiçbir işlem yapılmadan matrikse eklenmiştir.
- Hibrit kompozit rezin: Farklı büyüklükte doldurucu partiküller içeren kompozitlerdir. Hibrit kompozitin isminin belirlenmesinde büyük olan partikül baz alınır. Örneğin, büyük partiküller minifil düzeyinde ise kompozit rezin minifil hibrit adını alır (Roberson ve ark. 2010).

Nanoteknolojinin gelişmesi ile ise düşük polimerizasyon büzülmesi gösteren ve aşınmaya daha dayanıklı nano ve mikro kompozit rezinlerin üretimi mümkün olmuştur (Şahin 2008).

Viskozitelerine göre (Önal 2004);

1. Kondanse edilebilen kompozit rezinler: İnorganik doldurucu miktarı fazladır. Kaviteye uygulanması sırasında basınçla yerleştirilebilir. Bu özelliği kontak noktalarının ideale yakın olarak oluşturulabilmesini sağlar.
2. Akışkan kompozit rezinler: Viskozitesi düşüktür. Doldurucu miktarı az olduğundan aşınmaya direnci zayıftır fakat tiksotropik özelliğinden dolayı düzensiz yüzeylere ve keskin kenarlara daha iyi adapte olabilmektedirler. Kavite tabanlarında, fissür örtücü olarak ve restorasyonların tamirinde kullanılmaktadır (Belli ve ark. 2001).

Polimerizasyon yöntemlerine göre (Önal 2004);

1. Kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezinler: çift pat şeklinde bulunan sistemlerdir. Bir patta bulunan benzoil peroksidin diğer pattaki tersiyer aminler ile reaksiyona girmesi sonucu polimerizasyon başlar. Çalışma süresi diğer kompozit rezinlere kıyasla kısadır. Ayrıca homojen karıştırılmadığı durumda

polimerizasyonun tüm kütlede düzgün şekilde gerçekleştirecek olması da bir dezavantajdır.

2. Ultraviyole (UV) ışıkla polimerize olan kompozit rezinler: polimerizasyonu gerçekleştirmek için kullanılan UV ışık cihazlarında güvenlik sorunları olması nedeniyle kullanımdan vazgeçilmiştir.
3. Görünür ışıkla polimerize olan kompozit rezinler: İçerisinde bulunan kamferokinon ortalama 470 nm dalga boyunda mavi ışığa maruz kaldığında, polimerizasyon reaksiyonu başlar. Bu ışığın elde edilmesinde genellikle quartz tungsten halojen (QTH) ışık kaynakları ve LED (Light Emitting Diode - ışık yayan diyot) ışık kaynakları kullanılır.
4. Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezinler: kimyasal polimerizasyona ek olarak fotokimyasal ilave bir polimerizasyon da gerçekleşir. Özellikle ışık ile polimerizasyonun tam olarak sağlanamayacağından endişe edilen derin alanlarda kullanılması önerilmektedir.

Avantajları (Burgess ve ark. 2002; Pinkham ve ark. 2004; Altun 2005);

- Uygulanması için yalnızca çürük dokunun kaldırılması yeterlidir. Minimal kavite preparasyonuna izin verir ve diş dokusunun korunmasını sağlar.
- Çürük temizlendikten sonra geriye kalan diş dokularını desteklemektedirler.
- Mine ve dentine adezyon ile bağlanabilir.
- Kenar uyumu oldukça iyidir.
- İletken değildir, pulpaya ısıların iletilmesini önler.
- Estetik özellikleri oldukça iyidir.
- Kırılma direnci amalgamdan daha yüksektir.
- Polisajı uygulama seansında yapılabilmektedir.
- Civa içermedikleri için toksik değildir.

Dezavantajları (Donly ve Garcia-Godoy 2002; Braga ve ark. 2005; Casagrande ve ark. 2005);

- Polimerizasyon büzülmeleri görülmektedir. Bu büzülme esnasında kompozit, diş dokusundan ayrılma eğilimi gösterir.
- Buna bağlı olarak ise restorasyon kenarında sızıntılar, postoperatif hassasiyetler, restorasyonda renkleşmeler ve sekonder çürükler oluşmaktadır.
- Klinik uygulama basamakları uzundur.
- Uygulama sırasında hassas çalışma gerektirmektedir.
- Kooperasyon sorunu olan hastalarda uygulanması güçtür.
- Çürük riski yüksek ağızlarda ve izolasyonu güç olan geniş restorasyonlarda uygulanması tavsiye edilmemektedir.

Polimerizasyon büzülmesi ve mikrosızıntı birbirleriyle ilişkili kavramlardır ve azaltılabilmeleri için bazı yöntemlerin uygulanması önerilmiştir. Bu yöntemler, ışık ile polimerize olan kompozitlerin tabakalar halinde uygulanıp polimerize edilmesi, kavite kenarlarının bizotaje edilmesi, kompozitlerle kombine olarak rezinle veya poliasitle modifiye cam iyonomerlerin kaide maddesi olarak veya sandviç tekniği ile kullanılması ve aşamalı ışık cihazlarının kullanılması olarak sayılabilir. Ayrıca rezinde yer alan inorganik doldurucu partikül oranı ve tipi polimerizasyon büzülmesini etkileyen faktörlerdendir. Yüksek molekül ağırlıklı kompozit rezinler daha az polimerizasyon büzülmesi gösterirler (Ölmez ve Tuna 2002).

2.3.6. Giomer Kompozit Rezın

Flor salınımı yapabilen restoratif materyallere yönelik yapılan çalışmalar sonucunda giomerler geliştirilmiştir. Giomer cam iyonomer ve kompozit rezin özellikleri taşıyan hibrit materyallerdir. Önceden reaksiyona girmiş cam iyonomer [prereacted glass iyonomer (PRG)] partiküllerinin rezin matrisine yerleştirilmesi söz konusudur. Böylece cam iyonomer simanın flor salınım ve depolayabilme özellikleri ile rezin kompozitlerin üstün estetik, cilalanabilirlik, yüksek direnç ve biyouyumluluk özellikleri bir araya getirilmiştir (Yadav ve ark. 2012).



Şekil 2.7. Giomer ile restore edilmiş dişin klinik görünümü a. Restorasyon öncesi b. Restorasyon sonrası. (Dr. Jack Griffin http://www.shofu.com/shofu_images/Literature/giomer%20brochure.pdf 2018)

PRG teknolojisinde sulu ortamda fluoro-alumina silikat cam taneciklerinin poliakrilik asit ile asit-baz reaksiyonu gerçekleşir ve “wet sliceous hydrogel” olarak adlandırılan cam iyonomerin stabil fazı oluşur. Bu cam iyonomer materyal şoklanıp dondurulur ve kuru “xerogel” elde edilir. Xerogel öğütülerek uygun boyutlarda PRG doldurucuları oluşturmak üzere silanlanır. Bu doldurucular daha sonra rezin matriks içine katılarak ürün olarak stabil cam iyonomer formunun rezin matriks içindeki süspansiyonu olan giomer elde edilir (Ikemura ve ark. 2008; Bani ve Öztaş 2013).

Cam iyonomer içeriğinin reaksiyonunun önceden gerçekleşmesi sayesinde flor salabilen diğer adeziv materyallerde görülen bozulmanın giomerlerde görülmediği belirtilmektedir. Kompomerlere kıyasla fiziksel özellikleri üstündür, su emilimi ve bu sebeple oluşan genişleme gibi olumsuz durumların ise giomerde azaldığı ifade edilmektedir (Sunico ve ark. 2005; Gönülol ve ark. 2014).

2.4. Süt Dişlerinde Kullanılan Full Kuronal Restorasyon Çeşitleri

Şiddetli derecede çürümüş süt dişlerinin tedavisi çocuk diş hekimliği alanının en zor işlemleri içerisinde sayılabilir. Ancak zorluklarına rağmen bu şekilde çürümüş dişlerin çekimi yerine restore edilmesi tercih edilerek süt dişlerinin fonksiyon görmeye devam ettirilmesi hedeflenmelidir. Bu dişlerin full kuronal restorasyonlarının sağlanmasıyla hem fonksiyon hem de estetik restore edilebilmektedir (Waggoner 2005).

1947 yılında Rocky Mountain Company tarafından prefabrike kuronlar tanıtılmıştır. Engel 1950 yılında paslanmaz çelik kuronları (PÇK) tanımlanmış, bu kuronlar William Humphrey tarafından yaygınlaştırılmıştır. 1950-1968 yılları arasında

PÇK’larda çeşitli modifikasyonlar yapılmış ancak 1964’te Chosak ve Eildeman tarafından farklı biyolojik restorasyon önerileri sunulmuştur. 1970 yılında polikarbonat kuronlar piyasaya sürülmüş, daha sonra 1971’de Mink ve Hill, derin subgingival çürükler için PÇK modifikasyonu, dişler arası boşluklar için lehimle birleştirmeler ve ebatlandırılmış kuronlar konusunda tavsiyelerde bulunmuştur. 1977 yılında Mc Evoy PÇK’ların yer koruma amacıyla modifiye edilmesi fikrini sunmuştur. 1980-1990 yılları arasında önceden veneerlenmiş PÇK’lar geliştirilmiştir (Carrel ve Tanzilli 1989; Randall 2002). 1979 yılında ise Webber ve ark. strip kuronları tanıtmışlardır. Estetik anterior kuron restorasyonları için 1983 yılında Hartman tarafından veneerlenmiş PÇK’lar geliştirilmiştir. 1987 yılında Peter Cheng tarafından tanıtılan Cheng Kuronları, 1989 yılında Kinder Kuronlar takip etmiştir (<http://www.kindercrowns.com/about-us/history/> 2017). 1990-1995 yılları arasında Norma Hall tarafından dişlerdeki çürüğün temizlenmeden, herhangi bir preparasyon uygulanmadan dişlerin PÇK ile restore edildiği teknik geliştirilmiştir (Evans ve ark. 2006). 1993 yılında Randy ve ark. yer tutucu olarak PÇK’ya loop eklenmesinden önce PÇK üzerine bant loop yer tutucu yapılmasını tavsiye etmiştir. 1997 yılında Zirlock tarafından geliştirilen bir teknoloji ile veneerlenmiş PÇK’ların retansiyonu artırılmıştır. 2002 yılında Kupietzky birden fazla anterior süt dişinin restorasyonunda split tekniği ve rubber dam izolasyonu ile çalışmayı tavsiye etmiştir. Son yıllarda ise süt dişlerinin estetik restorasyonu için zirkonyum kuronlar tanıtılmıştır (Fellagh 2016).

İdeal bir pediatrik kuronda bulunması istenen özellikler şunlardır (Donly 2002; Babaji 2015);

- Estetik olarak kabul edilebilir olmalı
- Doğal diş rengine sahip olmalı
- Süt dişinin düşme zamanına kadar ağızda kalmalı
- Kolay ve hızlı uygulanabilir olmalı
- Estetik yüzeyden kopmalar olmamalı
- Dişin bütünlüğünü koruyabilmeli
- Çiğneme fonksiyonunu korumalı
- Karşıt dişte aşınmaya sebep olmamalı
- Kırılmalara karşı dişi koruyabilmeli
- Kaybedilen fonksiyonları yerine koyabilmeli
- Estetiği restore edebilmeli

Full kuronal restorasyonlar aşağıdaki durumlarda endikedir (AAPD 2014; Babaji 2015);

- Dişin birkaç yzeyini içeren rük varlığı
- İnsizal kenarın dahil olduğu restorasyonlar
- Geniş servikal dekalsifikasyonlar
- Endodontik tedaviler
- rüğün küçük, oral hijyenin çok zayıf olduğu durumlar
- Çocuğun klinik uyumu sebebi ile izolasyonun zor olduğu durumlar

2.4.1. Paslanmaz elik Kuronlar

ocuk diş hekimliği alanında rük nedeniyle ileri derecede harabiyet görülen veya travma sonucunda kırılmış dişlerin restorasyonunda başarı şansı düşmektedir. Bu başarısızlığın önüne geçmek amacıyla 1947 yılında paslanmaz elik kuronlar üretilmiştir (Humphrey 1950). Bu sayede önceleri çekim endikasyonu bulunan aşırı harap dişlerin restore edilebilirliği sağlanmıştır. Süt dişlenmede klinik uyumlaması ve simantasyonu başarıyla yapılmış bir PK dayanıklı ve güvenilir bir restorasyon çeşidi olarak kabul görmektedir (Einwag ve Dunninger 1996; Alaçam ve ark. 2000).



şekil 2.8. PK klinik görünümü A. Molar dişler B. Kesici dişler.
(<http://www.epic-dental.com/stainless-steel-crowns.html> 2017)

Paslanmaz eliğin içeriğinde demir, karbon, krom, nikel, manganez ve diğer bazı metaller bulunur. Krom içeriği %11'in üzerinde olmalıdır. Genellikle bu oran %12-30 arasında değişmektedir (Schwartz 2012).

Endikasyonları (Randall 2002; Seale 2002; Guelmann ve ark. 2003);

- Dişin 3 veya daha fazla yüzeyini içeren çürük varlığı
- Adeziv sistemler ile bağlanmanın mümkün olmayacağı, minenin çok az miktarda kaldığı şiddetli çürükler
- Amputasyon veya kanal tedavisi uygulanmış süt dişleri
- Rampant çürüklü dişler
- Nem ve kanama kontrolünün sağlanamadığı dişler
- Subgingival çürükler
- Gelişimsel diş anomalileri
- Süt veya daimi dişlerde aşırı madde kaybı görülen kırıkları
- Ağız hijyeni kötü, yüksek çürük riski olan ve düzenli kontrollere gelmeyen hastalar
- Yer tutucu ayağı olacak dişler
- Daimi azı dişlerde döküm kuronlar uygulanana kadar beklenecek olan sürede geçici restorasyon gerekliliği

Avantajları (Alaçam ve ark. 2000);

- Vital dişlerde çürük yapının tamamen kaldırılıp pulpanın korunması
- Uygun okluzal kontak sağlanması
- Normal mesiodistal kuronal boyutların korunması ile ark uzunluğunun korunması
- Kapanış ilişkilerinin korunması
- Konturları ve marjinal uyumu ile periodontal sorunların önlenmesi
- Uygulama süresinin az olması
- Uygulama sırasında ve sonrasında hastaya rahatsızlık vermemesi
- Eksfoliasyon zamanına kadar yeni bir tedavi gereksiniminin olmaması

PÇK için söylenebilecek en önemli dezavantaj ise estetik olmamasıdır. Bu nedenle genellikle süt kaninlerde veya alt keserlerde kullanılabilirken üst ön bölgede kullanılabilmesi için bazı modifikasyonlar gerekmektedir (Seale 2002; Waggoner 2005).

2.4.2. Open Face Paslanmaz Çelik Kuronlar

Üst anterior bölgede estetik görüntü elde edebilmek amacıyla dişe simante edilen PÇK'nın vestibül yüzeyi açılarak siman artıkları temizlenir ve bu yüzey kompozit rezin bir malzeme ile restore edilebilir. Bu modifikasyona open face PÇK denilmektedir. Open face PÇK dayanıklılık ve estetiğin kombine edildiği bir restorasyondur.

Dezavantajları (Wiedefeld 1994; Waggoner 2005);

- Labialdeki kompozitin hasta başında uzun uygulama zamanı gerektirmesi,
- Metalin kompozit altından grimsi bir renklenmeye sebep olması.



Şekil 2.9. Open face PÇK klinik görünümü. (<http://www.dentistrytoday.com/pediatric-dentistry/2005>)

2.4.3. Prefabrike Rezin Veneerli Paslanmaz Çelik Kuronlar

Prefabrike rezin veneerli PÇK; PÇK, open face PÇK ve kompozit strip kuronların bazı dezavantajlarına çözüm getirir. En büyük avantajı rezin kaplamanın üretim aşamasında eklenmiş olmasıdır. Bu sayede hasta başında geçen uygulama süresi kısalmaktadır. PÇK'nın dayanıklılığını, strip kuronun estetiğini hastaya sunar. Tek ve kısa bir randevuda uygulanabilir. Nem ve kandan önemli ölçüde etkilenmez, bu sayede subgingival çürük lezyonu varlığında da uygulanabilir (Waggoner 2005; Schwartz 2012).



Şekil 2.10. Prefabrike rezin veneerli PÇK. (<https://www.nusmilecrowns.com/About> 2017)

Veneerli vestibül yüzey esnek değildir ve bu yüzeyde adaptasyon için ayarlamaların yapılması mümkün değildir. Yine aynı sebeple kullanıma bağlı olarak da kırılmalar gösterebilir. Ancak vestibül yüzeyin tamiri open face PÇK'nın vestibül yüzeyinin oluşturulmasındaki gibi yapılabilir. Renk seçeneğinin az olması da bir başka dezavantaj olarak sayılabilir (Waggoner 2002).

2.4.4. Kompozit Veneerli Paslanmaz Çelik Kuronlar

Open face PÇK'larda vestibül yüzeyden metalik rengin yansımaları, prefabrike rezin veneerli PÇK'ların vestibül yüzeyinde konturlama yapılamaması sorunlara neden olmaktadır. Bunların önüne geçebilmek amacıyla 1994 yılında Wiedenfeld ve arkadaşları tarafından kompozit veneerli PÇK geliştirilmiştir. Bu yöntemde PÇK seçilir, dişe uyumlanması yapılır. Vestibül yüzey alüminyum oksit ile kumlanır, bonding ajan uygulanıp kompozit ile kaplanır (Alaçam ve ark. 2000).

2.4.5. Prefabrike Metal Destekli Porselen Kuronlar

Dişte çürük veya travma nedeniyle aşırı madde kaybı olduğunda veya okluzal yüklerin fazla olduğu durumlarda prefabrike metal destekli porselen kuronlar tavsiye edilmektedir. Ön grup dişler için 5 farklı boyutta üretilmiştir. Açık ve universal renk seçenekleri mevcuttur (Alaçam ve ark. 2000).

Avantajları (Alaçam ve ark. 2000);

- Üstün estetik özellikleri,
- Dayanıklılık.

Dezavantajları (Alaçam ve ark. 2000);

- Fazla preparasyon gerektirmesi,
- Uygulanmasının ve uyumlamasının zaman alıcı ve zor olması,
- Yüksek maliyet gerektirmesi,
- Yerleştirilmesi sırasında porselende kırılmalar oluşması,
- Nikel alerjisi riski,
- Berilyuun yan etkileri.

Bu kuronlar paslanmaz çelik kuronlar gibi esnek yapıda değildir, uyumlanması sırasında zorluklar oluşur. Kuronun servikal bölgesine kontür verilirken porselende kırıklar oluşabilir. Bu sorunların oluşmaması için kenar uyumunun ancak diş preparasyonu ile sağlanması gerekmektedir (Alaçam ve ark. 2000).

2.4.6. Akrilik Rezin Kuronlar

Bu teknikte preparasyonu yapılmış anterior süt dişi üzerine prefabrike sellüoid kuron içerisine doldurulan diş renginde, self-cure akrilik rezin yerleştirilerek restorasyon gerçekleştirilir. Akrilik rezin sertleştikten sonra sellüoid kuron uzaklaştırılır. Akrilik rezin kuronun marjinaleri düzenlenir. Simantasyon için çinko fosfat siman veya akrilik simanlar kullanılabilir (Daniels ve ark. 1996).

Bu kuronların open face PÇK ve prefabrike veneerli PÇK'ya göre üstünlükleri doğal süt dişlerine daha fazla benzemeleri ve metal içermemeleridir. Fakat bunun yanında dezavantajları olarak ise pürüzlü bir yapıya sahip olmaları ve kolay renklenmeleri sayılabilir. Ayrıca uzun dönem klinik takiplerini içeren çalışma bulunmadığından başarısı hakkında net bir bilgi de bulunmamaktadır (Stewart 1974).

1979 yılında Doyle akrilik rezinlerin retansiyonunu artırmak amacıyla akrilik jaket kuronları geliştirmiştir. Bu teknikte süt dişinin yüzeyine asit uygulanıp akrilik jaket içerisine de kompozit rezin doldurmakta, kuron dişe bu şekilde uygulanmaktadır. Daha sonra marjinaler frezlerle düzeltilip restorasyon bitirilmektedir.

2.4.7. Polikarbonat Kuronlar

1970'lerde popülerleşen polikarbonat kuronlar ısı ile sertleşen akrilik rezinden prefabrike olarak üretilmektedir. Fabrikasyon üretimi sayesinde self-cure akrilik rezinlerden daha ince üretilmektedir (Stewart 1974). Paslanmaz çelik kuronlardan daha estetik olsalar bile kırılabilirliği ve kolay aşınması sebebiyle rezin kompozit strip kuronların yaygınlaşması ile beraber popülerliklerini kaybetmişlerdir (Waggoner 2005).

Ancak 1990'larda yeni tekniklerle üretilerek daha ince ve daha esnek hale getirilmiştir. Böylece polikarbonat kuronlar daha güçlü ve tercih edilen restorasyonlar haline gelmiştir (Casamassimo ve Holt 2002). Bu kuronlar süt dişlerinin geniş çürüğe sahip olduğu durumlarda endikedir. Ancak retansiyon için yeterince diş dokusu bulunmadığında ya da brüksizm varlığında dikkatli olunmalıdır çünkü aşırı kuvvetlere karşı dayanıklı değildir (Doyle 1979).



Şekil 2.11. Polikarbonat kuron. (<http://www.3m.com/> 2017)

Polikarbonat kuronlar uygulanırken prepare edilmiş dişe uygun prefabrike polikarbonat kuron seçilir ve dişe akrilik rezin ile yapıştırılır. Marjinler düzeltilip polisaj yapılarak restorasyon tamamlanır. Polikarbonat kuronlarda kırılma ve dişten bütünüyle ayrılma olabileceği unutulmamalıdır (Stewart 1974). Bu yetersizlikleri sebebiyle kullanımları yok denecek kadar azdır (Venkataraghavan ve ark. 2014).

2.4.8. Pediatrik Jaket Kuronlar

Şiddetli çürük veya travma sonrası kullanılabilen alternatif bir kuron çeşididir. Kopolyester içerikli, doğal diş renginde kuronlardır. Fleksible yapıları vardır. Makasla kesilerek şekillendirilebilir (Daniels 1996). Hazırlıkların bir kısmının ağız dışında yapılabilmesi sayesinde ağız içi çalışma süresi azalması özellikle kooperasyon eksikliği olan çocuklarda kullanımı sırasında önemli bir avantaj sağlar (Schwartz 2012). Prepare edilen dişe asit ve bonding ajan uygulanır. İzolasyon sağlanabiliyorsa kompozit rezin siman, sağlanamıyorsa rezin modifiye cam iyonomer siman jaket kuron içine yerleştirilir. Kuron dişe parmak basıncı ile adapte edilir ve simantasyon gerçekleştirilir (Waggoner 2002).



Şekil 2.12. Pediatrik jaket kuronlar. (<http://cyberdentist.blogspot.com.tr/2006/06/white-crowns-for-baby-teeth.html> 2017)

Pediatrik jaket kuronların dezavantajları olarak okluzal kuvvetler sonucunda aşınmaları ve zamanla renk değiştirmeleri sayılabilir. Başarısızlık sebebi genellikle kuronun simandan ayrılmasıdır. Kopolyester kuron ayrıldığında yapıştırıcı olarak uygulanan kompozit veya rezin modifiye cam iyonomer siman diş üzerinde kalmakta hatta yeniden restore edilmesine gerek duyulmadan bir kuron gibi görünmektedir (Schwartz 2012).

2.4.9. Laboratuvarında Üretilmiş Kompozit Rezin Kuronlar

Laboratuvarında üretilmiş kompozit rezin kuronların uygulanabilmesi için iki randevu gerekmektedir. Birinci randevuda çürük uzaklaştırılıp dişin prepare edilmesinin ardından polivinil siloksan ölçü maddesi ölçü alınır, diş geçici olarak

restore edilir. İkinci randevuda ise laboratuvarda hazırlanmış olan kompozit kuron rezin siman ile simante edilir ve polisajı yapılır (Daniels ve ark. 1996).

İki randevu gerektirmesi genellikle dezavantaj olarak kabul edilmesine rağmen kimi araştırmacılara göre ise hasta başında geçen sürenin az ve bölünmüş olması hasta kooperasyonu açısından avantaj olarak değerlendirilmektedir (Motisuki ve ark. 2005). Bu kuronların avantajları olarak polimerizasyonun laboratuvar şartlarında tamamlanması, hasta başında geçen sürenin kısa olması ve aşınmaya direncin daha iyi olması sayılabilir (Updyke ve Sneed 2001; Waggoner 2006).

2.4.10. Kompozit Strip Kuronlar

Anterior süt dişlerine uygulanan estetik restorasyonların en popülerleri kompozit strip kuronlardır. İlk olarak Webber ve arkadaşları tarafından 1979 yılında tanıtılmıştır. Şeffaf sellüloid matriks içerisine kompozit doldurulması ve bu kompozitin mine ve dentine bağlanması esasına dayanan kuronlardır. Son yıllarda adeziv sistemlerin bağlanma başarısının artması ile birlikte estetik ve fonksiyon açısından yeterli, retansiyon açısından da güçlü bir restorasyon olmuştur. Diğer restorasyonlara göre estetik olarak oldukça üstündür (Grosco 1987).

Kompozit strip kuronun uygulanması sırasında diş tüm yüzeylerinden prepare edilir, tüm çürük doku uzaklaştırılır. Uygun boyuttaki sellüloid strip kuron seçilir ve formu dişe uyumlanır. Diş yüzeyine asit ve bond uygulanır. Kompozit ile doldurulmuş strip kuron dişe yerleştirilir ve polimerize olması sağlanır. Strip kuron dişin üzerinden uzaklaştırılıp marjinler düzenlenir, polisaj ve cila işlemleri yapılarak restorasyon tamamlanır (Schwartz 2012).

Süt anterior dişlerin şiddetli çürüklerinde, kırık veya malforme dişlerde, renk değişikliği olan dişlerde ve endodontik tedavi görmüş dişlerde endikedir. Ancak bağlanma ve retansiyon için yeterli diş dokusunun kalmadığı aşırı çürük dişlerde, derin kapanış görülen ağızlarda ve periodontal sorunlu çocuklarda kullanımı endike değildir (Drummond 2013).



Şekil 2.13. Kompozit strip kuronlar. (<http://www.provisionalmatrix.com/service/blood-donor-service/> 2017)

Koopere bir hastada uygulama süresi PÇK ya da polikarbonat kuron ile kıyaslanabilir düzeyde kısadır (Schwartz 2012). Dişlerin doğal görünümüne daha çok benzemeleri nedeniyle yaygın olarak kullanılmaktadır (Waggoner 2002; Drummond 2013).

Ancak bu ideal estetik görünümü dışında birçok dezavantajı bulunmaktadır. Bunlar; oldukça hassas uygulama şartları gerektirmesi, tam bir tükürük ve kanama kontrolü gerekliliği, nonkoopere hastalarda uygulamada zorluklar, diş hazırlığı ve adeziv uygulamalar içermesi sebebiyle restorasyonda başarısızlık görülmesidir (Updyke ve Sneed 2001; Drummond 2013). Ayrıca kompozit rezinin polimerizasyonunda yetersizlik olması da başarısızlığa neden olabilmektedir (Waggoner 2006). Aşınmaya ve kırılmaya karşı dirençleri ise diğer full kuronal restorasyonlara göre daha azdır (Tate ve ark. 2002).

2.4.11. Pediatrik Zirkonyum Kuronlar

Pediatrik zirkonyum kuronlar süt dişlerin restorasyonunda kullanılan, metal içermeyen ancak metale benzer mekanik özelliklere sahip, doğal diş renk ve kontüründe üretilmiş, zirkonyum dioksit içerikli kuronlardır. Hem keser hem de molar süt dişleri için üretilmiş prefabrike süt dişi zirkonyum kuronlar mevcuttur (Innes ve ark. 2007; Karaca ve ark. 2013).



Şekil 2.14. Farklı firmalara ait keser ve molar süt dişi zirkonyum kuronlar. (Clark ve ark. 2016)

Zirkonya seramiği 1990'ların başında diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. Endodontik postlarda, implant abutmentlerinde, kuron ve köprülerin sert çekirdek yapısında diğer seramiklere kıyasla daha dayanıklı olması sebebi ile kullanım yeri bulmuştur (Luthy ve ark. 2005).

Yitriyum oksitle kararlı hale getirilmiş tetragonal zirkonyum oksit polikristalleri (yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal: Y-TZP), bir kristal fazdan diğerine geçerek çatlak oluşumunu durduran, çatlağın çoğalmasını engelleyen dirençli bir yapı oluşturur (Larsson 2011). Solid bir yapıya sahip oldukları için bukkal yüzden estetik materyalin atması gibi sorunlar gözlenmez (Manicone ve ark. 2007). Zirkonyum materyalinin kırılma direncinin yüksek olması bu kuronları oldukça güçlü restorasyonlar yapar (Denry ve Holloway 2010).

Biyouyumlulukları diğer seramiklerden daha üstündür (Piconi ve Maccauro 1999; Albakry ve ark. 2004). Yapılan çalışmalarda periodontal dokuların sağlığında herhangi bir değişikliğe sebep olmadığı gösterilmiştir (Josset ve ark. 1999; Scarano ve ark. 2003; Raigrodski ve ark. 2012).

Kuron preparasyonu diğer restorasyonlarda olduğu gibidir. Aşındırma miktarı PÇK ve strip kuronlara göre fazla, open face PÇK'ya göre azdır, önceden veneerlenmiş PÇK ile aynı düzeyde aşındırma gerektirir. Uyumlama amacıyla restorasyonun kuron boyunda yapılacak düzeltmeler su altında frez ile aşındırmalar ile yapılabilir ancak okluzal ve interproksimal düzeltmeler seramik yapısını zayıflatacağı için kontrendikedir (Schwartz 2012).

Eğilme dayanımları 900 ile 1100 MPa arasında bulunmuştur. Bu da alümina oksit seramiklerin yaklaşık iki katı, standart cam seramiklerin ise beş katı daha fazladır (Manicone ve ark. 2007; Planells del Pozo ve Fuks 2014).

Yapıştırma amacıyla rezin simanlar kullanıldığında teknik hassasiyet gerekliliği vardır ancak strip kuron uygulaması sırasında adeziv sistemlerin kullanılması daha titiz çalışma gerektirmektedir (Liu ve Donly 2016).

Aşırı bruksizmi bulunan hastalarda kullanımı önerilmemektedir (Planells del Pozo ve Fuks 2014).



Tablo 2.1. Full kural restorasyon tekniklerinin karşılaştırılması.

Kuron çeşidi	Estetik	Dayanıklılık	Uygulama süresi	Seçim kriterleri
Kompozit strip kuron	<ul style="list-style-type: none">Başlangıçta çok iyi.Zamanla renkleşebilir.	<ul style="list-style-type: none">Dayanıklı (Kalan diş dokusu miktarına bağlı olarak)	<ul style="list-style-type: none">İzolasyonun sağlanması için gereken süre	<ul style="list-style-type: none">Yüksek estetik beklentisi olan hastalarAdezyon için yeterli diş dokusu bulunmasıKanamanın kontrol edilebilir olması
Prefabrike veneerli PÇK	<ul style="list-style-type: none">Çok iyi	<ul style="list-style-type: none">İyiBazen veneerde atmalar ve kırılmalar olabilir	<ul style="list-style-type: none">Strip kuron kadar	<ul style="list-style-type: none">Estetik beklentisi olan hastalarKanama kontrolünün zor olduğu durumlar
PÇK	<ul style="list-style-type: none">Çok zayıf	<ul style="list-style-type: none">Çok iyi	<ul style="list-style-type: none">Kuronu yerleştirene kadar geçen süre	<ul style="list-style-type: none">Ciddi çürüklü ve estetiğin önemli olmadığı durumlarKanamanın kontrol edilemediği durumlar
Open face PÇK	<ul style="list-style-type: none">Metal yansımaları olmasına rağmen iyi	<ul style="list-style-type: none">PÇK kadar iyi.Bazen vestibül yüzdeki restorasyon çıkabilir.	<ul style="list-style-type: none">Uzun zaman alır çünkü kuronun yerleştirilmesi ve kompozitin yerleştirilmesi basamaklarını içerir.	<ul style="list-style-type: none">Ciddi çürüklü dişler

Tablo 2.2. Full kuronal restorasyon çeşitlerinin avantaj ve dezavantajları.

Kuron Çeşidi	Avantajları	Dezavantajları
PÇK	<ul style="list-style-type: none">• Dayanıklısıdır, uyumu iyidir, kalıcıdır.• Uygulama süresi kısadır.• Nem veya kanama kontrolü sağlanamadığında da uygulanabilir.• Ucuzdur.	<ul style="list-style-type: none">• Estetiği çok zayıftır.
Open face PÇK	<ul style="list-style-type: none">• Kabul edilebilir estetiğe sahiptir.• Dayanıklısıdır, uyumu iyidir, kalıcıdır.• Ucuzdur.	<ul style="list-style-type: none">• Uygulama süresi uzundur. (Simantasyon ve kompozit uygulaması)• Hasta uyumsuz olduğunda veya nem ve kanama kontrolü sağlanamadığında kompozit uygulamada başarısızlık olabilir.
Prefabrike rezin veneerli PÇK	<ul style="list-style-type: none">• Kabul edilebilir estetiğe sahiptir.• Uygulama süresi göreceli olarak kısadır.• Dayanıklısıdır.• Nem veya kanama kontrolü sağlanamadığında da uygulanabilir.	<ul style="list-style-type: none">• PÇK ile kıyaslandığında 3 kat daha pahalıdır.• Kuronun yeniden şekillendirilmesi, kontür verilmesi mümkün değildir.• Uyumlama restorasyondan değil diş üzerinden aşındırma ile yapılabilir.• Uyumlama yapılmadığından dişe adaptasyonu daha zayıftır.• Veneer kısmında kırılmalar gözlenebilir.
Polikarbonat kuronlar	<ul style="list-style-type: none">• Estetiktir.• Kompozit strip kuronlar ve prefabrike rezin veneerli kuronlardan daha dayanıklısıdır.• Teknik hassasiyetleri kompozit strip kuronlardan daha azdır.• Open face PÇK ile kıyaslandığında daha kısa sürede uygulanabilir.	<ul style="list-style-type: none">• Şiddetli bruksizmi bulunan hastalarda kullanılmamalıdır.• Gereken preparasyon miktarı fazladır.
Pediyatrik jaket kuronlar	<ul style="list-style-type: none">• Estetiktir.• Fleksibledir ve adaptasyonu kolaydır.• Kuron desimante olduğunda geriye kalan resin modifiye cam iyonomer siman kuron gibi görünür.	<ul style="list-style-type: none">• Döner aletler ile kenarları parçalanabilir.• Aşınabilir.• Kuron yapıştırıcı simandan ayrılabilir.• Çapraşık dişlere uygulanması zordur.• Isı ile sterilizasyonu mümkün değildir.
Kompozit strip kuronlar	<ul style="list-style-type: none">• Üstün estetik sağlar.• Maliyeti kabul edilebilirdir.• Uygulama süresi kabul edilebilirdir.	<ul style="list-style-type: none">• Aşırı teknik hassasiyet gerektirir.• Dayanıklılığı ve retansyonu diğer full kuronal restorasyonlar kadar iyi değildir.• Şiddetli bruksizmi veya derin kapanışı bulunan hastalarda kullanılmamalıdır.• Nonkoopere hastalarda yeterli nem kontrolünü sağlamak zordur.
Zirkonyum pediyatrik kuronlar	<ul style="list-style-type: none">• Üstün estetik ve dayanıklılığa sahiptir.• Biyouyumludur.• Otoklavda steril edilebilir.• Nikel alerjisi bulunan hastalarda tercih edilebilir.• Tek randevuda uygulanabilir.	<ul style="list-style-type: none">• Nem kontrolü sağlanmalıdır.• Maliyeti yüksektir.• Çapraşık dişlere uygulanması zordur.

2.5. Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri

Diş hekimliği uygulamalarının başarısı, işlem sonrasında ağız içerisinde maruz kalınacak kuvvetlerin materyal, diş ve çevre dokular üzerindeki etkilerine bağlıdır. Uygulanan kuvvetler karşısında diş dokuları ve restoratif materyallerin mekanik özelliklerindeki değişimleri biyomekanik incelemektedir (Sonugelen ve Artunç 2002). Gelen kuvvetlerin yoğunlaştığı alanları görmek ve daha dayanıklı restorasyonların yapılabilmesi için materyalin sahip olması gerektiği özellikleri belirleyebilmek için bazı analizlerin önceden yapılması gerekmektedir (Bedestenci 2003). Yapılacak stres analizlerinin amacı cisme uygulanan kuvvetler sonucunda hacminde meydana gelen gerilmeleri değerlendirmektir (Çalikkocaoğlu 2010).

Bu analizlerden bahsetmeden önce bazı teknik terimleri bilmek gerekmektedir. Bu terimler şunlardır;

- **Kuvvet:** Cismin hareketini başlatabilen, hareketin yönünü değiştirebilen veya cismi durdurabilen etkidir (Sonugelen ve Artunç 2002).
- **Gerilme (Stres):** Cisimde deformasyon oluşturacak bir kuvvet etki ettiğinde bu dış kuvvete karşı oluşan bir iç direnç mevcuttur. Bu iç direncin şiddeti dıştan uygulanan kuvvete eşittir ama yönü zıttır. Gerilme ise bu iç kuvvetin cismin alanına oranıdır (İnan 1996).
- **Gerinim (Strain):** Bir cisme belirli bir kuvvet uygulandığında cismin oransal boyut değişimidir (Craig ve Powers 2002).
- **Elastisite Sınırı:** Cismin geri dönüşümsüz şekil değişikliğine uğramadan dayanabildiği maksimum gerilmedir (Bakioğlu 2001).
- **Poisson Oranı:** Cisimlerin elastik sınır içerisindeki kuvvetler altında enindeki birim boyut değişiminin boyundaki birim boyut değişimine oranıdır. Materyaller için ayırt edici bir özelliktir (Craig ve Powers 2002).
- **Elastisite Modülü (Young's Modülü - E):** Esneme ve deformasyona gösterilen direnci veya yük altındaki esnemeyi belirtir. Gerilimin gerinime oranıdır (Albers 2002).
- **Homojen Cisim:** Elastik özelliklerin cisim her noktasında aynı olduğunun kabul edilmesidir (Bakioğlu 2001).

- **İzotrop Cisim:** Cismin, farklı doğrultularda aynı elastik özellikleri gösterdiğinin kabul edilmesidir. Cisimler izotrop kabul edildiğinde gerilme ve şekil değiştirme etkileri materyale ait olan elastisite modülü ve poisson oranı kullanılarak elde edilebilmektedir (Liu ve Quek 2003).

Diş dokularında çürük veya travma sonrası oluşan madde kayıplarının telafisi için yapılan restorasyonların ağız ortamında meydana gelen kuvvetler karşısında gösterecekleri davranışın önceden incelenmesi başarılı restorasyonlar yapılmasında ve kalan diş dokusunun korunmasında büyük faydalar sağlamaktadır. Bu amaçla diş hekimliğinde kullanılan materyaller için çeşitli gerilme analizi yöntemleri kullanılmaktadır. Bu yöntemler arasında şunlar sayılabilir (Çalikkocaoğlu 2010);

- Fotoelastik analiz yöntemi
- Gerinimölçer analiz yöntemi
- Holografik interferometre analiz yöntemi
- Kırılma vernik ile kaplama yöntemi
- Termografik kuvvet analiz yöntemi
- Radyotelemetri ile kuvvet analiz yöntemi
- Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi

2.5.1. Fotoelastik Analiz Yöntemi

Saydam cismin içinden geçen polarize ışığın çift kırılması olayına dayanan optik bir yöntemdir. İncelenecek cismin modeli fotoelastik özellikteki bir materyalden elde edilir ve belirli yüklemeler sonucunda polarize ışık altında oluşan kuvvet çizgileri polariskop cihazı yardımıyla tespit edilir. İki ve üç boyutlu model tekniği, üzerinde çalışılan model yüzeyine çift kırıcı plastik yapıştırma tekniği gibi üç esas tekniği vardır (Ulusoy ve Aydın 2003; Asvanund ve Morgano 2011).

Basit bir yöntem olmakla birlikte bu yöntemle yapılan incelemeler daha çok basit, düz modellerle sınırlıdır ve optik çözünürlüğün sınırlı düzeyde olması gibi önemli dezavantajları vardır. Oral yapılar gibi homojen olmayan yapıların fotoelastik özellik gösteren materyal ile modellenmesi de mümkün olamamaktadır (Fernandes ve ark. 2003).

2.5.2. Gerinimölçer Analiz Yöntemi

Yük altındaki cisimlerde oluşan lineer şekil değişikliklerinin saptanmasında kullanılan aletlere gerinimölçer adı verilmektedir. Mekanik, mekano-optik, optik, akustik, elektrik ve elektronik özelliklere sahip farklı gerinimölçerler bulunmaktadır, bunların ise değişik uygulamaları vardır (Soares ve ark. 2008). Bu metotta incelenecek bölgelere gerinime duyarlı uçlar yerleştirilir, incelenecek materyale kuvvet uygulanır. Statik ve dinamik gerinim yükselticilerle oluşan gerinim bilgisayara kaydedilir (Palamara ve ark. 2000; Nishioka ve ark. 2010).

2.5.3. Holografik İnterferometre Analiz Yöntemi

Pürüzlü nesnelerin statik ve dinamik değişimlerini hassas bir şekilde ölçmeyi sağlayan bir analiz yöntemidir (Ulusoy ve Aydın 2003). Bu yöntemde cismin üzerindeki aralık ve yer değiştirme miktarı interferometre cihazının çıkardığı iki lazer ışın demetinin karşılıklı etkisiyle oluşan mikroskobik girişim saçaklarının kaydedilmesi ile ölçülmektedir. Işın verilmesi sırasında cisim hareket ettirilmekte ve holografik görüntüde şekillenen mikroskobik gerilim saçaklarının kaydedilmektedir (Korkmaz ve Suca 1998; Sonugelen ve Artunç 2002).

2.5.4. Kırılgan Vernik ile Kaplama Yöntemi

İncelenecek cisim üzerine homojen olacak şekilde 0,01-0,02 cm vernik püskürtülür ve fırınlanır. Kuvvet uygulaması sonrasında vernik üzerinde uygulama noktasından uzaklaştıkça azalan çatlaklar oluşur. Bu çatlakların değerlendirilmesi ile yapılan analiz yöntemidir. Brittle lacquer adı ile de bilinmektedir (Sonugelen ve Artunç 2002; Ulusoy ve Aydın 2003; Soares ve ark. 2008).

2.5.5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi

Homojen, izotropik materyallerin periyodik olarak yüklenmesi sonucunda ısıda oluşan periyodik değişimlerin materyalin ilgili noktasındaki asal streslerin toplamı ile doğrudan orantılı olması prensibine dayanır (Ulusoy ve Aydın 2003).

2.5.6. Radyoteleometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi

Radyoteleometri yönteminde bir güç kaynağı, radyotransmitter, bir alıcı, örneğe yapıştırılmış gerilimölçerler, gerilimölçer yükselticisi, anten ve bir veri kaydedici bulunmaktadır. Gerilimölçerdeki direnç farklılıkları voltajı düşürmekte, böylece radyotelemetrenin frekansını etkilenmekte sonuçlar oluşmaktadır. Kablo içermemesi yöntemin en büyük avantajıdır (Ulusoy ve Aydın 2003).

2.5.7. Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi

Sonlu elemanlar stres analizi (SESA), bilgisayar programı üzerinde bazı mekanik sorunlara kabul edilebilir bir yaklaşımla çözümler arayan sayısal bir yöntemdir (Magne 2007). Bu yöntemde analizi gerçekleştirecek olan yapı sonlu sayıda parçalara bölünür ve kuvvet karşısında yapı üzerinde oluşan değişiklikler matematiksel olarak incelenir (Sriekha ve Bashetty 2010). Bir bakıma tabiatın bilgisayar programları aracılığıyla taklit edilmesidir. İncelenecek yapıyı küçük ve basit alanlara (elemanlara) ayırarak çözümü bu küçük parçalar üzerinden sağlayabilen matematiksel bir analizdir (Adıgüzel 2010). Sonlu elemanlar stres analizi “parçadan bütüne gitme” prensibine dayanan bir yöntemdir (Wakabayashi ve ark. 2008).

İlk olarak havacılık ve uzay endüstrisindeki bazı yapısal problemlerin çözümü için 1960’ların başında geliştirilmiştir. Bu yöntemin kullanımı daha sonraları statik analiz, ısı transferi, akışkanlar mekaniği, elektromanyetik analiz ve akustik gibi pek çok alanı da kapsamıştır. Kuvvet uygulanmasının ardından yapıların yer değiştirmesi, kırılma, gerilme, eğilme, bükülme ve titreşim miktarları, materyallerin elastik ve plastik deformasyonları ve bağlanma dayanıklılıklarının sayısal olarak belirlenmesi sağlanabilmektedir (Asmussen ve ark. 2005). Mühendislik yapı ve sistemlerini incelemek amacıyla geliştirilmiş olan bu sayısal yöntem, görüntüleme yöntemlerinin gelişmesinin ardından diş hekimliği biyomekaniğinin incelenmesi amacıyla da kullanılabilir hale gelmiştir ve 1969 yılı itibarıyla diş hekimliği alanında kullanılmaya başlanmıştır (Geng ve ark. 2001; İlgün ve ark. 2004).

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin diş hekimliğinde kullanılabildiği alanlar şunlardır;

1. Dental yapılar

- Mine
- Dentin
- Pulpa

2. Restoratif materyaller

- Amalgam
- Kompozit rezinler
- Cam iyonomer simanlar ve diğer yapıştırma simanları
- Kuron ve köprü protezleri
- Parsiyel protezler
- Post ve kanal dolgu maddeleri
- Dental implantlar

3. Oral ve maksillofasiyal yapılar

- Maksilla-mandibula kırıkları ve fiksasyonu
- Osteotomi
- Temporomandibular eklem
- Periodontal ligament, alveol kemik, trabeküler kemik, kortikal kemik
- İmplant materyalleri, mini vida ve plak

4. Ortodontik tedaviler ve ortodontik apareyler ile dişlerin hareket ettirilmesi

5. Konservatif ve endodontik tedaviler

- Kavitelelerin modellenmesi
- Kole defektleri
- Kök kanal sisteminin modellenmesi
- Kanal içinde oluşan stresler
- Kanal eğeleri
- İrrigasyon sistemleri ve iğneleri

6. Osseointegrasyon

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin uygulanması için öncelikle incelecek olan canlı doku veya cansız yapıların bilgisayar ortamında gerçeğe en yakın modellerinin elde edilmesi gerekmektedir. Elde edilen model daha basit geometriye sahip elemanlara ayrılır. Uygulanan kuvvete bağlı oluşan stresler her bir eleman için ayrı ayrı hesaplanabildiğinden incelenecek olan yapı ne kadar küçük elemanlara ayrılırsa o kadar hassas sonuçlar elde edilebilmektedir. Bu elemanları birbirine bağlayan düğümler bulunur ve düğümler sayesinde bir eleman üzerindeki değişikliğin etkisi diğer elemanlara da aktarılır. Yapıya uygulanacak olan kuvvetin şiddeti, yönü ve alanı bilgisayar yazılımı aracılığıyla belirtilir ve yapı üzerinde oluşan gerilme, gerinim ve yer değiştirme miktarları belirlenebilir (Geng ve ark. 2001; Sonugelen ve Artunc 2002; Eyüpoğlu ve ark. 2008).

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin uygulanacağı yapının üç boyutlu katı modeli farklı şekillerde oluşturulabilir. Bunlar (Mackerle 2004; Hong ve ark. 2012);

1. Manyetik rezonans (MR) ve bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülerinin bilgisayar ortamına aktararak modelin oluşturulması,
2. Koordinat belirleme cihazlarıyla elde edilen veriler kullanılarak model oluşturulması,
3. Optik ışınlar aracılığıyla elde edilen veriler kullanılarak model oluşturulması.

Bu yöntemlerin kullanılmasında karşılaşılabilecek birtakım problemler mevcuttur. Bunlar MR ve BT görüntüleme sistemleri ile katı modelin oluşturulmasında kullanılan CAD (computer aided design) programları arasında uyumsuzluk bulunması veya koordinat belirleme cihazlarıyla sayısallaştırılmış nokta veya yüzey dalarının üç boyutlu katı model haline getirilmesi için kullanılacak yazılımın yetersizliği olarak karşımıza çıkmaktadır (Güler ve ark. 2012). Tüm bu bilgiler ışığında diş hekimliğinde yapılan çalışmalarda dental ve maksillofasiyal yapıların modellenmesinde genellikle bilgisayarlı tomografilerden yararlanılmaktadır (Baiamonte ve ark. 1996; Çağlar 2003).

Sonlu elemanlar stres analizinin diğerk stres analizi yöntemlerine göre bazı avantajları bulunur. Bunlar (İlgün ve ark. 2004; Shetty ve ark. 2010; Olsen 2013);

- Uygulanan kuvvetin, incelenen malzemeye ait özelliklerin ve malzeme şeklinin kolayca değıştirilebilmesi,
- Analizin kolayca tekrar edilebilmesi,
- İnsan materyallerine ihtiyaç duyulmaması,
- Standardizasyonunun yüksek olması,
- İn vivo hayvan deneylerine oranla maliyetinin az olması,
- İn vivo insan çalışmaları ile test edilmesinin etik olmadığı çalışmaların bilgisayar programları aracılığıyla simüle edilebilmesi,
- Uzun süreli prospektif insan çalışmalarındaki takip zorluklarını elimine etmesi,
- İn vitro çalışmalarda kolayca taklit edilemeyen periodontal ligament, pulpa gibi yapıların bu yöntemle araştırılabilir olması,
- Diş gibi karmaşık geometrik özellikler gösteren cisimlerin kolaylıkla incelenebilmesi,
- Canlı dokunun uygulanan kuvvetler karşısında verdiği tepkiyi tespit etmek güçken, canlı dokunun modeli üzerinde tespitinin mümkün olması.

Ancak tüm bu avantajlara rağmen sonlu elemanlar stres analizi yönteminin bazı dezavantajları da mevcuttur. Bunlar ise (Shetty ve ark. 2010; Ramoğlu ve Ozan 2014);

- Bu analizin uygulanması için kullanılan bilgisayar programlarının yüksek maliyetli olması,
- Gelişen teknoloji ile beraber yazılımlara ait güncellemelerin takip edilmesinin gerekmesi,
- Bu analizin uzman kişilerce yapılabilmesi,
- Araştırmanın doğruluğu için malzeme özelliklerinin bilgisayar programına doğru şekilde aktarılmama riskinin bulunması.

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin anlaşılabilmesi için bilinmesi gereken bazı temel kavramlar vardır. Bunları toparlayacak olursak (Geng ve ark. 2001; Şahin 2008);

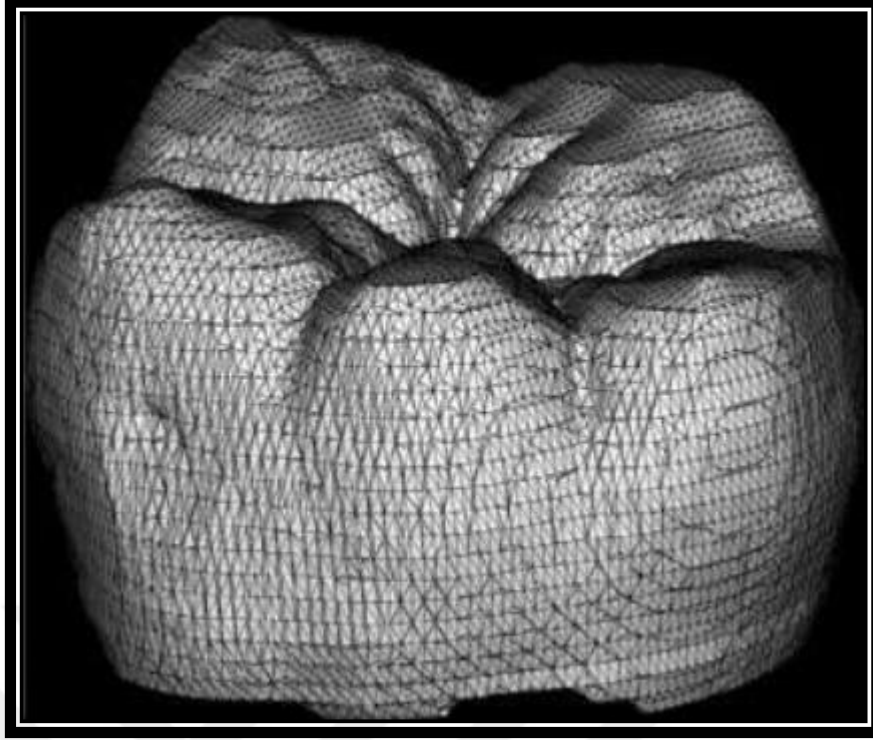
- **Eleman (Element):** Sonlu elemanlar yönteminde incelenecek olan model, sonlu sayıda basit geometrik şekillere bölünür ve bunlar "eleman" olarak adlandırılır. Elemanların birleştirilmesi ile lineer veya lineer olmayan matematiksel denklemler elde edilir ve bu denklemlerin çözümü yapının gerçeğe yakın davranışını gösterir. Model ne kadar çok sayıda elemana bölünürse sonuçlar daha gerçeğe yakın olarak bulunabilir. Elemanlar, geometrilerine göre; üçgen, dörtgen veya paralel kenar elemanlar olarak, boyutlarına göre tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu, dönel, izoparametrik elemanlar olarak, düğüm sayısına, düğüm sayısındaki bilinmeyenlere ve sürekli ortam probleminin özelliklerine göre ise plak, levha, kabuk problemleri olarak sınıflandırılmaktadır.
- **Düğüm (Node):** Elemanların birbirleriyle bağlandığı noktalara düğüm (node) denir. Model üzerinde düğüm noktalarındaki değişiklikler elemanların gerilmelerini diğer elemanlara aktarır. Düğüm noktalarının belirli noktalardan sabitlenmesi gerekmektedir.
- **Ağ Yapısı (Mesh):** Ağ yapı (mesh) oluşturulması ile düğüm noktaları ve elemanlar oluşturulur. Kullanıcı ağ yapı üretimini kendi yapabileceği gibi program tarafından otomatik olarak ağ yapı üretilmesi de mümkündür. Programa girilen minimum bilgiye uygun olarak düğüm noktaları ve elemanlar sıralanır, numaralanması yapılır. Kullanıcının hangi bölgelerin eleman yoğunluğunun fazla, hangi bölgelerin eleman yoğunluğunun az olacağına karar vermesi gerekebilmektedir. Ağ yapı oluşturulması aşamasında önemli olan modelin en iyi şekilde nasıl daha küçük parçalara bölüneceğidir. Eleman sayısı arttırılarak, eleman tipi değiştirilerek, mesh üretim yöntemi değiştirilerek, yeniden mesh oluşturularak çözüm tekrarlanabilir.
- **Sınır Koşulları (Boundary Conditions):** Gerilmelerin ve yer değiştirmelerin sınır ifadelerini içerir. Ağ yapı oluşturma işleminden sonra, yapının nereden sabitlendiğini ve kuvvetin yapıya nereden uygulandığını gösteren sınır şartları belirlenir. Analizi yapılan cismin

hangi bölgesine kuvvet uygulanacaksa sınır şartları da ona uygun olarak belirlenmelidir.

- **Katı Modelleme:** Analiz sırasında kullanılacak olan tüm materyallerin bilgisayar ortamına aktarılarak ileri düzey modellenmesi gerekmektedir. Modelleme gerçekleştirilerek cismin iç ve dış geometrisinin gerçeğe en yakın tanımı yapılmalıdır.

Sonlu eleman stres analizi yönteminin aşamaları;

- 1. İncelenecek yapının modelinin elde edilmesi (Pre-processing):** Yapının üç boyutlu katı modelinin oluşturulması amacıyla elde edilen veriler bilgisayar programına aktarılır ve CAD (Computer Aided Design - Bilgisayar Destekli Tasarım) programı aracılığıyla model oluşturulur. Elde edilen model; uygun sayı ve boyutta elemanlara bölünerek “matematiksel model” olarak da adlandırılan bir ağ yapıya (mesh) dönüştürülür (Şekil 2.15). Bu yapı birbirine bağlanmış, sonlu eleman adını alan alt bölümlerle ayrılır. Hazırlanan geometrik modelde oluşturulan eleman sayısı ne kadar fazla olursa analiz de gerçeğe o kadar yakın sonuçlar verir. Bu elemanlar, birbirlerine düğüm noktası (node) adı verilen noktalar ile bağlanır. Bu noktalar genellikle elemanların birbirine komşu sınırlarında yer alır. Uygulanan sanal stresler karşısında elemanlar üzerinde oluşan gerilme ve şekil değiştirmeler bağlı oldukları diğer elemanlara da aktarılarak onların da bu kuvvetlerden etkilenmelerini sağlar. Bunların ardından sınır koşulları (boundary conditions) oluşturulur. Sınır koşulları, oluşacak streslerin ve yer değiştirme hareketlerinin sınırlarını kapsar, yapının nereden sabitlendiğini ve kuvvetlerin nereden uygulandığını gösterir. Sınır şartları, analizin yapılacağı cismin hangi bölgesinden kuvvet uygulanacağına göre belirlenir.



Şekil 2.15. Matematiksel modeli elde edilmiş ve ağ yapısı oluşturulmuş diş. (Ramoğlu ve Ozan 2014)

2. **Verilerin yazılım programına yüklenmesi:** Modellemesi yapılmış olan cisme ait elastisite modülü (Young's Modülü) ve poisson oranları gibi bazı minimum mekanik özellikler ve uygulanacak kuvvete ait yükleme koşulları (şiddeti, yönü ve açısı) analiz programı üzerinde tanımlanmalıdır. İnceleme konusuna göre genişleme katsayısı, sürtünme katsayısı, termal iletkenlik gibi mekanik özelliklerin de programa aktarılması gerekebilir. Yüklemeler sonucunda elde edilen veriler depolanır.
3. **Analizlerin çözümlenmesi (Post-processing):** Tüm alt yapıların çözümlenmesinden yapının bütününe giderek sonuçlar elde edilir. Farklı yükleme koşulları altında yapılan analizler neticesinde farklı değişkenlere ilişkin veriler elde edilebilir. Bu veriler, asal gerilimler, eksensel gerilimler, yer değiştirme değerleri, deformasyon değerleri veya eşdeğer gerilimlerdir. Veriler değerlendirilirken analizi yapılan materyalin mekanik özellikleri göz önüne alınarak değerlendirilmede kullanılacak olan analiz yöntemi seçilir. Kırılgan materyaller (kemik, greft materyalleri, porselenler) için asal gerilim değerleri, metaller gibi çekilebilir materyaller için Von Mises stres değerleri değerlendirilir.

Ayrıca Von Mises stres değerleri tüm yapıda meydana gelen makaslama kuvvetlerinin bileşke değerleri hakkında da fikir vermektedir.

- 4. Sonuçların değerlendirilmesi:** Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde kritik noktalar; uygun kesitler alınıp, düğümlerde oluşan stres miktarının doğru ve tam olarak değerlendirilmesi ve diğer örneklerle kıyaslanarak anlamlı sonuçların elde edilmesidir. SESA yönteminde stresin sayısal değeri her zaman doğru olmayabilir ama stresin hangi bölgede ve ne kadar oluşacağı sorusuna cevap bulunabilmektedir.



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Aşırı madde kayıplı süt dişlerinin restorasyonlarında bir dönem altın standart olarak kabul edilmiş ve çocuk diş hekimliği alanında sıklıkla kullanılmış olan paslanmaz çelik kuronlar hastaların değişen estetik beklentileri sonucunda klinik olarak yetersiz görülmeye başlanmış ve malzeme teknolojisindeki gelişmeler sonucunda alternatif full kuronal restorasyon çeşitlerinin geliştirilmesi mümkün olmuştur. Süt dişlerinin full kuronal restorasyonu için tercih edilen güncel materyallerden olan pediatrik zirkonyum kuronlar ile alternatifleri oldukları paslanmaz çelik kuronların uygulandıkları dişlerde okluzal kuvvetler sonucunda dentin ve pulpa dokusunda oluşan streslerin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmesi ve bunların sağlıklı dişlerde oluşan streslerle karşılaştırılarak değerlendirilmesi amacıyla bu çalışma planlandı.

Çalışmanın gerçekleştirilmesi için Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi İlaç ve Tıbbi Cihaz Dışı Araştırmalar Etik Kurulu'nun 14.12.2017 tarihinde yapılan 2017/12 sayılı toplantısında bilimsel etik açısından uygun olduğuna dair karar yazısı alındı (Ek A).

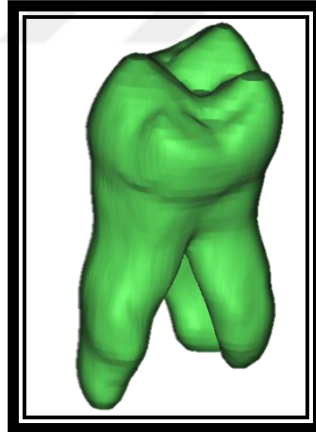
3.1. Diş Ait 3 Boyutlu Katı Modelin Oluşturulması

Çalışmada daha önce Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Pedodonti Anabilim Dalı Kliniği'ne teşhis ve tedavileri için başvurmuş ve Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Oral Diagnoz ve Radyoloji Anabilim Dalı'nda tanı amaçlı Morita (3D Accuitomo 170) marka cihaz ile bilgisayarlı tomografi görüntüleri alınmış hastaların DICOM formatındaki bilgisayarlı tomografi görüntüleri retrospektif olarak tarandı. Üst süt ikinci molar dışında kuronal madde kaybı bulunmayan tomografi görüntüsü bilgisayar programları aracılığıyla modelleme yapılması amacıyla seçildi (Şekil 3.1). Bu çalışma için hiçbir hasta yeni bir tomografi görüntülemesi yaptırmadı.



Şekil 3.1. Modellemenin yapılması için kullanılan bilgisayarlı tomografi görüntüsü.

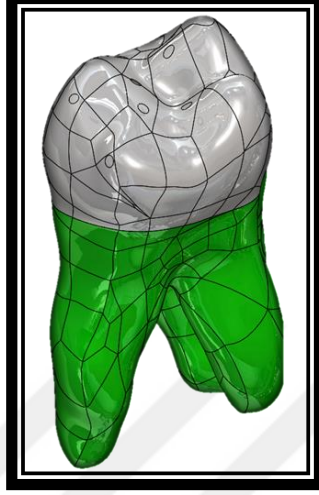
Süt ikinci molar dişin modellemesi için uygun şartları sağlayan DICOM formatındaki bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüsü yüksek ekran çözünürlüğüne sahip bilgisayarda medikal görüntü kontrol sistemine (Mimics 15.01, Materialise, Leuven, Belgium ve SolidWorks 2014 Premium, Concord, Massachusetts) aktarılarak 3 boyutlu hacimsel görüntüsü elde edildi (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. Bilgisayarlı tomografi görüntüsü kullanılarak elde edilen 3 boyutlu katı model.

Mimics programı kullanılarak bilgisayarlı tomografi ile elde edilen DICOM formatındaki bu görüntünün kafes modeli oluşturuldu. Bu modelin oluşturulması amacıyla program içerisindeki Hounsfield (HU) değerlerinden faydalanılarak dişin sınır çizgileri belirlendi. HU değeri program içerisinde tanımlı bir değer olup, en küçük 226, en büyük ise 3072'dir. HU değeri belirlendikten sonra program otomatik olarak maskeleme işlemini gerçekleştirdi, Mimics (Mimics 15.01, Materialise, Leuven, Belgium) programı ile sınır çizgi hataları düzenlenerek ve modelin kenar ve yüzeylerinin nokta dağılımı homojen hale getirilerek maskeleme işlemine son verildi.

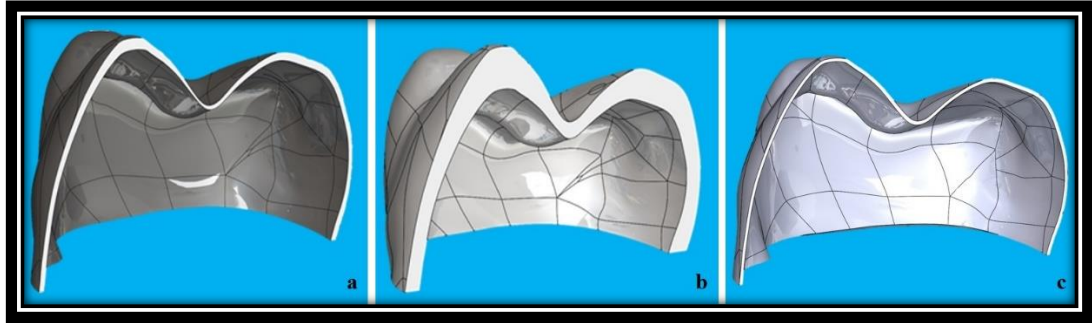
Mimics programında oluşturulan kafes model, bilgisayar destekli üç boyutlu tasarım ve üretim programı olan SolidWorks (SolidWorks 2014 Premium, Concord, Massachusetts) yazılımında tersine mühendislik yöntemi kullanılarak mine, dentin ve pulpa ayrı ayrı katı hale getirildi. Yüzeylerde gözlenen geometrik hatalar nokta bulutuna uygun yeni yüzeyler haline getirilerek düzeltildi (Şekil 3.3).



Şekil 3.3. SolidWorks programı ile düzeltmeler yapıldıktan sonra elde edilen 3 boyutlu katı model.

3.2. Kural Restorasyon ve Yapıştırıcı Materyallere Ait 3 Boyutlu Katı Modelin Oluşturulması

SolidWorks programı aracılığıyla süt azı dişine ait üç boyutlu modelin mine ve dentin kalınlıkları üzerinden üretici firmaların tavsiye ettiği miktarlara uyularak kural materyal için gereken diş kesimleri gerçekleştirildi. Yine kural restorasyonların ve yapıştırıcı materyallerin modellenmesi SolidWorks programı üzerinde, üreticilerin tariflediği ve literatürde belirtilen kalınlıklar dikkate alınarak gerçekleştirildi. Paslanmaz çelik kural kalınlığı 0,13 mm, pediatrik zirkonyum kural kalınlığı 0,73 mm ve yapıştırıcı siman kalınlığı 50 µm olacak şekilde modellemeler gerçekleştirildi (Christensen 2012).

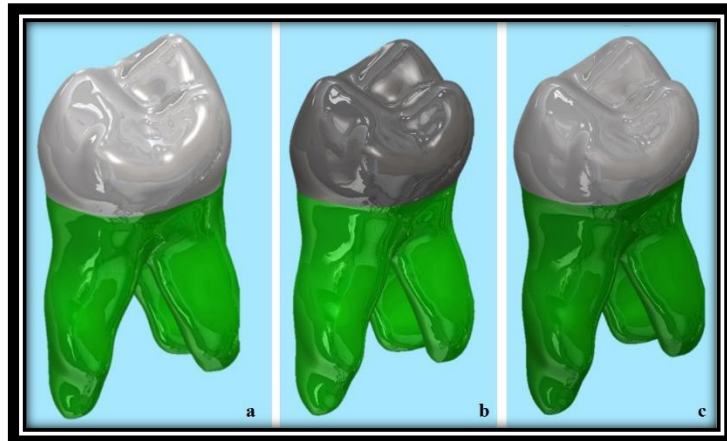


Şekil 3.4. SolidWorks programı üzerinde oluşturulan kural restorasyon ve yapıştırıcı siman modelleri (a. Paslanmaz çelik kural, b. Pediatrik zirkonyum kural, c. Yapıştırıcı siman).

Kontrol grubu olarak sağlam diş geometrisine sahip diş yapısı seçildi. Karşılaştırmalar için iki farklı full kural restorasyon (paslanmaz çelik kural ve pediatrik zirkonyum kural) ve bunlarla beraber uygulanabilecek iki farklı yapıştırıcı materyal (cam iyonomer siman ve dual cure rezin siman) uygulanmış dişe ait toplam dört model oluşturuldu.

Çalışmada değerlendirilen modeller;

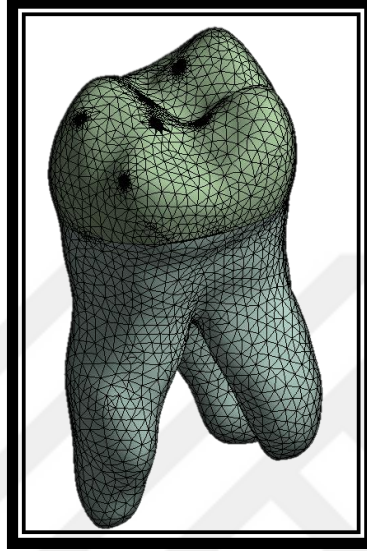
- **Kontrol grubu:** Sağlam diş modeli.
- **Model 1:** Paslanmaz çelik kuralın cam iyonomer siman ile simante edildiği diş modeli.
- **Model 2:** Paslanmaz çelik kuralın dual cure rezin siman ile simante edildiği diş modeli.
- **Model 3:** Pediatrik zirkonyum kuralın cam iyonomer siman ile simante edildiği diş modeli.
- **Model 4:** Pediatrik zirkonyum kuralın dual cure rezin siman ile simante edildiği diş modeli.



Şekil 3.5. Çalışmada değerlendirilen modeller (a. Kontrol grubu, b. Model 1 ve Model 2, c. Model 3 ve Model 4).

3.3. ANSYS Programı ile Sayısal Modellerin Oluşturulması ve Malzeme Özelliklerinin Programa Aktarılması

SolidWorks programında oluşturulan modeller, analizin yapılacağı sayısal modellere dönüştürülmesi amacıyla ANSYS (Ansys Workbench 19.0, Canonsburg, Pensilvanya) programına aktarıldı. Modeller tetrahedral katı elemanlara bölünerek ağ yapı oluşturuldu (Şekil 3.6) ve sınır şartları belirlendi.



Şekil 3.6. ANSYS programı üzerinde elemanlara bölünerek ağ yapısı oluşturulmuş model.

Çalışmada değerlendirilen modellerin ağ yapısı oluşturulduğunda ortaya çıkan eleman ve düğüm sayıları Tablo 3.1’de verilmiştir.

Tablo 3.1. Çalışmada değerlendirilen modellerin eleman ve düğüm sayıları.

Model	Eleman sayısı	Düğüm sayısı
Kontrol grubu	514658	724381
Model 1	475565	688826
Model 2	475565	688826
Model 3	521242	744263
Model 4	521242	744263

Diş dokuları, kural restorasyon ve yapıştırıcı materyallere ait young’s modülü ve poisson oranı değerleri literatür bilgileri ışığında analiz programına aktarıldı. Bu değerler Tablo 3.2’de yer almaktadır. Modellerdeki tüm yapılar homojen, izotropik ve elastik olarak kabul edildi.

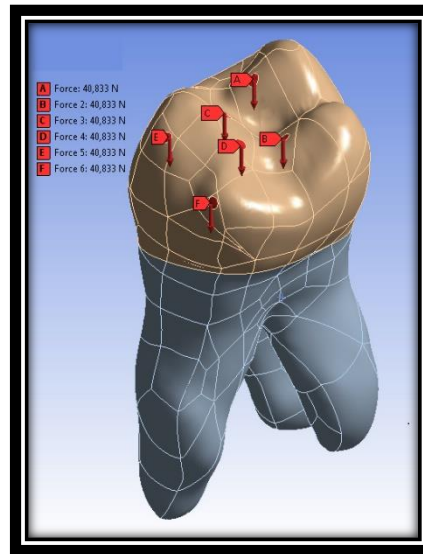
Tablo 3.2. Diş dokuları, kural restorasyon ve yapıştırıcı materyallere ait young's modülü ve poisson oranı değerleri.

Materyal	Young's modülü (E) (GPa)	Poisson oranı	Referanslar
Mine	80,35	0,33	Bakke ve ark. 1990
Dentin	19,89	0,31	Bakke ve ark. 1990
Pulpa	2	0,45	Bakke ve ark. 1990
Alveolar kemik	11,5	0,3	Dejak ve ark. 2007
Paslanmaz çelik kural	200	0,33	Gurbuz ve ark. 2008
Zirkonyum kural	242	0,26	Mahmoudi ve ark. 2012
Cam iyonomer siman	10,8	0,3	Bakke ve ark. 1990
Dual cure rezin siman	4,92	0,27	De Jager ve ark. 2004

3.4. ANSYS Programı ile Kuvvetlerin Uygulanması ve Sonuçların Elde Edilmesi

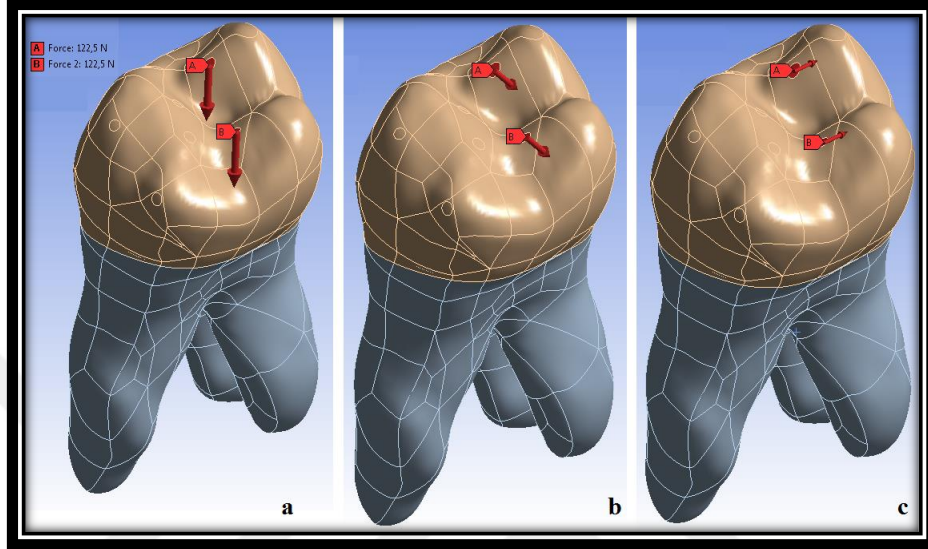
Çalışmada değerlendirilecek olan beş modele maksimum çiğneme kuvvetini ve lateral kuvvetleri taklit etmek amacıyla belirli noktalardan farklı yönlerde dört farklı kuvvet uygulandı. Kuvvet miktarı literatür bilgisi ışığında 245 N olarak ayarlandı (Bakke ve ark. 1990). Bu kuvvet uygulanacak noktalar belirlenerek bu noktalara eşit olarak dağıtıldı.

Maksimum ısırma kuvvetini taklit etmek amacıyla üst süt ikinci molar diş üzerinde altı nokta (mesiobukkal tüberkülün palatinal eğimi, distobukkal tüberkülün palatinal eğimi, mesiopalatinal tüberkülün bukkal eğimi, distopalatinal tüberkülün bukkal eğimi, mesiopalatinal tüberkülün palatinal eğimi, distopalatinal tüberkülün palatinal eğimi) seçildi. Seçilen bu noktalara aksiyal yöndeki kuvvet toplamı 245 N olacak şekilde eşit olarak dağıtılarak ortalama 0,22 mm²'lik alanlar üzerine uygulandı (Şekil 3.7).



Şekil 3.7. Maksimum ısırma kuvvetini taklit etmek amacıyla uygulanan aksiyel kuvvetin uygulanma alanları ve kuvvet miktarları.

Lateral kuvveti taklit etmek amacıyla üst süt ikinci molar diş üzerinde 2 nokta (mesiobukkal tüberkülün palatinal eğimi, distobukkal tüberkülün palatinal eğimi) seçildi. Seçilen bu noktalara lateral yönden 3 farklı açı (dişin uzun aksı ile 0° , 45° ve 90° açı yapacak şekilde) ile, kuvvet toplamı 245 N olacak şekilde eşit olarak dağıtılarak $0,22 \text{ mm}^2$ 'lik alanlar üzerine uygulandı (Şekil 3.8).



Şekil 3.8. Lateral kuvvetleri taklit etmek amacıyla uygulanan kuvvetlerin uygulanma alanları, yönleri ve kuvvet miktarları (a. Dişin uzun aksı ile 0° açı ile uygulanan kuvvet, b. Dişin uzun aksı ile 45° açı ile uygulanan kuvvet, c. Dişin uzun aksı ile 90° açı ile uygulanan kuvvet).

Bu kuvvetler karşısında meydana gelen gerilmeler Von Mises stres değerleri göz önünde bulundurularak karşılaştırıldı. Modellerdeki stres dağılımları renk skalaları ile kırmızıdan maviye doğru azalacak şekilde gösterildi.

4. BULGULAR

Bu tez çalışmasında paslanmaz çelik kuron ve pediatrik zirkonyum kuron uygulanmış dişlerde, farklı yapıştırıcı simanlar kullanıldığında, farklı yön ve noktalardan uygulanan kuvvetlere bağlı kuronlar ve diş dokuları üzerinde oluşan streslerin Von Mises stres değerleri ölçülerek sağlam diş yapısında aynı şartlar altında oluşan Von Mises stres değerleri ile karşılaştırıldı. Von Mises stres değerleri şekiller üzerinde kırmızıdan maviye doğru değişen renklerle gösterilmiştir.

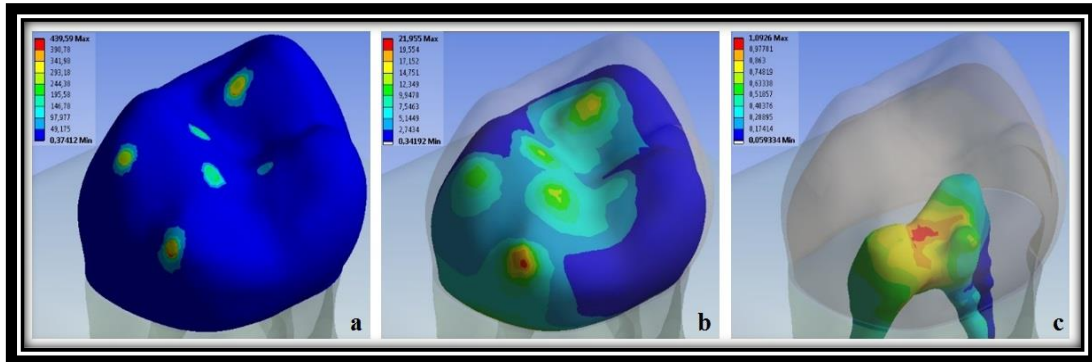
4.1. Uygulanan Kuvvete Bağlı Olarak Modellerde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

Çalışmada değerlendirilen modellere maksimum ısırma kuvvetini taklit etmek amacıyla uygulanan aksiyal kuvvet ve çiğneme esnasında oluşan lateral kuvvetleri taklit etmek amacıyla 3 farklı açı ile uygulanan üç kuvvet sonucunda oluşan Von Mises stres değerleri ayrı ayrı değerlendirildi.

4.1.1. Aksiyal Kuvvet Uygulanan Modellerde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

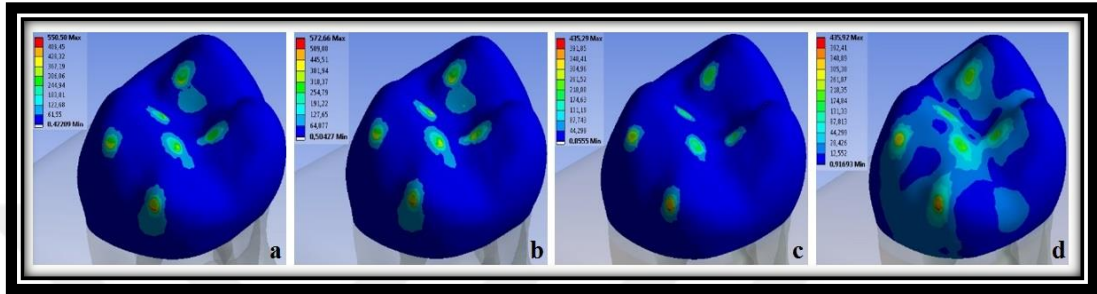
Maksimum ısırma kuvvetini taklit etmek amacıyla dişin uzun aksı ile paralel 245 N'luk kuvvet modeller üzerinde belirlenen altı noktaya eşit şekilde dağıtılarak uygulandı. Uygulanan kuvvet sonucunda kuronal restorasyonlarda, yapıştırıcı simanlarda ve diş dokularında oluşan maksimum Von Mises stres değerleri aşağıdaki şekil ve grafiklerle gösterilmiştir. Şekiller üzerinde kırmızıdan maviye doğru değişen renkler, azalan Von Mises stres değerlerini ifade etmektedir.

Kontrol grubu olarak seçilen sağlıklı diş modeli üzerine de aynı noktalardan, aynı kuvvetler uygulandı. Mine, dentin ve pulpa dokularında oluşan streslerin dağılımı Şekil 4.1'de gösterilmiştir.

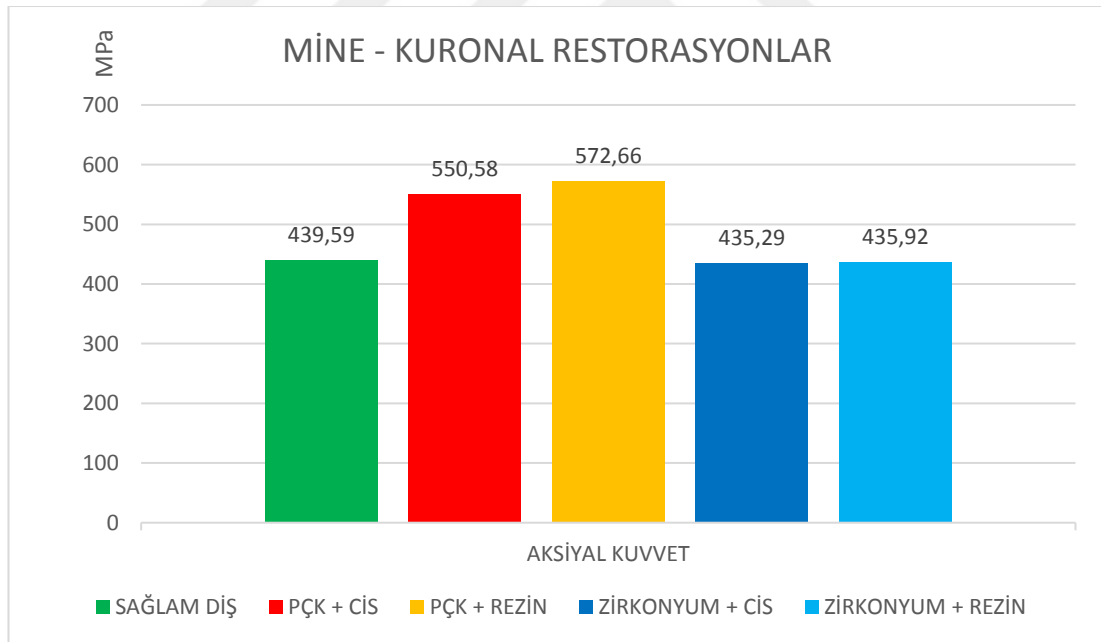


Şekil 4.1. Sağlıklı diş modeli üzerine aksiyal kuvvet uygulandığında oluşan streslerin dağılımı (a. Mine, b. Dentin, c. Pulpa).

Paslanmaz çelik kuronun cam iyonomer siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 1, paslanmaz çelik kuronun dual cure rezin siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 2, pediatrik zirkonyum kuronun cam iyonomer siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 3 ve pediatrik zirkonyum kuronun dual cure rezin siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 4 üzerine aksiyal kuvvet uygulandığında kuronal restorasyonlar üzerinde oluşan streslerin dağılımı Şekil 4.2’de gösterilmiş, oluşan maksimum Von Mises stres değerleri Grafik 4.1’de aktarılmıştır.



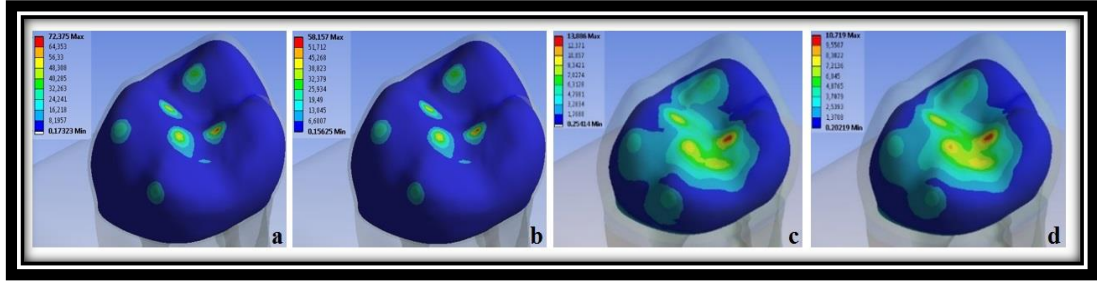
Şekil 4.2. Çalışma modelleri üzerine aksiyal kuvvet uygulandığında kuronal restorasyonlar üzerinde oluşan streslerin dağılımı (a. Model 1, b. Model 2, c. Model 3, d. Model 4).



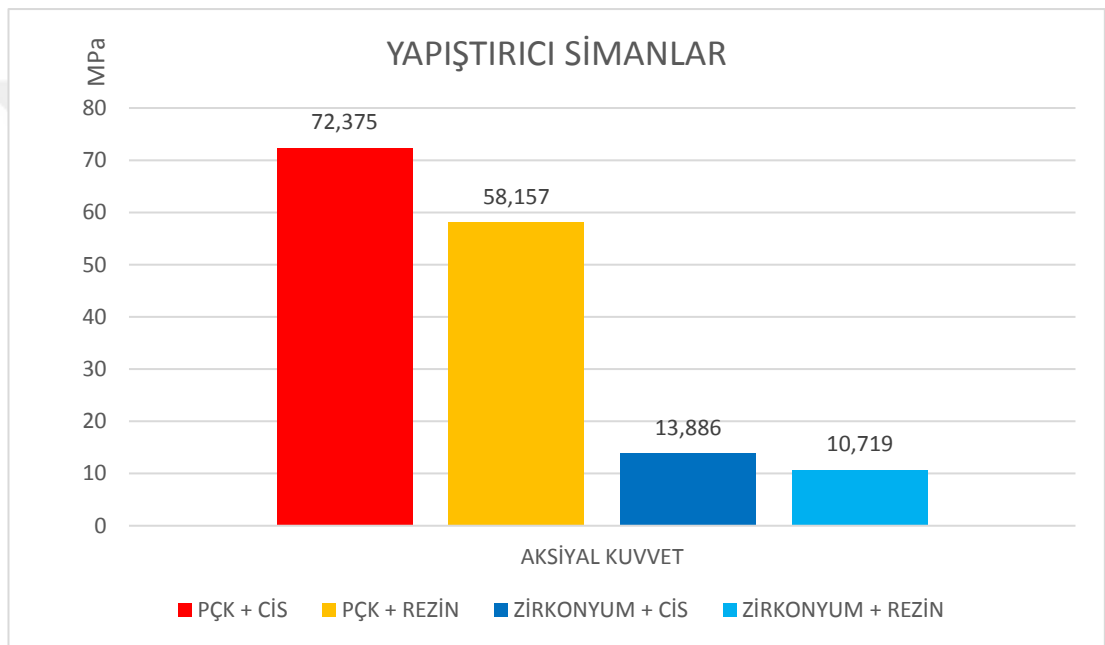
Grafik 4.1. Aksiyal kuvvet uygulanan modellerde kuronal restorasyonlarda ve mine dokusunda oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması.

Paslanmaz çelik kuronun cam iyonomer siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 1, paslanmaz çelik kuronun dual cure rezin siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 2, pediatrik zirkonyum kuronun cam iyonomer siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 3 ve pediatrik zirkonyum kuronun dual cure rezin siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 4 üzerine aksiyal kuvvet

uygulandığında yapıştırıcı simanlar üzerinde oluşan streslerin dağılımı Şekil 4.3'te gösterilmiş, oluşan maksimum Von Mises stres değerleri Grafik 4.2'de aktarılmıştır.

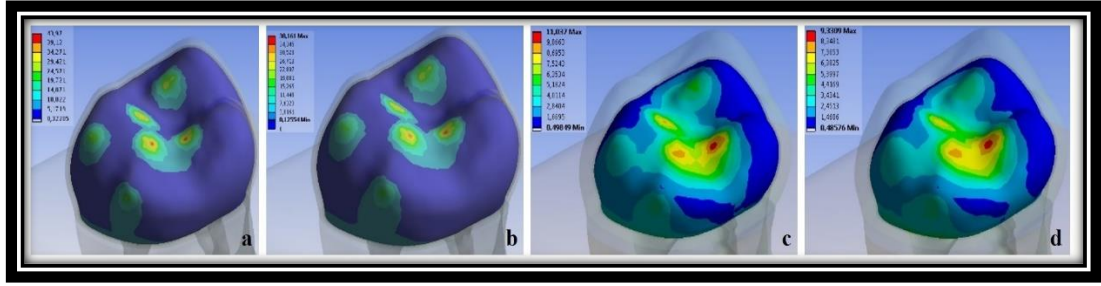


Şekil 4.3. Çalışma modelleri üzerine aksiyal kuvvet uygulandığında yapıştırıcı simanlar üzerinde oluşan streslerin dağılımı (a. Model 1, b. Model 2, c. Model 3, d. Model 4).

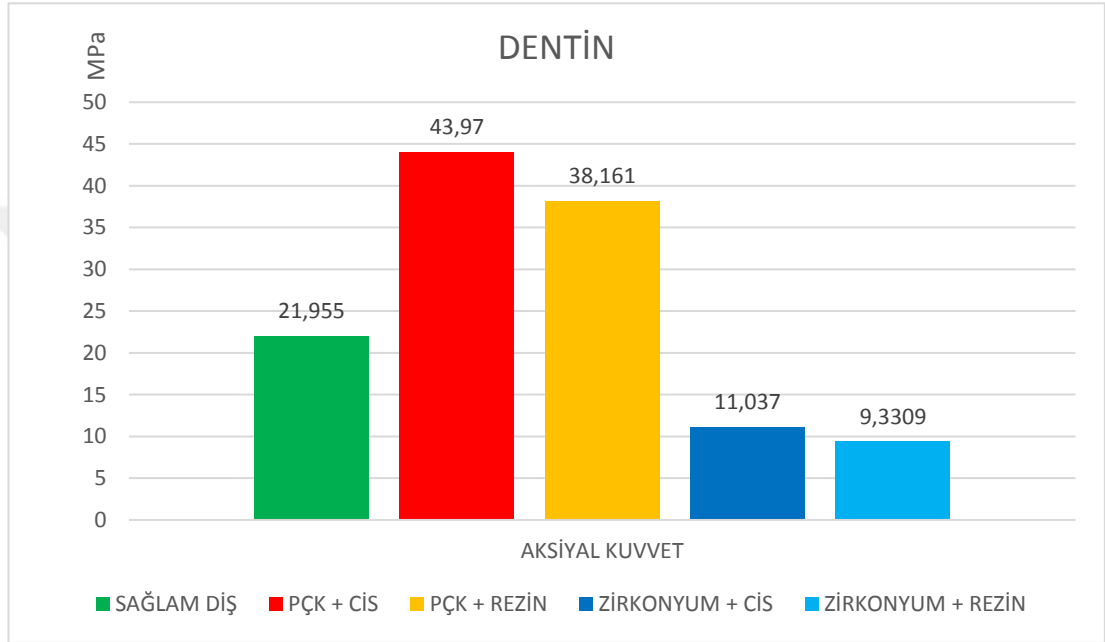


Grafik 4.2. Aksiyal kuvvet uygulanan modellerde yapıştırıcı simanlarda oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması.

Paslanmaz çelik kuronun cam iyonomer siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 1, paslanmaz çelik kuronun dual cure rezin siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 2, pediatrik zirkonyum kuronun cam iyonomer siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 3 ve pediatrik zirkonyum kuronun dual cure rezin siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 4 üzerine aksiyal kuvvet uygulandığında dentin dokusu üzerinde oluşan streslerin dağılımı Şekil 4.4'te gösterilmiş, oluşan maksimum Von Mises stres değerleri Grafik 4.3'te aktarılmıştır.

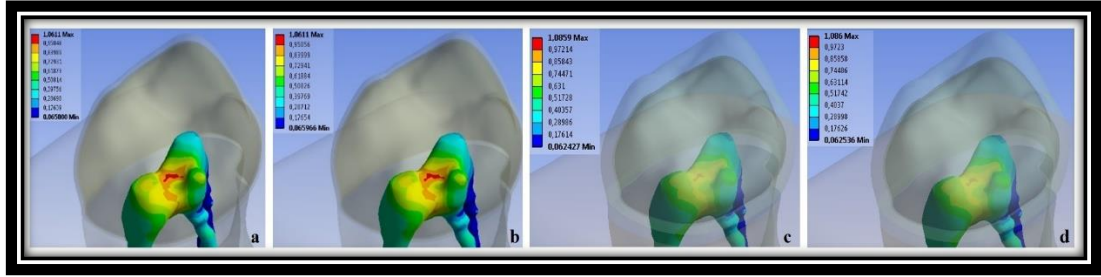


Şekil 4.4. Çalışma modelleri üzerine aksiyal kuvvet uygulandığında dentin dokusu üzerinde oluşan streslerin dağılımı (a. Model 1, b. Model 2, c. Model 3, d. Model 4).

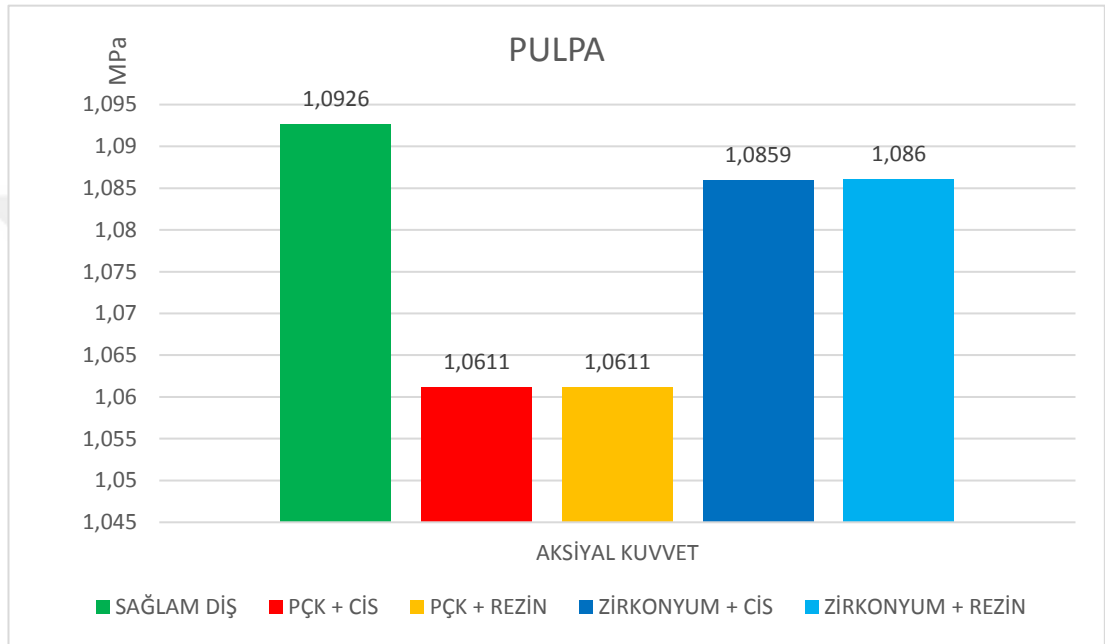


Grafik 4.3. Aksiyal kuvvet uygulanan modellerde dentin dokusunda oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması.

Paslanmaz çelik krunun cam iyonomer siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 1, paslanmaz çelik krunun dual cure rezin siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 2, pediatrik zirkonyum krunun cam iyonomer siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 3 ve pediatrik zirkonyum krunun dual cure rezin siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 4 üzerine aksiyal kuvvet uygulandığında pulpa dokusu üzerinde oluşan streslerin dağılımı Şekil 4.5'te gösterilmiş, oluşan maksimum Von Mises stres değerleri Grafik 4.4'te aktarılmıştır.



Şekil 4.5. Çalışma modelleri üzerine aksiyal kuvvet uygulandığında pulpa dokusu üzerinde oluşan streslerin dağılımı (a. Model 1, b. Model 2, c. Model 3, d. Model 4).



Grafik 4.4. Aksiyal kuvvet uygulanan modellerde pulpa dokusunda oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması.

Aksiyal kuvvetler karşısında restorasyon uygulanmış modeller üzerinde kural restorasyon, yapıştırıcı siman, dentin ve pulpa dokularında oluşan maksimum Von Mises stres değerleri ile sağlam diş modeli üzerinde mine, dentin ve pulpa dokularında oluşan maksimum Von Mises stres değerleri Tablo 4.1’de aktarılmıştır.

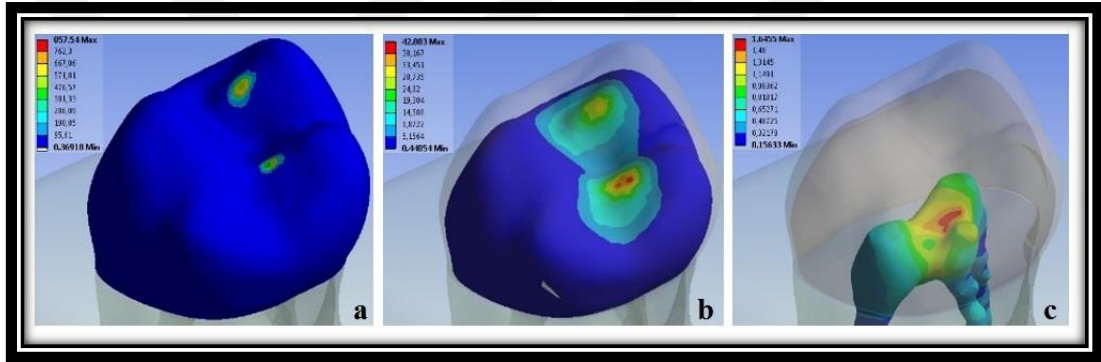
Tablo 4.1. Aksiyal kuvvetler karşısında tüm yapı ve dokularda oluşan maksimum Von Mises stres değerleri (MPa).

	Mine	Dentin	Pulpa	
Kontrol Grubu	439,59	21,955	1,0926	
	Kural Restorasyon	Yapıştırıcı Siman	Dentin	Pulpa
Model 1	550,58	72,375	43,97	1,0611
Model 2	572,66	58,157	38,161	1,0611
Model 3	435,29	13,886	11,037	1,0859
Model 4	435,92	10,719	9,3309	1,086

4.1.2. Dişin Uzun Aksı ile 0° Açılı ile Kuvvet Uygulanan Modellerde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

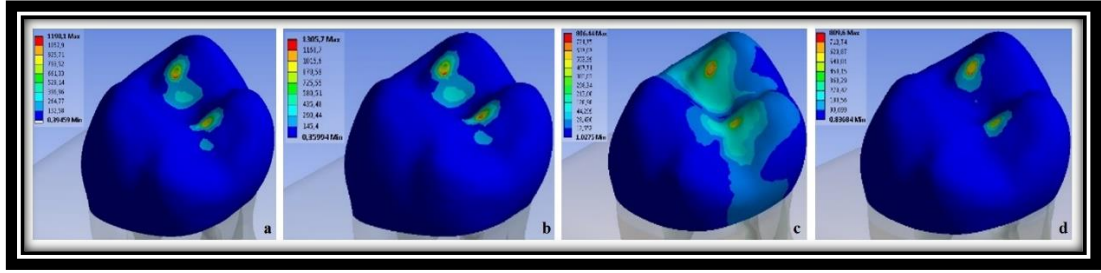
Lateral çiğneme kuvvetini taklit etmek amacıyla dişin uzun aksına 0° açıyla, 245 N'luk kuvvet modeller üzerinde belirlenen iki noktaya eşit şekilde dağıtılarak uygulandı. Uygulanan kuvvet sonucunda krunal restorasyonlarda, yapıştırıcı simanlarda ve diş dokularında oluşan maksimum Von Mises stres değerleri aşağıdaki şekil ve grafiklerle gösterilmiştir. Şekiller üzerinde kırmızıdan maviye doğru değişen renkler, azalan Von Mises stres değerlerini ifade etmektedir.

Kontrol grubu olarak seçilen sağlıklı diş modeli üzerine de aynı noktalardan, aynı kuvvetler uygulandı. Mine, dentin ve pulpa dokularında oluşan streslerin dağılımı Şekil 4.6'da gösterilmiştir.

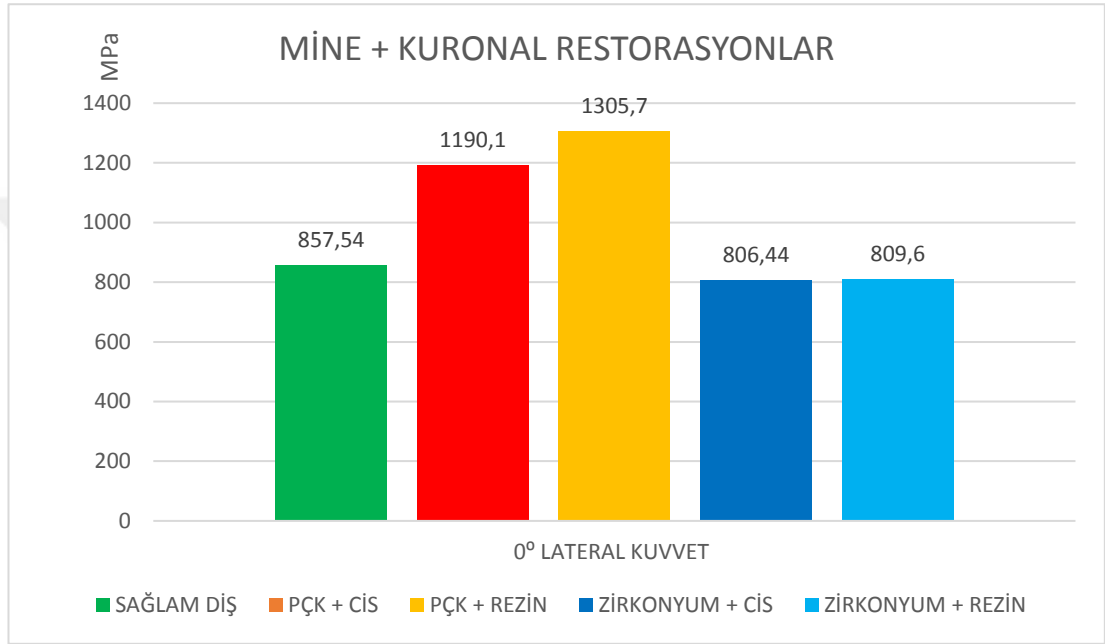


Şekil 4.6. Sağlıklı diş modeli üzerine dişin uzun aksına 0° açıyla kuvvet uygulandığında oluşan streslerin dağılımı (a. Mine, b. Dentin, c. Pulpa).

Paslanmaz çelik krunun cam iyonomer siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 1, paslanmaz çelik krunun dual cure rezin siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 2, pediatrik zirkonyum krunun cam iyonomer siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 3 ve pediatrik zirkonyum krunun dual cure rezin siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 4 üzerine dişin uzun aksı ile 0° açı ile kuvvet uygulandığında krunal restorasyonlar üzerinde oluşan streslerin dağılımları Şekil 4.7'de gösterilmiş, oluşan maksimum Von Mises stres değerleri Grafik 4.5'te aktarılmıştır.

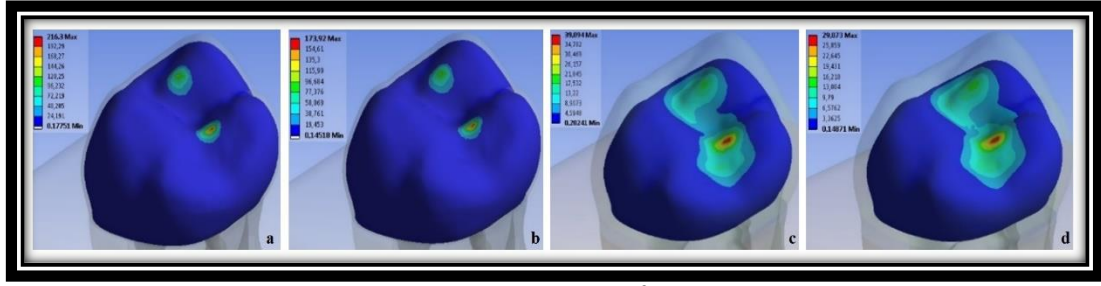


Şekil 4.7. Çalışma modelleri üzerine dişin uzun aksına 0^0 açıyla kuvvet uygulandığında kural restorasyonlar üzerinde oluşan streslerin dağılımı (a. Model 1, b. Model 2, c. Model 3, d. Model 4).

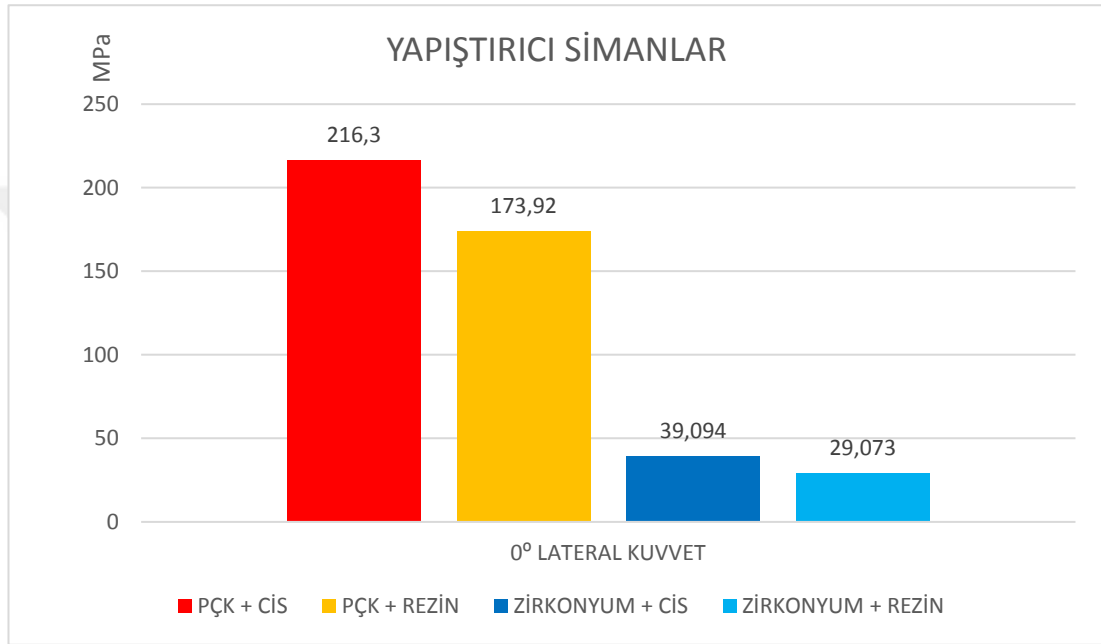


Grafik 4.5. Dişin uzun aksı ile 0^0 açı ile kuvvet uygulanan modellerde kural restorasyonlarda ve mine dokusunda oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması.

Paslanmaz çelik kuralın cam iyonomer siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 1, paslanmaz çelik kuralın dual cure rezin siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 2, pediatrik zirkonyum kuralın cam iyonomer siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 3 ve pediatrik zirkonyum kuralın dual cure rezin siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 4 üzerine dişin uzun aksı ile 0^0 açı ile kuvvet uygulandığında yapıştırıcı simanlar üzerinde oluşan streslerin dağılımları Şekil 4.8’de gösterilmiş, oluşan maksimum Von Mises stres değerleri Grafik 4.6’da aktarılmıştır.

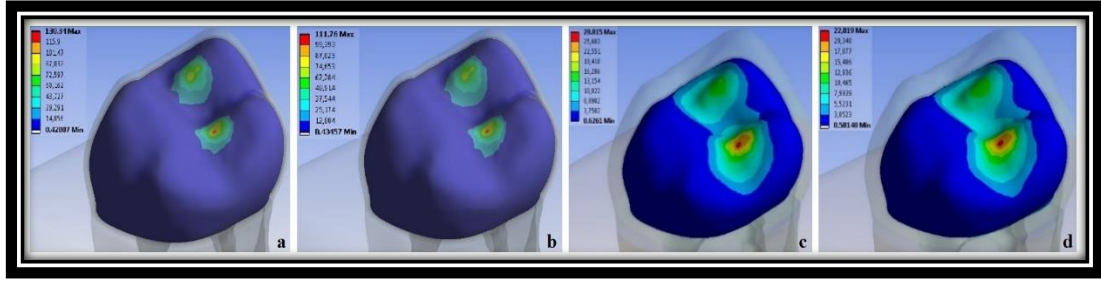


Şekil 4.8. Çalışma modelleri üzerine dişin uzun aksına 0^0 açıyla kuvvet uygulandığında yapıştırıcı simanlar üzerinde oluşan streslerin dağılımı (a. Model 1, b. Model 2, c. Model 3, d. Model 4).

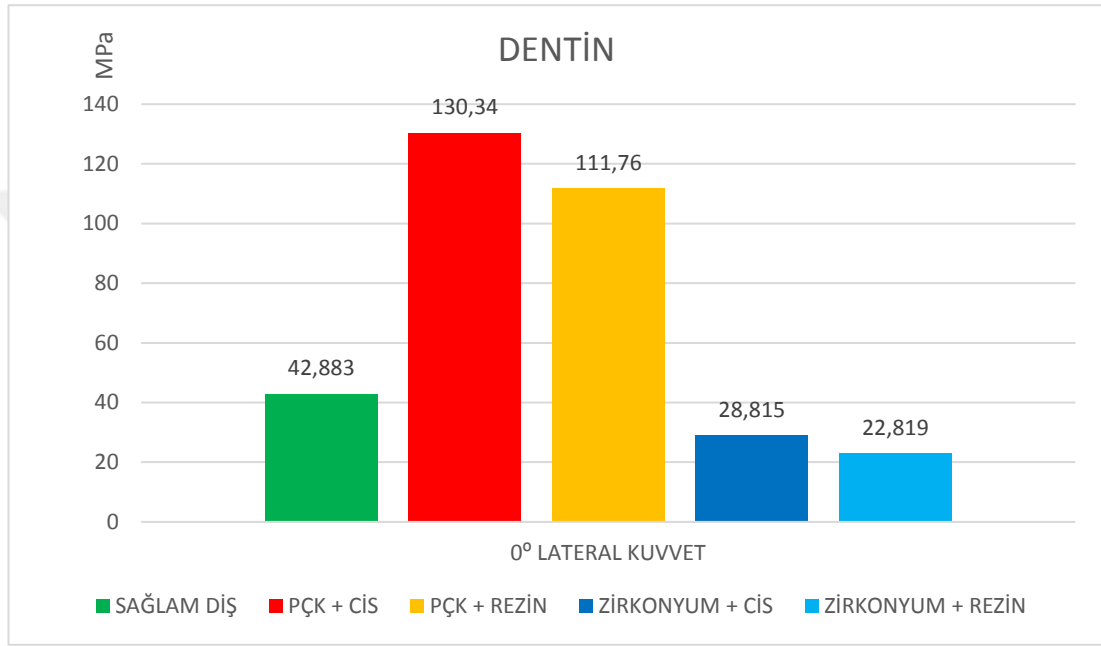


Grafik 4.6. Dişin uzun aksı ile 0^0 açı ile kuvvet uygulanan modellerde yapıştırıcı simanlarda oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması.

Paslanmaz çelik kuronun cam iyonomer siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 1, paslanmaz çelik kuronun dual cure rezin siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 2, pediatrik zirkonyum kuronun cam iyonomer siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 3 ve pediatrik zirkonyum kuronun dual cure rezin siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 4 üzerine dişin uzun aksı ile 0^0 açı ile kuvvet uygulandığında dentin dokusu üzerinde oluşan streslerin dağılımı Şekil 4.9'da gösterilmiş, oluşan maksimum Von Mises stres değerleri Grafik 4.7'de aktarılmıştır.

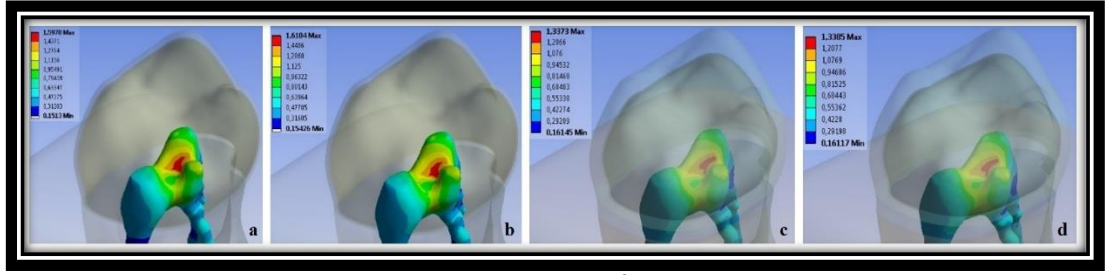


Şekil 4.9. Çalışma modelleri üzerine dişin uzun aksına 0° açıyla kuvvet uygulandığında dentin dokusu üzerinde oluşan streslerin dağılımı (a. Model 1, b. Model 2, c. Model 3, d. Model 4).

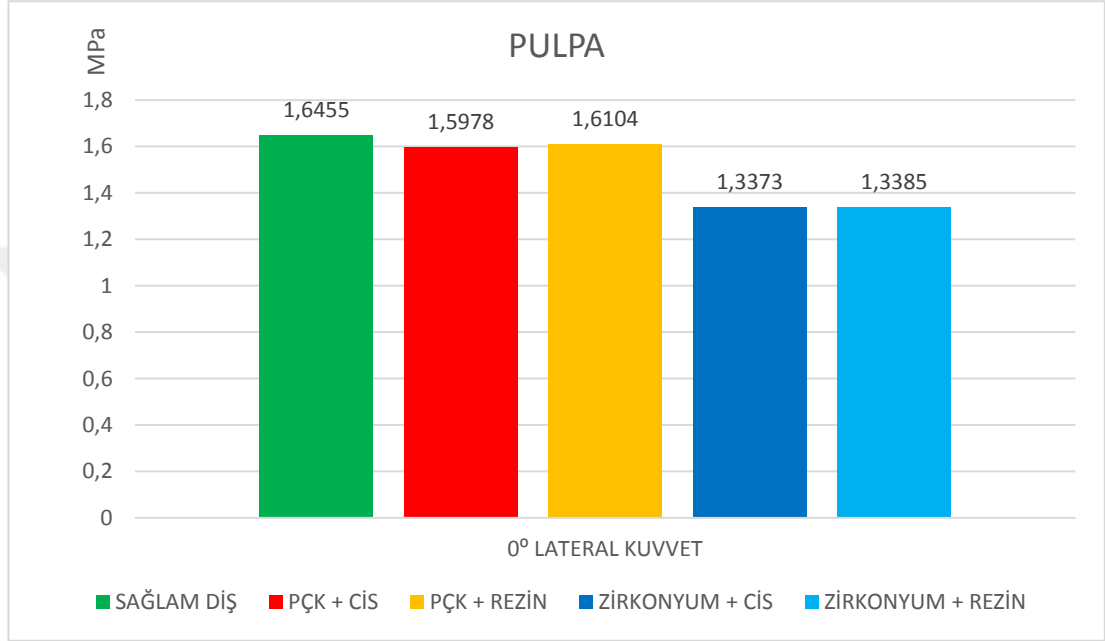


Grafik 4.7. Dişin uzun aksı ile 0° açı ile kuvvet uygulanan modellerde dentin dokusunda oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması.

Paslanmaz çelik kuronun cam iyonomer siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 1, paslanmaz çelik kuronun dual cure rezin siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 2, pediatik zirkonyum kuronun cam iyonomer siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 3 ve pediatik zirkonyum kuronun dual cure rezin siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 4 üzerine dişin uzun aksı ile 0° açı ile kuvvet uygulandığında pulpa dokusu üzerinde oluşan streslerin dağılımı Şekil 4.10'da gösterilmiş, oluşan maksimum Von Mises stres değerleri Grafik 4.8'de aktarılmıştır.



Şekil 4.10. Çalışma modelleri üzerine dişin uzun aksına 0° açıyla kuvvet uygulandığında pulpa dokusu üzerinde oluşan streslerin dağılımı (a. Model 1, b. Model 2, c. Model 3, d. Model 4).



Grafik 4.8. Dişin uzun aksı ile 0° açı ile kuvvet uygulanan modellerde pulpa dokusunda oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması.

Dişin uzun aksına 0° açı ile uygulanan kuvvetler karşısında restorasyon uygulanmış modeller üzerinde kuronal restorasyon, yapıştırıcı siman, dentin ve pulpa dokularında oluşan maksimum Von Mises stres değerleri ile sağlam diş modeli üzerinde mine, dentin ve pulpa dokularında oluşan maksimum Von Mises stres değerleri Tablo 4.2’de aktarılmıştır.

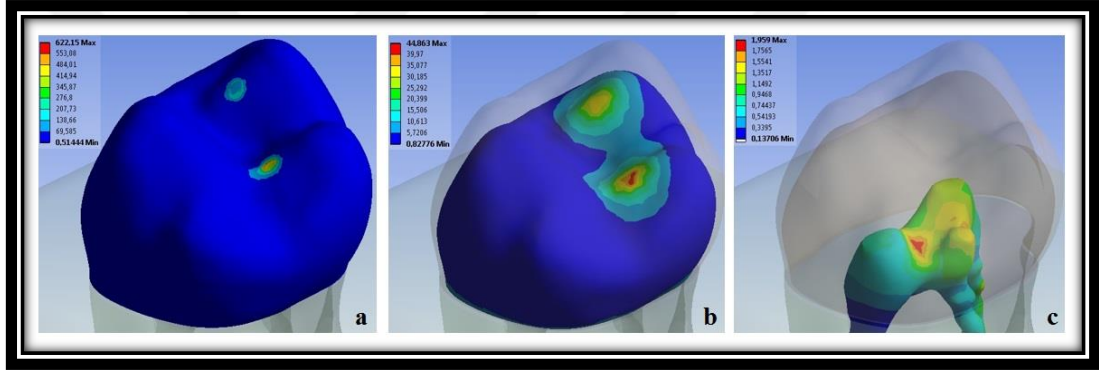
Tablo 4.2. Dişin uzun aksına 0° açı ile uygulanan kuvvetler karşısında tüm yapı ve dokularda oluşan maksimum Von Mises stres değerleri (MPa).

	Mine	Dentin	Pulpa	
Kontrol Grubu	857,54	42,883	1,6455	
	Kuronal Restorasyon	Yapıştırıcı Siman	Dentin	Pulpa
Model 1	1190,1	216,3	130,34	1,5978
Model 2	1305,7	173,92	111,76	1,6104
Model 3	806,44	39,094	28,815	1,3373
Model 4	809,6	29,073	22,819	1,3385

4.1.3. Dişin Uzun Aksı ile 45° Açı ile Kuvvet Uygulanan Modellerde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

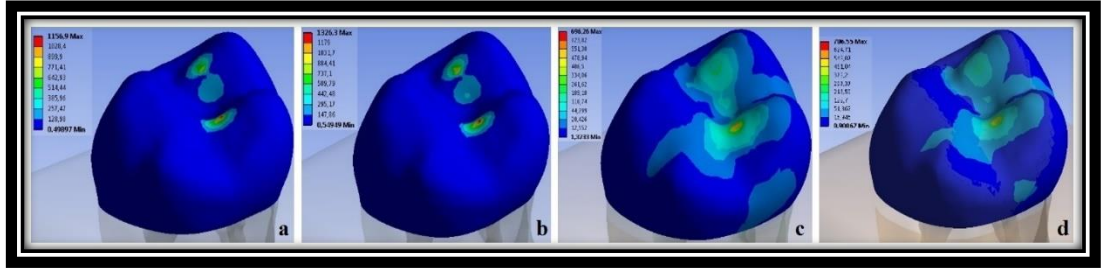
Lateral çiğneme kuvvetini taklit etmek amacıyla dişin uzun aksına 45° açıyla, 245 N'luk kuvvet modeller üzerinde belirlenen iki noktaya eşit şekilde dağıtılarak uygulandı. Uygulanan bu kuvvet sonucunda kural restorasyonlarda, yapıştırıcı simanlarda ve diş dokularında oluşan Von Mises stres değerleri aşağıdaki şekil ve grafiklerle gösterilmiştir. Şekiller üzerinde kırmızıdan maviye doğru değişen renkler, azalan Von Mises stres değerlerini ifade etmektedir.

Kontrol grubu olarak seçilen sağlıklı diş modeline de aynı noktalardan, aynı kuvvetler uygulandı. Mine, dentin ve pulpa dokularında oluşan streslerin dağılımı Şekil 4.11'de gösterilmiştir.

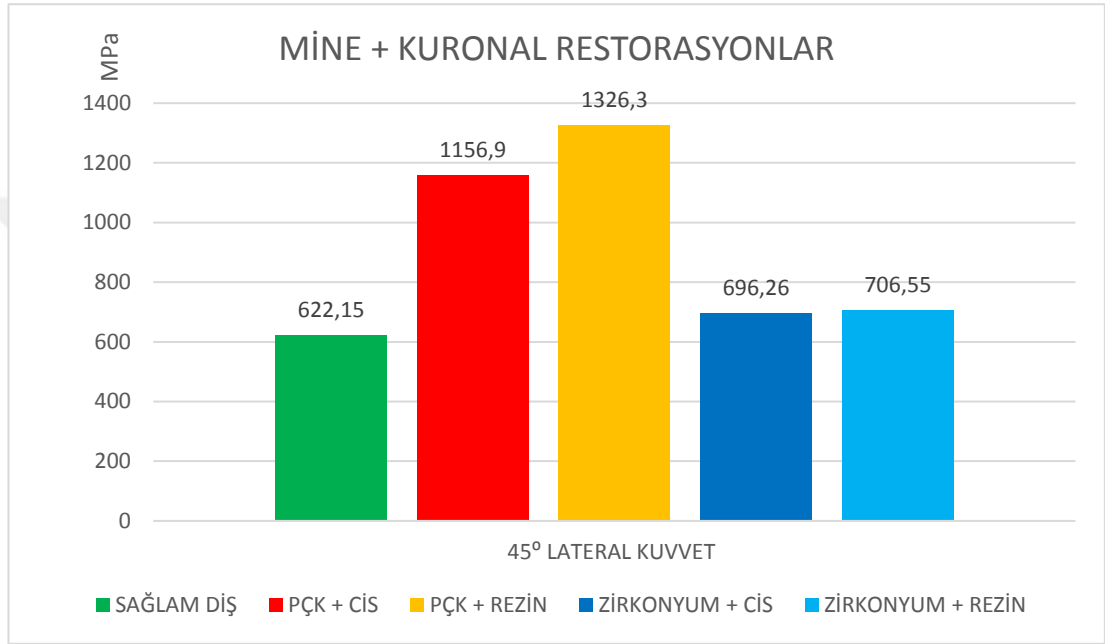


Şekil 4.11. Sağlıklı diş modeli üzerine dişin uzun aksına 45° açıyla kuvvet uygulandığında oluşan streslerin dağılımı (a. Mine, b. Dentin, c. Pulpa).

Paslanmaz çelik kuralın cam iyonomer siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 1, paslanmaz çelik kuralın dual cure rezin siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 2, pediatrik zirkonyum kuralın cam iyonomer siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 3 ve pediatrik zirkonyum kuralın dual cure rezin siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 4 üzerine dişin uzun aksı ile 45° açı ile kuvvet uygulandığında kural restorasyonlar üzerinde oluşan streslerin dağılımı Şekil 4.12'de gösterilmiş, oluşan maksimum Von Mises stres değerleri Grafik 4.9'da aktarılmıştır.

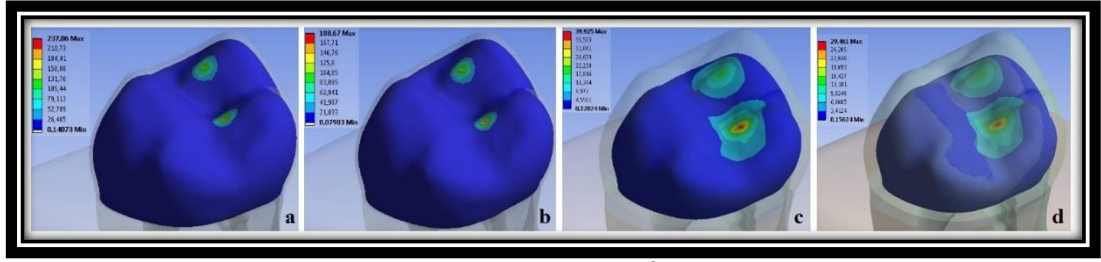


Şekil 4.12. Çalışma modelleri üzerine dişin uzun aksına 45° açıyla kuvvet uygulandığında kural restorasyonlar üzerinde oluşan streslerin dağılımı (a. Model 1, b. Model 2, c. Model 3, d. Model 4).

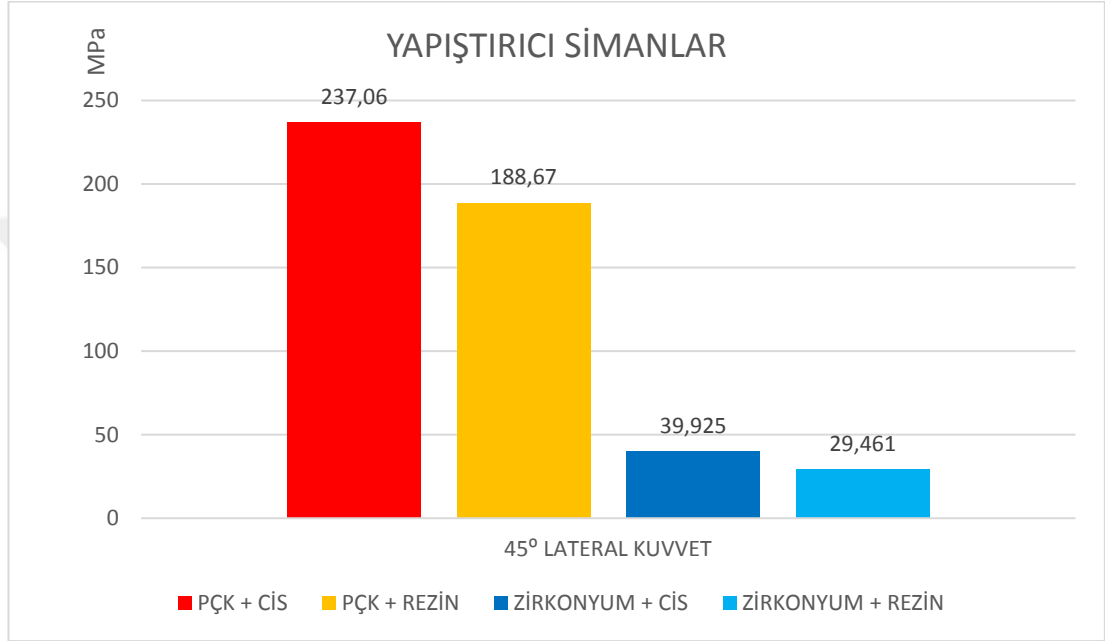


Grafik 4.9. Dişin uzun aksı ile 45° açı ile kuvvet uygulanan modellerde kural restorasyonlarda ve mine dokusunda oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması.

Paslanmaz çelik kuralın cam iyonomer siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 1, paslanmaz çelik kuralın dual cure rezin siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 2, pediatrik zirkonyum kuralın cam iyonomer siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 3 ve pediatrik zirkonyum kuralın dual cure rezin siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 4 üzerine dişin uzun aksı ile 45° açı ile kuvvet uygulandığında yapıştırıcı simanlar üzerinde oluşan streslerin dağılımı Şekil 4.13'te gösterilmiş, oluşan maksimum Von Mises stres değerleri Grafik 4.10'da aktarılmıştır.

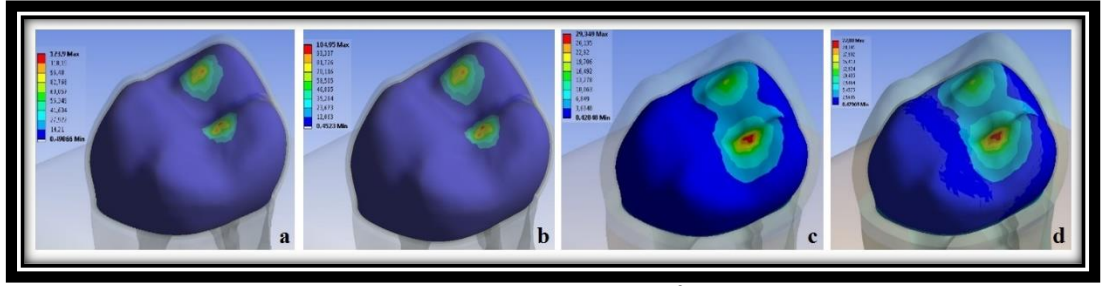


Şekil 4.13. Çalışma modelleri üzerine dişin uzun aksına 45° açıyla kuvvet uygulandığında yapıştırıcı simanlar üzerinde oluşan streslerin dağılımı (a. Model 1, b. Model 2, c. Model 3, d. Model 4).

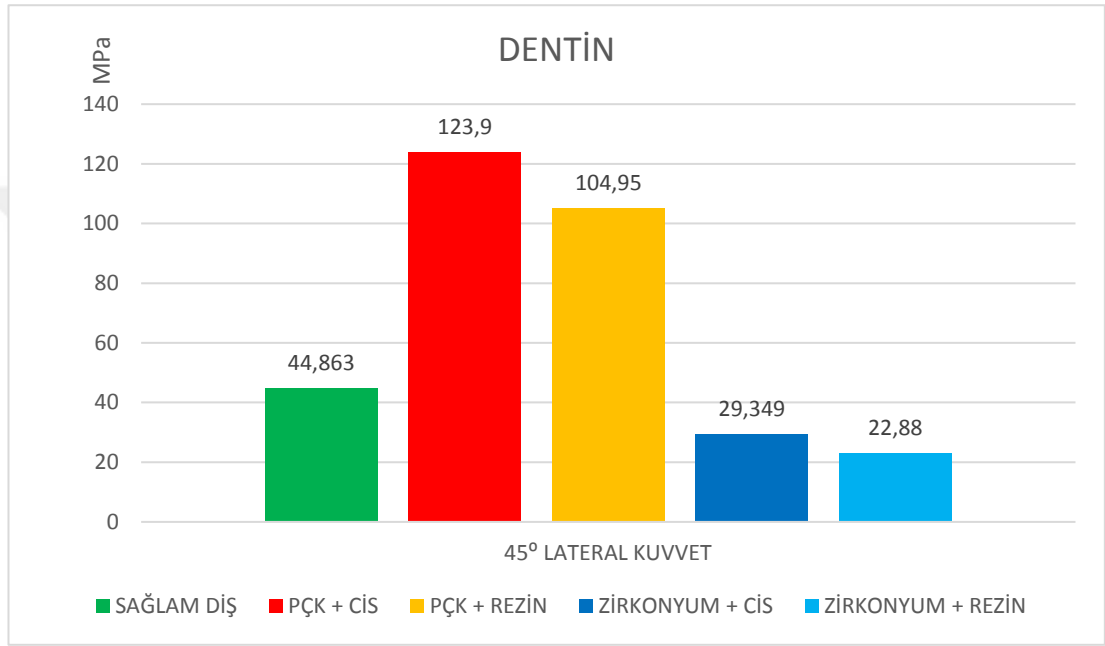


Grafik 4.10. Dişin uzun aksı ile 45° açı ile kuvvet uygulanan modellerde yapıştırıcı simanlarda oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması.

Paslanmaz çelik krunun cam iyonomer siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 1, paslanmaz çelik krunun dual cure rezin siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 2, pediatrik zirkonyum krunun cam iyonomer siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 3 ve pediatrik zirkonyum krunun dual cure rezin siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 4 üzerine dişin uzun aksı ile 45° açı ile kuvvet uygulandığında dentin dokusu üzerinde oluşan streslerin dağılımı Şekil 4.14'te gösterilmiş, oluşan maksimum Von Mises stres değerleri Grafik 4.11'de aktarılmıştır.

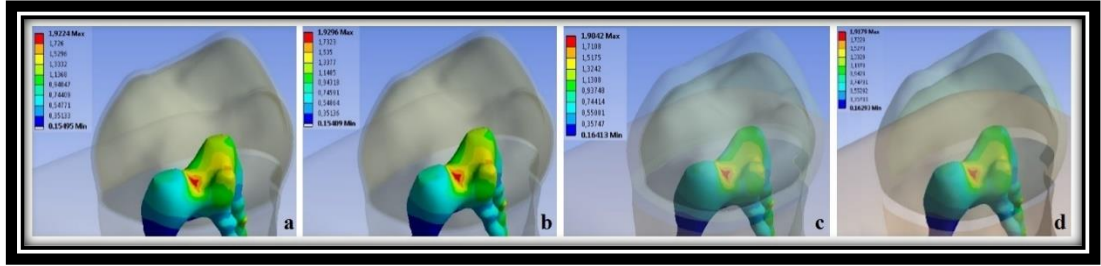


Şekil 4.14. Çalışma modelleri üzerine dişin uzun aksına 45° açıyla kuvvet uygulandığında dentin dokusu üzerinde oluşan streslerin dağılımı (a. Model 1, b. Model 2, c. Model 3, d. Model 4).

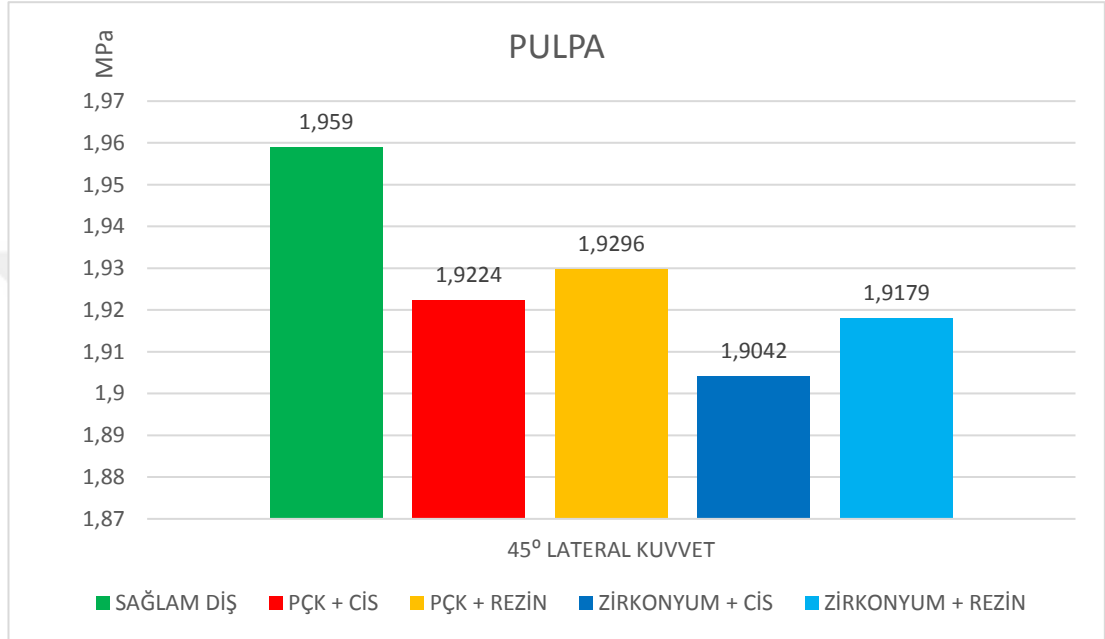


Grafik 4.11. Dişin uzun aksı ile 45° açı ile kuvvet uygulanan modellerde dentin dokusunda oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması.

Paslanmaz çelik kuronun cam iyonomer siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 1, paslanmaz çelik kuronun dual cure rezin siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 2, pediatrik zirkonyum kuronun cam iyonomer siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 3 ve pediatrik zirkonyum kuronun dual cure rezin siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 4 üzerine dişin uzun aksı ile 45° açı ile kuvvet uygulandığında pulpa dokusu üzerinde oluşan streslerin dağılımı Şekil 4.15'te gösterilmiş, oluşan maksimum Von Mises stres değerleri Grafik 4.12'de aktarılmıştır.



Şekil 4.15. Çalışma modelleri üzerine dişin uzun aksına 45° açıyla kuvvet uygulandığında pulpa dokusu üzerinde oluşan streslerin dağılımı (a. Model 1, b. Model 2, c. Model 3, d. Model 4).



Grafik 4.12. Dişin uzun aksı ile 45° açı ile kuvvet uygulanan modellerde pulpa dokusunda oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması.

Dişin uzun aksına 45° açı ile uygulanan kuvvetler karşısında restorasyon uygulanmış modeller üzerinde kuronal restorasyon, yapıştırıcı siman, dentin ve pulpa dokularında oluşan maksimum Von Mises stres değerleri ile sağlam diş modeli üzerinde mine, dentin ve pulpa dokularında oluşan maksimum Von Mises stres değerleri Tablo 4.3'te aktarılmıştır.

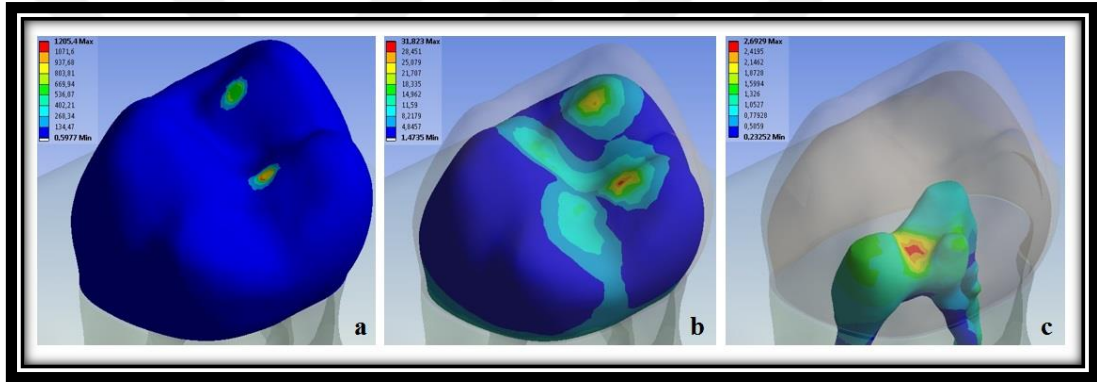
Tablo 4.3. Dişin uzun aksına 45° açı ile uygulanan kuvvetler karşısında tüm yapı ve dokularda oluşan maksimum Von Mises stres değerleri (MPa).

Kontrol Grubu	Mine		Dentin	Pulpa
	Kuronal Restorasyon	Yapıştırıcı Siman	Dentin	Pulpa
Model 1	1156,9	237,06	123,9	1,9224
Model 2	1326,3	188,67	104,95	1,9296
Model 3	696,26	39,925	29,349	1,9042
Model 4	706,55	29,461	22,88	1,9179

4.1.4. Dişin Uzun Aksı ile 90° Açı ile Kuvvet Uygulanan Modellerde Oluşan Von Mises Stres Değerleri

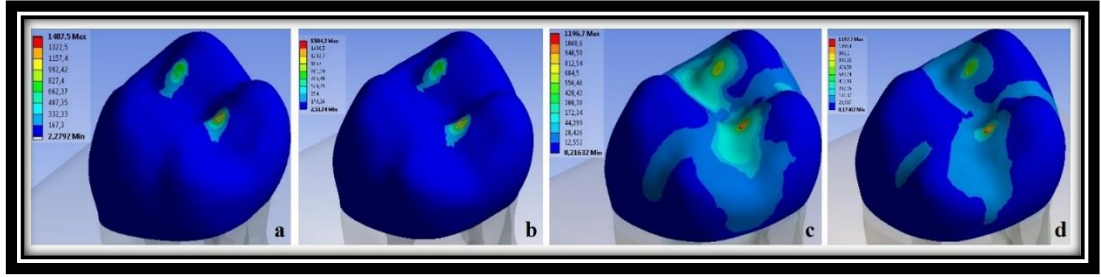
Lateral çiğneme kuvvetini taklit etmek amacıyla dişin uzun aksına 90° açıyla, 245 N'luk kuvvet modeller üzerinde belirlenen iki noktaya eşit şekilde dağıtılarak uygulandı. Uygulanan kuvvet sonucunda kural restorasyonlarda, yapıştırıcı simanlarda ve diş dokularında oluşan Von Mises stres değerleri aşağıdaki şekil ve grafiklerle gösterilmiştir. Şekiller üzerinde kırmızıdan maviye doğru değişen renkler, azalan Von Mises stres değerlerini ifade etmektedir.

Kontrol grubu olarak seçilen sağlıklı diş modeline de aynı noktalardan, aynı kuvvetler uygulandı. Mine, dentin ve pulpa dokularında oluşan streslerin dağılımı Şekil 4.16'da gösterilmiştir.

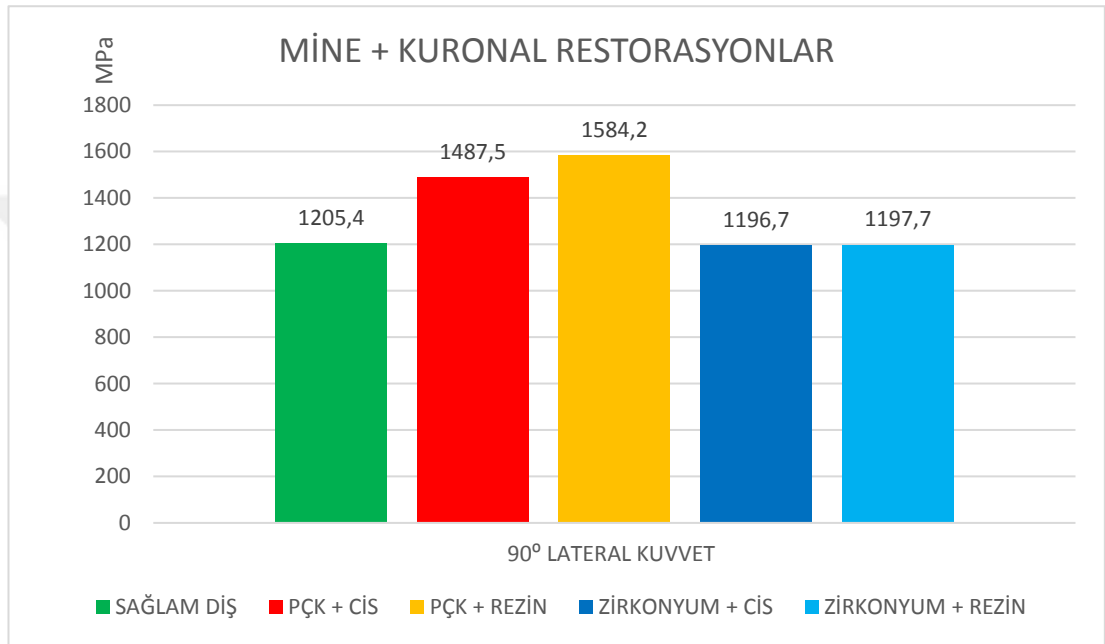


Şekil 4.16. Sağlıklı diş modeli üzerine dişin uzun aksına 90° açıyla kuvvet uygulandığında oluşan streslerin dağılımı (a. Mine, b. Dentin, c. Pulpa).

Paslanmaz çelik kuralın cam iyonomer siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 1, paslanmaz çelik kuralın dual cure rezin siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 2, pediatrik zirkonyum kuralın cam iyonomer siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 3 ve pediatrik zirkonyum kuralın dual cure rezin siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 4 üzerine dişin uzun aksı ile 90° açı ile kuvvet uygulandığında kural restorasyonlar üzerinde oluşan streslerin dağılımı Şekil 4.17'de gösterilmiş, oluşan maksimum Von Mises stres değerleri Grafik 4.13'te aktarılmıştır.

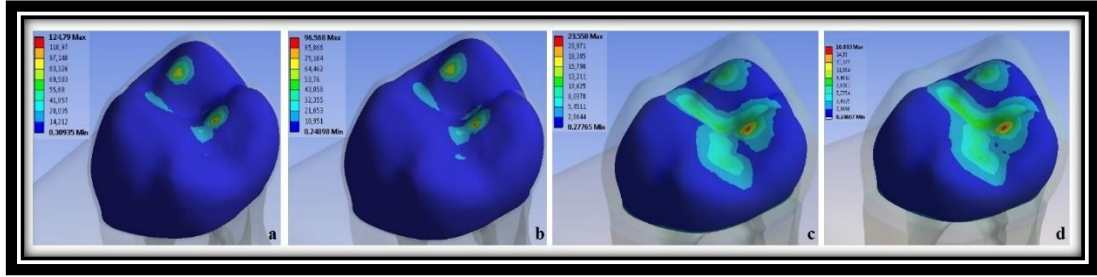


Şekil 4.17. Çalışma modelleri üzerine dişin uzun aksına 90° açıyla kuvvet uygulandığında kural restorasyonlar üzerinde oluşan streslerin dağılımı (a. Model 1, b. Model 2, c. Model 3, d. Model 4).

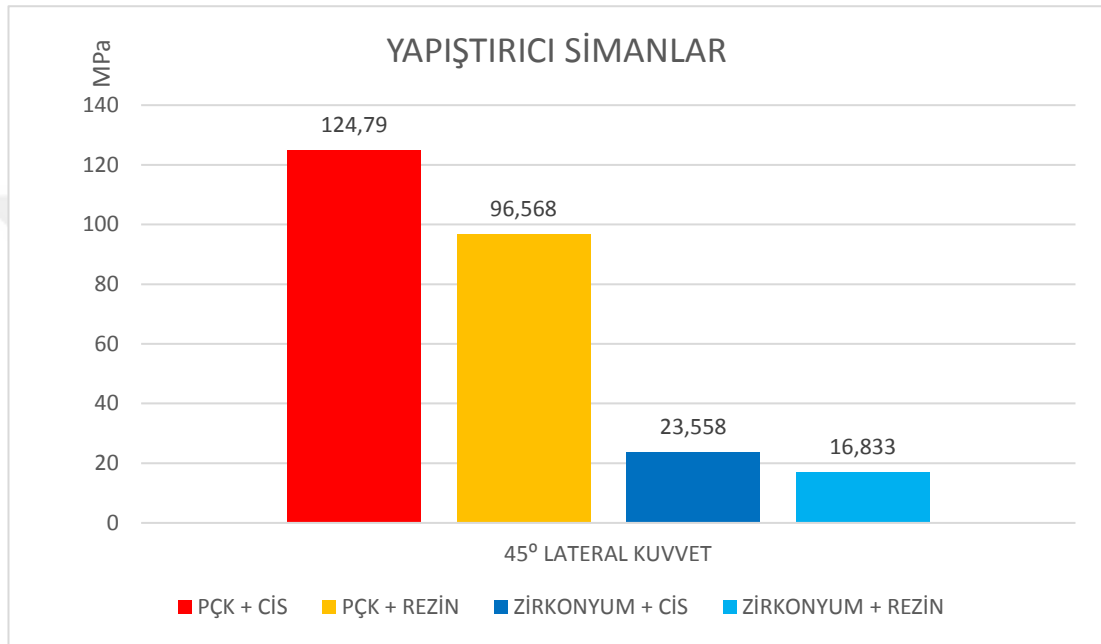


Grafik 4.13. Dişin uzun aksı ile 90° açı ile kuvvet uygulanan modellerde kural restorasyonlarda ve mine dokusunda oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması.

Paslanmaz çelik krunun cam iyonomer siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 1, paslanmaz çelik krunun dual cure rezin siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 2, pediatrik zirkonyum krunun cam iyonomer siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 3 ve pediatrik zirkonyum krunun dual cure rezin siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 4 üzerine dişin uzun aksı ile 90° açı ile kuvvet uygulandığında yapıştırıcı simanlar üzerinde oluşan streslerin dağılımı Şekil 4.18’de gösterilmiş, oluşan maksimum Von Mises stres değerleri Grafik 4.14’te aktarılmıştır.

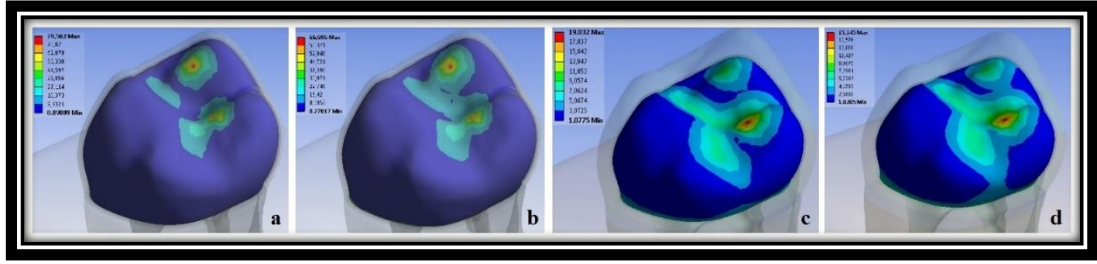


Şekil 4.18. Çalışma modelleri üzerine dişin uzun aksına 90° açıyla kuvvet uygulandığında yapıştırıcı simanlar üzerinde oluşan streslerin dağılımı (a. Model 1, b. Model 2, c. Model 3, d. Model 4).

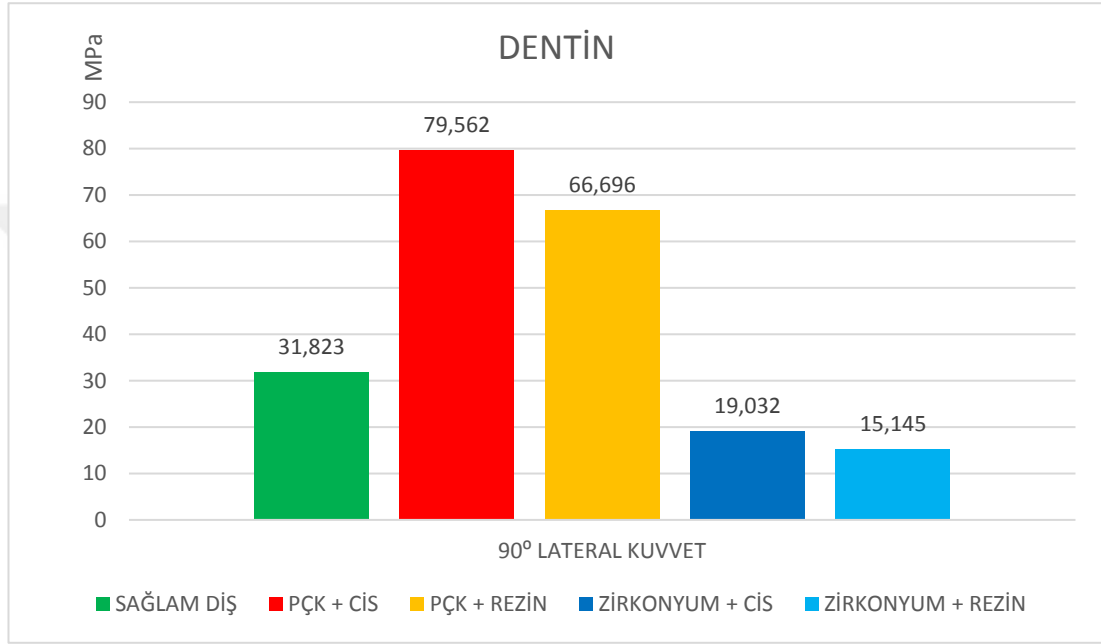


Grafik 4.14. Dişin uzun aksı ile 90° açı ile kuvvet uygulanan modellerde yapıştırıcı simanlarda oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması.

Paslanmaz çelik kuronun cam iyonomer siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 1, paslanmaz çelik kuronun dual cure rezin siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 2, pediatrik zirkonyum kuronun cam iyonomer siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 3 ve pediatrik zirkonyum kuronun dual cure rezin siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 4 üzerine dişin uzun aksı ile 90° açı ile kuvvet uygulandığında dentin dokusu üzerinde oluşan streslerin dağılımı Şekil 4.19'da gösterilmiş, oluşan maksimum Von Mises stres değerleri Grafik 4.15'te aktarılmıştır.

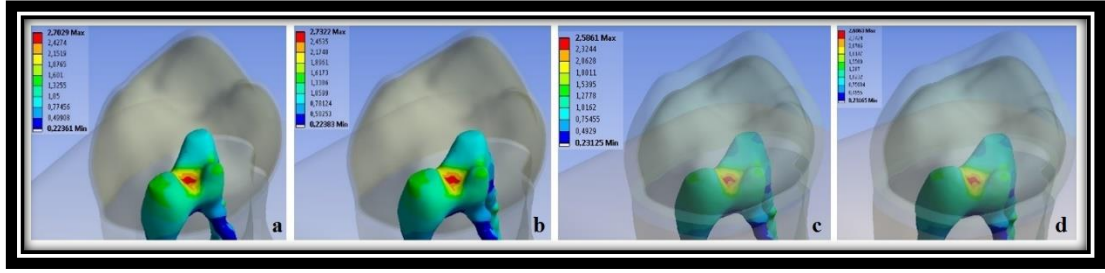


Şekil 4.19. Çalışma modelleri üzerine dişin uzun aksına 90° açıyla kuvvet uygulandığında dentin dokusu üzerinde oluşan streslerin dağılımı (a. Model 1, b. Model 2, c. Model 3, d. Model 4).

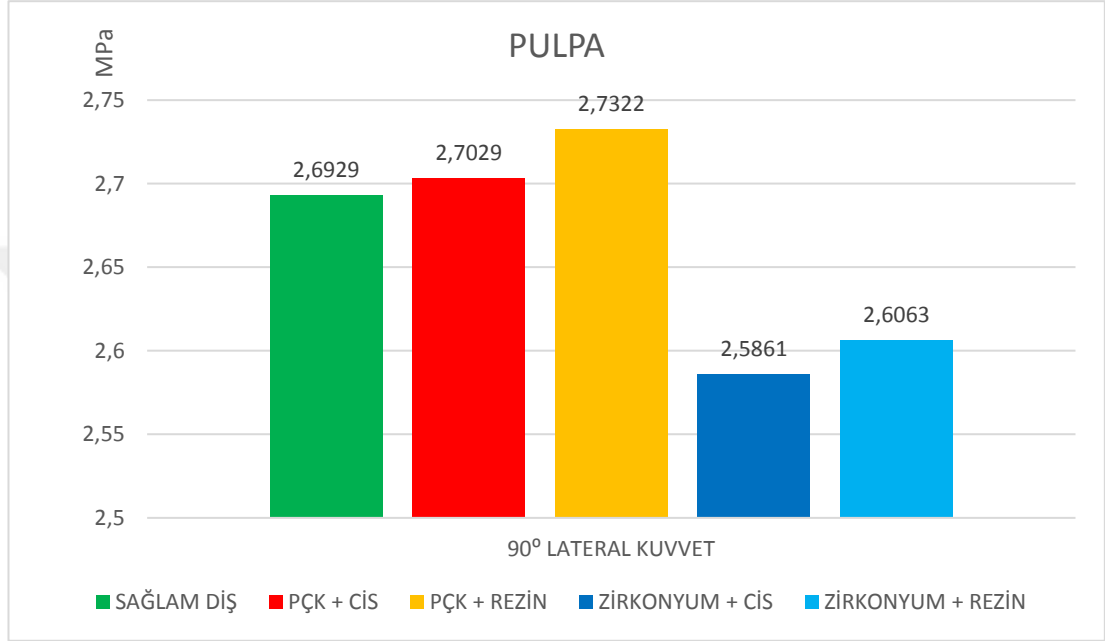


Grafik 4.15. Dişin uzun aksı ile 90° açı ile kuvvet uygulanan modellerde dentin dokusunda oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması.

Paslanmaz çelik kuronun cam iyonomer siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 1, paslanmaz çelik kuronun dual cure rezin siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 2, pediatrik zirkonyum kuronun cam iyonomer siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 3 ve pediatrik zirkonyum kuronun dual cure rezin siman ile simante edildiği diş modeli olan Model 4 üzerine dişin uzun aksı ile 90° açı ile kuvvet uygulandığında pulpa dokusu üzerinde oluşan streslerin dağılımı Şekil 4.20'de gösterilmiş, oluşan maksimum Von Mises stres değerleri Grafik 4.16'da aktarılmıştır.



Şekil 4.20. Çalışma modelleri üzerine dişin uzun aksına 90^0 açıyla kuvvet uygulandığında pulpa dokusu üzerinde oluşan streslerin dağılımı (a. Model 1, b. Model 2, c. Model 3, d. Model 4).



Grafik 4.16. Dişin uzun aksı ile 90^0 açı ile kuvvet uygulanan modellerde pulpa dokusunda oluşan maksimum Von Mises stres değerlerinin karşılaştırılması.

Dişin uzun aksına 90^0 açı ile uygulanan kuvvetler karşısında restorasyon uygulanmış modeller üzerinde kural restorasyon, yapıştırıcı siman, dentin ve pulpa dokularında oluşan maksimum Von Mises stres değerleri ile sağlam diş modeli üzerinde mine, dentin ve pulpa dokularında oluşan maksimum Von Mises stres değerleri Tablo 4.4'te aktarılmıştır.

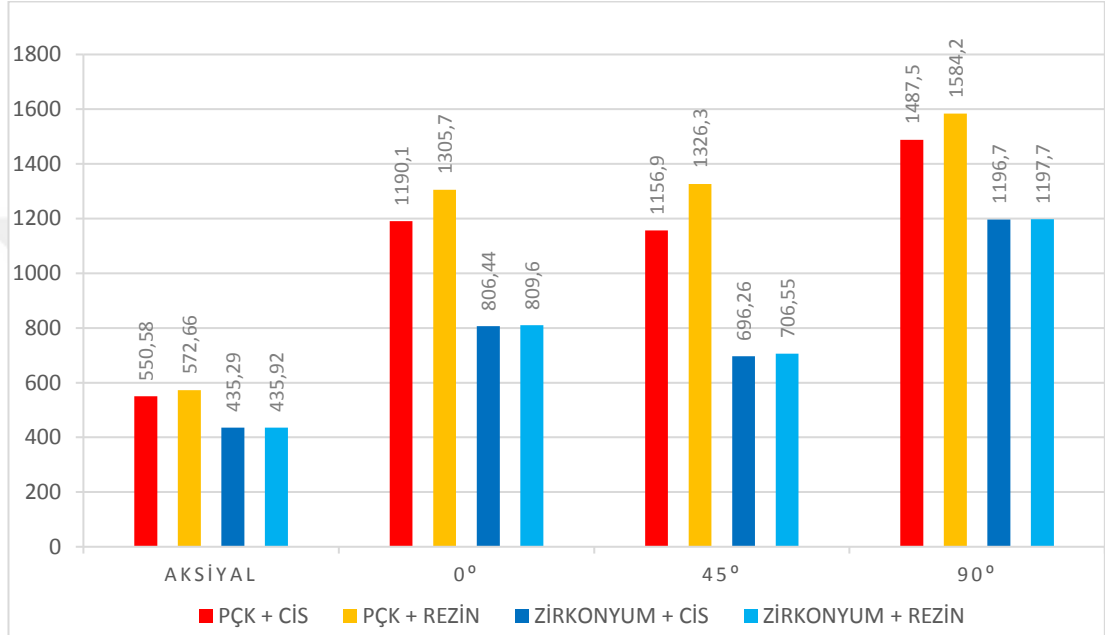
Tablo 4.4. Dişin uzun aksına 90^0 açı ile uygulanan kuvvetler karşısında tüm yapı ve dokularda oluşan maksimum Von Mises stres değerleri (MPa).

	Mine	Dentin	Pulpa
Kontrol Grubu	1205,4	31,823	2,6929
	Kural Restorasyon	Yapıştırıcı Siman	Dentin
Model 1	1487,5	124,79	79,562
Model 2	1584,2	96,568	66,696
Model 3	1196,7	23,558	19,032
Model 4	1197,7	16,833	15,145
	Pulpa		
Model 1	2,7029		
Model 2	2,7322		
Model 3	2,5861		
Model 4	2,6063		

4.2. Farklı Kuvvetlere Bağlı Olarak Modellerin Farklı Katmanlarında Oluşan Von Mises Stres Değerleri

4.2.1. Farklı Kuvvetlere Bağlı Olarak Kuronal Restorasyonlarda Oluşan Von Mises Stres Değerleri

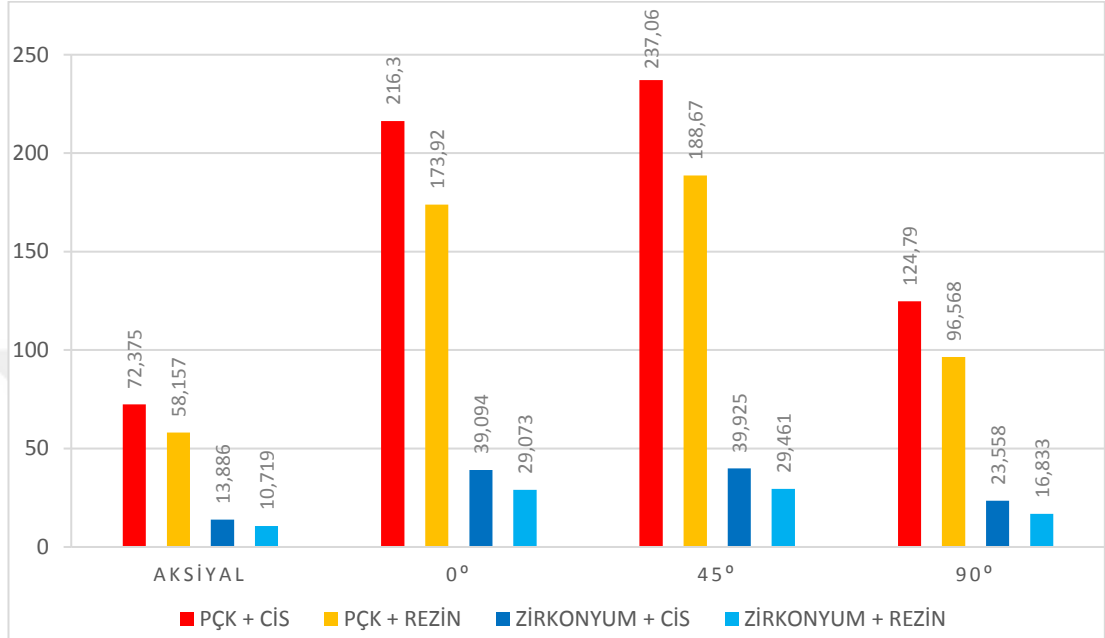
4 farklı model üzerinde uygulanan kuvvetlere bağlı kuronal restorasyonlarda görülen maksimum Von Mises stres değerleri Grafik 4.17’de gösterilmiştir.



Grafik 4.17. Farklı kuvvetlere bağlı olarak kuronal restorasyonlarda oluşan maksimum Von Mises stres değerleri.

4.2.2. Farklı Kuvvetlere Bağlı Olarak Yapıştırıcı Simanlarda Oluşan Von Mises Stres Değerleri

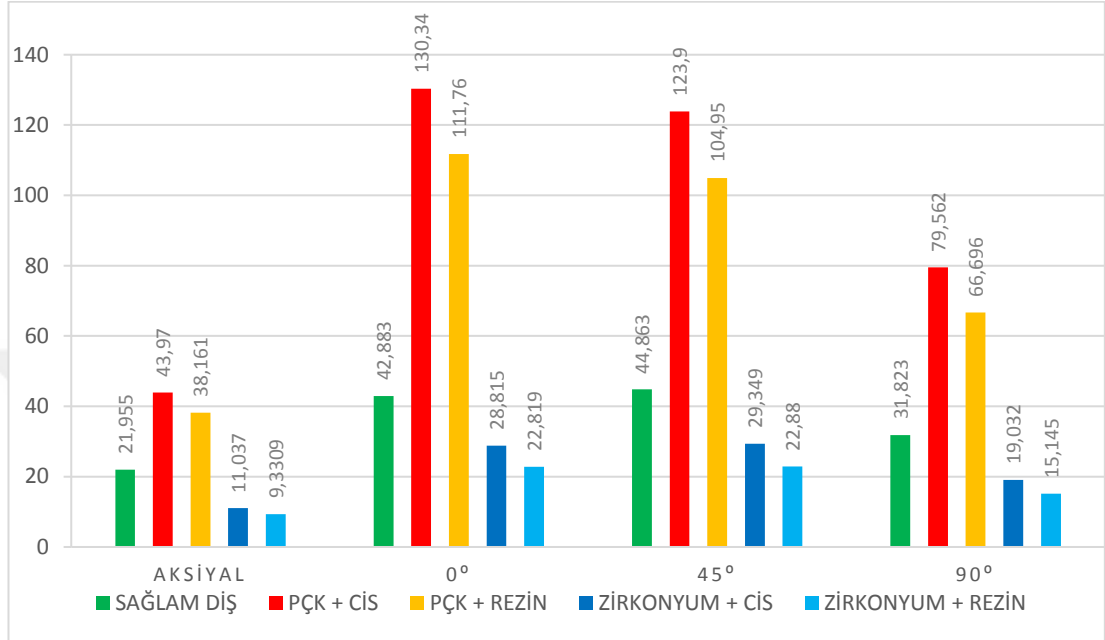
4 farklı model üzerinde uygulanan kuvvetlere bağlı yapıştırıcı simanlarda görülen maksimum Von Mises stres değerleri Grafik 4.18’de gösterilmiştir.



Grafik 4.18. Farklı kuvvetlere bağlı olarak yapıştırıcı simanlarda oluşan maksimum Von Mises stres değerleri.

4.2.3. Farklı Modellerde Farklı Kuvvetlere Bağlı Olarak Dentin Dokusunda Oluşan Von Mises Stres Değerleri

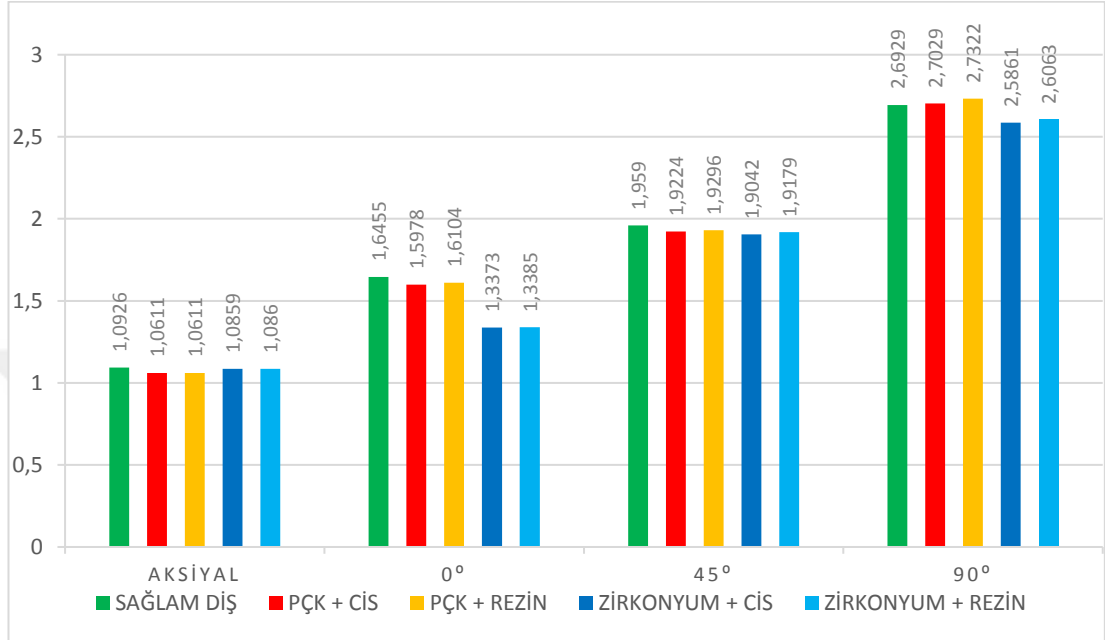
4 farklı model üzerinde uygulanan kuvvetlere bağlı kronal restorasyonlarda görülen maksimum Von Mises stres değerleri Grafik 4.19’da gösterilmiştir.



Grafik 4.19. Farklı kuvvetlere bağlı olarak dentin dokusunda oluşan maksimum Von Mises stres değerleri.

4.2.4. Farklı Modellerde Farklı Kuvvetlere Bağlı Olarak Pulpa Dokusunda Oluşan Von Mises Stres Değerleri

4 farklı model üzerinde uygulanan kuvvetlere bağlı kuronal restorasyonlarda görülen maksimum Von Mises stres değerleri Grafik 4.20’de gösterilmiştir.



Grafik 4.20. Farklı kuvvetlere bağlı olarak pulpa dokusunda oluşan maksimum Von Mises stres değerleri.

Elde edilen tüm sonuçlar Tablo 4.5'te gösterilmiştir.

Tablo 4.5. Aksiyal ve lateral (0°, 45° ve 90° açı ile) kuvvetler karşısında tüm yapı ve dokularda oluşan maksimum Von Mises stres değerleri (MPa).

	Mine	Dentin	Pulpa	
Sağlam diş	Aksiyal: 439,59	Aksiyal: 21,955	Aksiyal: 1,0926	
	0°: 857,54	0°: 42,883	0°: 1,6455	
	45°: 622,15	45°: 44,863	45°: 1,959	
	90°: 1205,4	90°: 31,823	90°: 2,6929	
	Kronal Restorasyon	Yapıştırıcı Siman	Dentin	Pulpa
PÇK+CİS	Aksiyal: 550,58	Aksiyal: 72,375	Aksiyal: 43,97	Aksiyal: 1,0611
	0°: 1190,01	0°: 216,3	0°: 130,34	0°: 1,5978
	45°: 1156,9	45°: 237,06	45°: 123,9	45°: 1,9224
	90°: 1487,5	90°: 124,79	90°: 79,562	90°: 2,7029
PÇK+Rezin	Aksiyal: 572,66	Aksiyal: 58,157	Aksiyal: 38,161	Aksiyal: 1,0611
	0°: 1305,7	0°: 173,92	0°: 111,76	0°: 1,6104
	45°: 1326,3	45°: 188,67	45°: 104,95	45°: 1,9296
	90°: 1584,2	90°: 96,568	90°: 66,696	90°: 2,7322
Zirkon+CİS	Aksiyal: 435,29	Aksiyal: 13,886	Aksiyal: 11,037	Aksiyal: 1,0859
	0°: 806,44	0°: 39,094	0°: 28,815	0°: 1,3373
	45°: 696,26	45°: 39,925	45°: 29,349	45°: 1,9042
	90°: 1196,7	90°: 23,558	90°: 19,032	90°: 2,5861
Zirkon+Rezin	Aksiyal: 435,92	Aksiyal: 10,719	Aksiyal: 9,3309	Aksiyal: 1,086
	0°: 809,6	0°: 29,073	0°: 22,819	0°: 1,3385
	45°: 706,55	45°: 29,461	45°: 22,88	45°: 1,9179
	90°: 1197,7	90°: 16,833	90°: 15,145	90°: 2,6063

PÇK : Paslanmaz Çelik Kron
Zirkon : Pediatrik Zirkonyum Kron
CİS : Cam İyonomer Siman
Rezin : Dual Cure Rezin Siman

5. TARTIŞMA

Süt dişlerinde çürük gelişimi sonucunda kuronal yapılarında ciddi madde kayıpları görülebilmektedir. Diş çürüğünün tedavisi enfekte dokunun uzaklaştırılıp kalan dokuların korunmasının yanında kaybedilmiş bu kuronal yapının yerine konmasını da içermelidir. Ancak süt dişlerinin şiddetli derecede çürüdüğü durumlarda restorasyonun gerçekleştirilmesi oldukça güçtür (Diana ve ark. 2003). Aşırı madde kaybı görülen süt dişlerinin restorasyonunda full kuronal restorasyonların tercih edilmesiyle birlikte bu güçlüğün bir miktar önüne geçilebilmiş ve hem fonksiyon hem de estetik restore edilebilir hale gelmiştir (Waggoner 2005).

Süt dişlerinin full kuronal restorasyonunda kullanılması amacıyla ilk olarak paslanmaz çelik kuronlar geliştirilmiştir. Bu materyal oldukça yüksek dayanıklılığa ve uygulama kolaylığına sahip olmasına rağmen estetik kabul edilebilirliği oldukça düşüktür. Estetik yetersizliğinin giderilmesi amacıyla çeşitli modifikasyonları geliştirilmiş olsa da paslanmaz çelik kuronlar kullanıma başlandığı günden bugüne süt dişi full kuronal restorasyonları için altın standart olarak kabul edilmiş ve klinikte sıklıkla kullanım bulan bir materyal olmaya devam etmiştir (Seale 2002; Waggoner 2005). Gelişen malzeme teknolojisi ile birlikte süt dişlerinin estetik restorasyonunun sağlanması amacıyla çocuk diş hekimlerinin kullanımına sunulan en güncel materyallerden biri pediatrik zirkonyum kuronlardır. Bu materyal günümüz çocuk diş hekimlerinin popüler materyalleri arasına girmeyi başarmıştır (Fellagh 2016).

Bu çalışmanın amacı literatür bilgileri ışığında çiğneme kuvvetleri karşısında geçmişten günümüze altın standart olarak kabul görmüş paslanmaz çelik kuronlar ile günümüz pediatrik diş hekimlerinin popüler materyalleri arasına girmeyi başarmış pediatrik zirkonyum kuronların uygulandığı süt dişlerinde kuronal restorasyonlarda, yapıştırıcı simanlarda ve dental yapılarda meydana gelen streslerin sonlu elemanlar stres analizi (SESA) yöntemi kullanılarak değerlendirilmesidir. Kuronların simantasyonunda kullanılacak farklı yapıştırıcı simanların (cam iyonomer siman ve dual cure rezin siman) etkileri de çalışma kapsamında incelenmiştir. Elde edilen bu değerler hem birbirleri ile hem de sağlam diş dokuları üzerinde oluşan stres değerleri ile karşılaştırılarak yorumlanmıştır.

Süt dişlerine uygulanan full kuronal restorasyon çeşitlerine bakıldığında uygulanmaya başlanan ilk materyalin paslanmaz çelik kuronlar olduğu görülmektedir.

Bu materyalin 1950'lerden günümüze kadar klinik kullanımının devam ettiği, kolay uygulanabilir, başarılı ve dayanıklı bir materyal olduğu literatürde bildirilmektedir (Humphrey 1950; Einwag ve Dunninger 1996; Alaçam ve ark. 2000; Schwartz 2012). Süt dişlerinde çürük nedeniyle aşırı madde kaybı görüldüğünde, pulpal tedavileri takiben, hipoplazi durumlarında ve durdurucu ortodontik apareylerin uygulanması sırasında paslanmaz çelik kuronların kullanımı mevcuttur (Rock 2002). Yapılan literatür taramaları da göstermektedir ki aşırı madde kayıplı süt dişlerinin restorasyonunda prefabrike metal kuronların başarısı diğer tüm restorasyon çeşitlerine karşı üstündür (Attari ve Roberts 2006). Ancak bu materyale dair büyük dezavantaj estetik olarak özellikle anterior bölge için yetersiz olmasıdır (Seale 2002; Guelmann ve ark. 2003; Waggoner 2005). Ebeveyn beklentileri üzerine yapılan araştırmanın sonuçlarına göre ebeveynler sağlık ve estetiğe aynı düzeyde önem vermekte ve bu nedenle paslanmaz çelik kuronları estetik bulmadıkları için sağlıksız olarak değerlendirmektedirler (Woo ve ark. 2005). Veneerli paslanmaz çelik kuronlar, kompozit strip kuronlar ve pediatrik zirkonyum kuronların veli memnuniyetlerini değerlendiren başka bir çalışmada veneerli paslanmaz çelik kuronların memnuniyeti diğer restorasyon çeşitlerinden düşük bulunmuştur (Salami ve ark. 2015). Bu estetik yetersizliğine rağmen günümüzde posterior bölgede klinik kullanımına devam edilmektedir (Alaçam ve ark. 2000). Hastaların ve velilerin restorasyonların dayanıklı olmalarının yanında estetik olmaları yönündeki taleplerinin artması sonucunda posterior bölge için de farklı alternatif arayışlarına girilmiştir (Tinanoff ve Douglass 2001; Waggoner 2005). Bu amaçla son yıllarda geliştirilen pediatrik zirkonyum kuronlar hem estetik olarak kabul edilebilir hem posterior bölgede maruz kaldıkları kuvvetlere dayanıklı hem de biyouyumlu materyallerdir (Albakry ve ark. 2004; Manicone ve ark. 2007; Denry ve Holloway 2010). Bu çalışmada geçmişten günümüze dayanıklılığı, kullanım kolaylığı ve maliyeti gibi avantajlarıyla sıklıkla kullanım bulmuş olan paslanmaz çelik kuronlar ile günümüz estetik beklentilerini karşılayabilecek rengi ve çiğneme kuvvetlerine dayanıklı yapısı ile alternatif olarak geliştirilen pediatrik zirkonyum kuronlar çalışma grubu modelleri olarak seçilmiştir. Kontrol grubu olarak ise herhangi bir full kuronal restorasyon uygulanmamış, çürük veya travma nedeniyle madde kaybı gözlenmeyen, sağlıklı süt dişi kuronu değerlendirmeye dahil edilmiştir.

Kuronların simantasyonunda kullanılacak materyalin tipi ve kalınlığı restorasyon üzerinde ve dişlerde oluşan stres dağılımını etkilemektedir (Liu ve ark. 2011). Kullanılan simanın özellikle servikal bölgede yoğunlaşan stresler üzerinde etkili olduğu bildirilmiştir (Suzuki ve ark. 2008). Paslanmaz çelik kuronların simantasyonu için cam iyonomer siman kullanımı birçok çalışmada bildirilmiştir (Garcia-Godoy ve Landry 1989; Khinda ve Grewal 2002; Yılmaz ve ark. 2006). Cam iyonomer simanın pediatrik zirkonyum kuronların simantasyonunda da kullanımı endikedir (Tyas ve Burrow 2004). Ancak cam iyonomer simanlar ile ilgili dezavantaj sertleşmenin 24 saatlik süreç boyunca devam ediyor olması, buna bağlı olarak bu süreçte kırılma ve kopmaların görülebilecek olmasıdır (Yılmaz ve ark. 2006). Bu dezavantajın önüne geçilebilmesi ve klinik başarının artırılması amacıyla full kuronal restorasyonların simantasyonunda sertleşme süresi daha kısa olan rezin içerikli yapıştırıcı simanların kullanımı önerilmiştir (Clark ve ark. 2016). Bu çalışmada stres analizi gerçekleştirilen kuronal restorasyonların simantasyonu için sıklıkla kullanılan cam iyonomer siman ve dual cure rezin simanların karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesine yer verilmiştir.

Restorasyonların başarılarının ölçülebilmesi için maruz kaldıkları kuvvetler ile bu kuvvetler sonucunda materyal ve dokularda oluşan gerilmeler değerlendirilmelidir (Gujjarlapudi ve ark. 2013). Ancak çiğneme kuvvetlerinin biyomekanik etkilerinin in vivo çalışmalarla, canlı dokular üzerinde saptanabilmesi imkansızdır (Ramoğlu ve Ozan 2014). Bu imkansızlıklar dışında genel olarak bu konu üzerine yapılacak in vitro ve in vivo çalışmalarda standardizasyonu sağlamak da oldukça güçtür. Dental alanda kuvvetlerin biyomekanik değerlendirilmesi amacıyla fotoelastik, gerinimölçer ve sonlu elemanlar stres analizi yöntemleri kullanılmaktadır. Fotoelastik analiz yönteminde streslerin yoğunlaştığı alanlar incelenir ancak bunların sayısal değerleri elde edilemez. Ayrıca kullanılan fotoelastik modeller cisimlerin özelliklerini tam olarak yansıtamamaktadır. Gerinimölçer analiz yöntemi ise ölçümü gerçekleştirecek uçların her alanda kullanımının mümkün olmaması nedeni ile kısıtlı kullanıma sahiptir (Assunção ve ark. 2009).

Literatürde bildirilen bu tekniklerin kullanım kısıtlılıklarına karşın sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılarak standardizasyonun sağlanması ve stres dağılımlarının sayısal olarak elde edilebilmesi mümkündür. Bu amaçla son yıllarda diş hekimliğinin birçok alanında da sıklıkla sonlu elemanlar stres analizi yönteminden

faydalanılmaktadır (Lin ve ark. 2009; Sannino ve ark. 2012). Bu analizin kullanılmasıyla farklı materyallerin ve preparasyon tekniklerinin uygulanabildiği birçok uygulama klinik ve deneysel olarak incelenmek yerine fonksiyon sırasında oluşan gerilimlerin belirlenmesi için biyomühendislik tekniklerinden yararlanılarak başarıyı etkileyecek risk faktörleri açısından değerlendirmeler yapılabilmektedir (Magne ve Douglas 1999; İplikçioğlu ve Akça 2002). Sonlu elemanlar stres analizinin uygulanması için matematiksel modeller elde edilmekte ve kuvvetler bu modellere uygulanarak modeller üzerinde oluşan stresler belirlenebilmektedir. Ancak kullanılan bu modellerin cisimlerin bütün detaylarını tam olarak taklit etmesinin mümkün olmaması bir dezavantaj olarak sayılabilir. Buna rağmen yapılan birçok çalışma sonlu elemanlar stres analizi yönteminin tutarlı ve diğer testler ile uyumlu sonuçlar verdiğini göstermektedir (Gümüş 2007). Ayrıca sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile inceleme yapılırken kullanılan materyaller, uygulanan kuvvetlerin şiddeti ve yönleri kolaylıkla değiştirilebilmekte, analizler kolaylıkla tekrar edilebilmektedir (Yüzbaşıoğlu 2006). Sonuçların diğer deneysel yöntemlere kıyasla hızlı bir şekilde elde edilebilmesi mümkündür (Assunçao ve ark. 2009). Bu bilgiler göz önünde bulundurularak bu çalışmada da çiğneme kuvvetleri karşısında kuronal restorasyonlarda, yapıstırıcı simanlarda ve dental dokularda oluşan streslerin belirlenmesi için sonlu elemanlar stres analizi yönteminden yararlanılmıştır.

Analiz sırasında 3 boyutlu modellerin kullanılması cisimlerin hacimlerini, düzensizliklerini ve cismin farklı katmanlarına ait değişiklikleri yansıtması açısından önemlidir. Diş hekimliğine dair sonlu elemanlar stres analizi çalışmaları yapılırken 3 boyutlu modellerin kullanılması gerçeğe yakın ve doğru sonuçların elde edilmesi için gereklidir. Çünkü dental yapılar simetrik ve solid değildir. Bu nedenle 2 boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemi gerçeğe yakın verilerin elde edilmesi için yetersiz kalmaktadır (Yüzbaşıoğlu 2006). 2 ve 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemlerinin güvenilirliklerinin kıyaslandığı bir çalışmada, 3 boyutlu analiz sonuçlarının 2 boyutlu analiz sonuçlarına göre stres dağılımlarını belirlemede daha başarılı sonuçlar yansıttığı sonucuna varılmıştır. Gözlenen bu farkın ise kompleks yapıların 3 boyutlu modeller ile daha gerçekçi şekilde çalışmaya yansıtılmış olması sonucunda oluştuğu bildirilmiştir (Roomed ve ark. 2006). Diş hekimliği ve tıp alanında yapılan birçok çalışmada 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemi kullanılmıştır (Gurbuz ve ark. 2008; Özen 2012; Benazzi ve ark. 2014; Townsend ve ark. 2014;

Bulaqi ve ark. 2015; Prabhakar ve ark. 2015; Bilgin Özdemir 2017; Prabhakar ve ark. 2017). Bu bilgiler ışığında bu çalışmada 3 boyutlu modeller kullanılarak analizler gerçekleştirilmiş ve gerçeğe en yakın sonuçların elde edilmesi hedeflenmiştir.

Biyolojik yapıların homojen ve izotropik olması mümkün değildir ancak sonlu elemanlar stres analizi yönteminde yapılar homojen ve izotropik olarak kabul edilip ortalama değerler kullanılarak analizin gerçekleştirilmesi sonuçların gerçeğe yakınlığını etkilemez (Hiraishi ve ark. 2010; Ereifej ve ark. 2011; Alvarez-Arenal ve ark. 2013). Özellikle oluşan stres değerlerinin karşılaştırılması esasına dayalı birçok çalışmada cisimler homojen ve izotropik varsayılmış ve bu durum sonuçları etkilememiştir (Dejak ve ark. 2003; Yaman ve ark. 2004; Asmussen ve ark. 2008; Altun 2012; Yeğin 2016; Bilgin Özdemir 2017). Bu çalışmada da sonlu elemanlar stres analizinin bu kısıtlaması göz önünde bulundurularak kullanılan modellerdeki yapılar homojen, izotropik ve elastik olarak kabul edilmiştir.

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılırken dokuların gerçeğe en yakın şekilde modellenmesi sonuçların gerçeğe en yakın şekilde elde edilmesini sağlar. Literatürde modellerin elde edilmesi için birçok yöntem kullanılmıştır. Bunların başlıcaları bilgisayarlı tomografi veya manyetik rezonans görüntüleme yöntemleri, koordinat belirleme yöntemleri veya optik ışınlar aracılığıyla modellerin elde edilmesi yöntemleridir (Mackerle 2004; Hong ve ark. 2012). Çok katmanlı canlı dokular üzerinde yapılan çalışmalarda dokuların içyapılarının da modellere yansıtılması gerekmektedir. Kemik ve diş gibi dokuların sonlu elemanlar stres analizi gerçekleştirileceği zaman modelleme için bilgisayarlı tomografi görüntülerinden faydalanılması her bir katmanın ayrı ayrı modellenebilmesine olanak sağlamaktadır. Bilgisayarlı tomografi cihazı ile elde edilen görüntüler DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) uzantılıdır. DICOM, bilgisayarlı tomografi ile elde edilmiş tıbbi görüntüye ilişkin bilginin iletimi ve depolanması için geliştirilmiş bir digital veri formatıdır. Günümüzde en yaygın olarak kullanılan görüntü formatı DICOM'dur (Fitöz ve Akyar 2001; Utku ve ark. 2010). Dental alanda yapılan birçok çalışmada DICOM formatındaki bilgisayarlı tomografi görüntüleri 3 boyutlu modellerin elde edilmesi için kullanılmıştır (Gurbuz ve ark. 2008; Şengül 2008; Özen 2012; Bulaqi ve ark. 2015; Prabhakar ve ark. 2015; Prabhakar ve ark. 2017). Femurun 3 boyutlu modellemesi için BT, 3 boyutlu optik tarama ve lazer tarama yöntemleri ile elde edilen verilerin gerçeğe yakınlıklarının karşılaştırıldığı bir çalışmada 3 boyutlu

optik tarama cihazı ile elde edilen sapmalar gerçeğe daha uygun bulunmuştur. Ancak çalışmada 3 boyutlu optik tarama ve lazer tarama cihazları ile yalnızca femurun kortikal bölgesinin modele aktarıldığı, iç yapısına dair verilerin aktarılamadığı belirtilmiştir. Üç yöntem ile oluşturulan modellerin sonlu elemanlar analizi sonuçları değerlendirildiğinde ise deformasyon dağılımları ve Von Mises gerilme dağılımlarının benzer şekilde bulunduğu bildirilmiştir (Verim 2011). Bu nedenle bu çalışma yalnızca modellerin dış yüzey katmanlarına ait streslerin değil derin katmanlar olan dentin ve pulpa dokularında oluşan streslerin belirlenmesini de amaçladığı için modellemelerin gerçekleştirilmesi amacıyla DICOM formatındaki bilgisayarlı tomografi görüntüleri kullanılmıştır.

Bilgisayarlı tomografi görüntüleri ile oluşturulan modellerin gerçeğe yakınlığının artırılması için tomografi görüntü kalitesi yüksek olmalıdır. Görüntünün net olması ve detayların artırılması için ise tomografi kesit aralığının az olması gerekmektedir (Çağlar 2003). Endodontik tedavi görmüş dişlerde farklı kısa post kor materyalleri ve restoratif materyallerin kullanımına bağlı dişte oluşan streslerin değerlendirildiği çalışmada kullanılan çekilmiş diş modelleri bilgisayarlı tomografide 0,5 mm kesit aralıkları ile taramalar sonucunda elde edilmiştir (Gurbuz ve ark. 2008). Süt azı dişlerinde restoratif amaçlı kullanılan amalgam, kompomer, rezin modifiye cam iyonomer siman, hibrit kompozit rezin, akıcı kompozit rezin ve giomer materyallerinin sonlu elemanlar stres analizi sonuçlarının değerlendirildiği çalışmada alınan tomografi görüntüsünde kesit aralığı 0,468 mm olarak belirlenmiştir (Şengül 2008). Mimics programı üzerinde tek taraflı dudak-damak yarığı bulunan hastaların dişlerinin meziodistal boyut, kuron/kök oranı, kuron ve kök gelişimlerinin hacimsel ve alansal olarak ölçümleri incelendiği çalışmada da hastalara ait tomografi görüntüleri 0,5 mm kesit aralığı ile elde edilmiştir (Gezgin ve Botsali 2018). Yukarıda aktarılan literatür çalışmalarına benzer olarak bu çalışmada da modellerin oluşturulması amacıyla kesit aralığı 0,5 mm olarak alınmış bilgisayarlı tomografi görüntüsü kullanılmıştır.

DICOM formatındaki verilerin 3 boyutlu olarak modellenmesi ve analizlerinin yapılabilmesi amacıyla medikal görüntü kontrol sistemlerine aktarılması gerekmektedir. Medikal görüntü kontrol sistemleri aracılığıyla DICOM formatındaki veriler nokta bulutu görüntülerine dönüştürülür. Tıp ve diş hekimliği alanında birçok çalışmada bu dönüşümü sağlamak, modeller üzerinde çeşitli düzenlemeler yapmak

amacıyla sıklıkla Mimics programı kullanılmıştır (Özen 2012; Karabudak ve ark. 2014). Mimics programı görüntü verilerini kullanarak 3 boyutlu modellerinin tüm katmanlarının oldukça hassas bir şekilde oluşturulmasını sağlar, modellerin işlenmesine ve düzeltilmesine imkân tanır. Oluşturulan bu 3 boyutlu verilerin birçok çıktı formatına dönüştürerek farklı mühendislik uygulamalarında kullanımına uygun hale getirilmesini sağlar (Karabudak ve ark. 2014). Tüm bu avantajlarından dolayı bu çalışmada da 3 boyutlu modellemenin ve analizlerin yapılabilmesi amacıyla medikal görüntü kontrol sistemi yazılımı olarak Mimics (Mimics 15.01, Materialise, Leuven, Belgium) programı kullanılmıştır.

Mimics programı ile elde edilmiş olan nokta bulutu görüntülerinin katı modeller haline getirilmesi ve modeller üzerindeki hataların düzeltilmesi gerçeğe daha yakın sonuçların elde edilmesini sağlamaktadır (Bulaqi ve ark. 2015). Bu amaçla bilgisayar destekli üç boyutlu tasarım ve üretim programından yararlanılması gerekmektedir. Bu tarz programlar aracılığıyla çalışma için gerekli farklı yapıların modellemelerin oluşturulması da mümkün olmaktadır (Adıgüzel 2010; Ramoğlu ve Ozan 2014). Analizi gerçekleştirilecek materyallerin modellemesi için canlı dokularda olduğu gibi çeşitli tarama yöntemlerine başvurulabilir (Mahmoudi ve ark. 2012). Ancak materyallere ait modellerin bilgisayar programı üzerinde tasarlanması da mümkündür. Literatürde çalışmalarda değerlendirilecek olan restoratif materyaller farklı bilgisayar yazılımları ile modellenmiştir (Gurbuz ve ark. 2008; Küçük ve ark. 2010; Karabudak ve ark. 2014; Bulaqi ve ark. 2015; Türköz 2016). Birçok çalışmada SolidWorks programı nokta bulutu görüntülerinin katı modellere dönüştürülmesi ve incelenecek yapıların modellenmesi amacıyla kullanılmıştır (Küçük ve ark. 2009; Özen 2012; Karabuda ve ark. 2014). Bu amaçla kullanılan bir başka yazılım programı olan Geomagic ile SolidWorks programının etkinliklerinin karşılaştırıldığı çalışmada Mimics programına ek olarak SolidWorks programının kullanımının Geomagic programının kullanımına kıyasla gerçeğe daha yakın sonuçların elde edilmesini sağladığı bildirilmiştir (Mutlu ve ark. 2009). Bu çalışmada SolidWorks (SolidWorks 2014 Premium, Concord, Massachusetts) yazılımından yararlanılarak Mimics programından elde edilen görüntüler katı hale getirilmiş, diş dokuları üzerinden üretici firmaların tavsiye ettiği miktarlara uyularak seçilen kuronal materyal için gereken diş kesimleri yapılmış, kuronal restorasyon ve yapıştırıcı materyallerin modellemesi gerçekleştirilmiştir.

Restorasyonun dişin sadece kuron kısmında yer aldığı, kökü ilgilendirmediği durumlarda sonlu elemanlar analizi yöntemi uygulanacağı zaman, modellemenin de yalnızca kuron kısmını içermesi sonuçların doğruluğunu olumsuz etkilememektedir (Troedson ve ark. 1999; Zarone ve ark. 2005). Süt dişi kuronal restorasyonlarında sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile inceleme yapılan çalışmalarda da yalnızca kuronal yapılar modellenmiş, analizler bu modeller üzerinde gerçekleştirilmiştir (Prabhakar ve ark. 2015; Prabhakar ve ark. 2017). Bu çalışma için oluşturulan modellerde de dişin kuronal kısmında bulunan mine, dentin, pulpa modellere aktarılmış, kök yapısında oluşan stresler analizler sırasında değerlendirmeye alınmamıştır.

Mimics programı ile 3 boyutlu görüntülerin oluşturulması sırasında sert ve yumuşak dokular uygun Hounsfield (HU) değerleri ile modellenmektedir (Grousel ve ark. 2009). Hounsfield birimleri, suya kıyasla bir malzemenin ölçülen X ışını absorbe etme oranının lineer dönüşümleri olarak tanımlanır. Su için HU değeri 0, hava için ise -1000 olarak kabul edilir. Bu iki sabite göre diğer dokular değişen değerler alır (Pauwels ve ark. 2015). HU değerleri dokunun X ışını absorbe etme derecesi ile doğru orantılı olarak artmaktadır. X ışını absorbe etme derecesi fazla olan sert dokular yüksek HU değerleri alırken, X ışını absorbe etme derecesi düşük olan yumuşak dokular sıfırın altında değerler almaktadır (Garcia ve ark. 2005; Topçu 2005). Mine dokusu vücudun en sert dokusu olduğu için yüksek HU değerlerine sahiptir (Gezgin 2015). Bu nedenle bu çalışmadaki HU değerleri belirlenirken mine HU değerleri 800-2000 arasında belirlenmiş, diğer dokuların değerleri ise bu değere korele olarak ayarlanmıştır.

3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi için hazırlanan modellerde oluşturulan eleman ve düğüm sayısı arttıkça analiz sonuçlarının gerçeğe yakınlığı artmaktadır çünkü eleman ve düğüm sayısı arttıkça oluşturulan model taklit edilmeye çalışılan yapıya daha yakın bir geometriye sahip olur (Clelland ve ark. 1991; Meijer ve ark. 1993). Modeller eleman büyüklüğu 150-300 μm arası boyutlarda olacak şekilde elemanlara bölünmelidir. Eleman boyutunun 300 μm 'den büyük olması durumunda çalışma sonucunda sapmaların olabileceği bildirilmiştir (Çağlar 2003). Ancak eleman ve düğüm sayısı arttıkça analizin çözümlenmesi için gereken sürenin artması sebebi ile çalışmalarda eleman ve düğüm sayısı belirli değerlere kadar artırılabilmiştir (Yüzbaşıoğlu 2006). Süt dişine uygulanan paslanmaz çelik kuron restorasyonları için

farklı preparasyon miktarlarının restorasyonda, yapıştırıcı simanda ve dentin dokusunda oluşan streslere etkisinin sonlu elemanlar stres analizi ile incelendiği çalışmada modellerin analizi sırasında eleman sayıları 32,133-70,438 arasında, düğüm sayıları ise 6,347-10,414 arasında çalışılmıştır (Prabhakar ve ark. 2015). Bu çalışmada kullanılan modellerdeki eleman sayısı 475565-521242, düğüm sayısı ise 688826-744263 arasında olup analizin bu yüksek detay sayesinde gerçeğe en yakın şekilde gerçekleştirilmesi hedeflenmiştir.

Sonlu elemanlar analizi için kullanılan yazılımlar birçok teknik farklılıklar göstermekle beraber diş hekimliği literatüründe en çok kullanılan yazılımlar Algor, Abaqus, Ansys, Comsol, Cosmos, I-Deas ve Marc isimli programlardır (Ramoğlu ve Ozan 2014). 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile farklı preparasyon şekilleri ve farklı porselen kalınlıklarının modele edildiği porselen laminate restorasyonlarda 0°, 60° ve 120° açı ile gelen fonksiyonel kuvvetler karşısında oluşan stres değerlerinin ölçüldüğü çalışmada Cosmos programı kullanılmıştır (Üstün 2008). Farklı post-kor materyallerinin dişlerde oluşturdukları streslerin Cosmos programı aralığıyla tespit edilerek sonlu elemanlar stres analizi gerçekleştirilmiştir (Mahmoudi ve ark. 2012). IPS Empress materyalinin 200 N kuvvet altındaki davranışlarının incelendiği çalışmada ise sonlu elemanlar stres analizinin gerçekleştirilmesi için I-DEAS programı kullanılmıştır (Pekbey ve ark. 2006). Maksiller anterior bölge implantların üst yapıları için kullanılan farklı açılardaki abutmentlerde okluzal yükler altında oluşan stres dağılımının sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelendiği çalışmada ise Algor programı tercih edilmiştir (Yeğin 2016). Farklı sertlikteki 4 maddenin çiğnenmesi sırasında alt molar diş üzerinde oluşan streslerin değerlendirildiği çalışmada sonlu elemanlar analizi Ansys programı ile gerçekleştirilmiştir (Dejak ve ark. 2003). Süt azı dişlerinde kullanılan farklı restoratif materyallerinin sonlu elemanlar stres analizi sonuçlarının karşılaştırıldığı bir çalışmada analiz için Ansys programı kullanılmıştır (Şengül 2008). Tek diş implant üstü restorasyonlarda molar dişlerin tüberkül eğimlerinin implant üzerinde oluşan streslere etkisinin incelendiği çalışma Ansys programı ile elde edilen veriler ile gerçekleştirilmiştir (Küçük ve ark. 2009). Ansys programı kullanılarak yapılan başka bir çalışmada ise süt dişi restorasyonu için kullanılan indirekt kompozit ve kompomer onley uygulanan dişlerin sonlu elemanlar stres analizi sonuçları incelenmiştir (Altun 2012). 6 farklı model oluşturularak farklı kuron preparasyonları ve restoratif

materyallerin dişlerde oluşan streslere etkilerini inceleyen çalışmada da Ansys programı ile sonlu elemanlar stres analizi gerçekleştirilmiştir (Anami ve ark. 2014). Süt dişlerine uygulanan paslanmaz çelik kuron ve pediatrik zirkonyum kuron restorasyonların incelendiği sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında da analiz için Ansys programı kullanılmıştır (Prabhakar ve ark. 2015; Prabhakar ve ark. 2017). Diş hekimliği alanında yapılan sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarına dair literatür incelendiğinde en sık kullanılan yazılımın Ansys programı olduğu görülmüş, bu nedenle bu çalışmada da sonlu elemanlar stres analizinin gerçekleştirilmesi amacıyla ANSYS (Ansys Workbench 19.0, Canonsburg, Pensilvanya) programı kullanılmıştır.

Kuronal restorasyonlara ait başarımın değerlendirildiği çalışmalarda dişlere okluzal kuvvetleri taklit eden yön ve şiddette kuvvetler uygulanmalıdır. Çocuk hasta grubu için süt dişlenme döneminde molar bölge ısırma kuvvetini ortalama 287 N, erken karışık dişlenme döneminde ise 333 N olarak bildirilen çalışmalar mevcuttur (Rentes ve ark. 2002; Castelo ve ark. 2010). Farklı bir çalışmada ortalama ısırma kuvveti 3-5 yaş grubu çocuklarda 196 N, 6-8 yaş grubu çocuklarda 296 N, 9-11 yaş grubu çocuklarda 393 N olarak bildirilmiştir (Kamagai ve ark. 2005). Çiğneme kuvvetleri sonucunda süt molar dişler üzerine gelen kuvvetlerin dağılımı incelendiğinde birinci molar dişe ısırma kuvvetinin %11'inin, ikinci molar dişe ise %30'unun dağıldığı bildirilmiştir (Karibe ve ark. 2003). Pediatrik hasta grubunda, pubertal döneme kadar çiğneme kuvvetlerinin cinsiyet farklılığı göstermediği bildirilmiştir (Proffit ve Fields 1983; Rentes ve ark. 2002). Süt dişlerine uygulanan full kuronal restorasyonların incelendiği sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında ısırma kuvvetini taklit etmek amacıyla ikinci molar diş modeli üzerine 245 N kuvvet uygulanan çalışmalar mevcuttur (Prabhakar ve ark. 2015; Prabhakar ve ark. 2017). Tüm bu literatür bilgileri ışığında bu çalışmada malzemelerin dayanıklılıklarının ağız içerisindeki maksimum şartlara uygunluğunun değerlendirilmesi amacıyla süt dişlenme dönemi için maksimum ısırma kuvveti değeri 245 N olarak belirlenmiştir. Ayrıca okluzal kuvvetlere daha fazla maruz kalması sebebiyle ise kuronlar ikinci molar diş üzerine modellenmiştir. Aksiyal kuvvetler dişin uzun aksı ile paralel olacak şekilde uygulanırken, lateral kuvvetlerin taklit edilmesi amacıyla 3 farklı açı ile kuvvet uygulaması yapılmıştır.

Dişler karşıt diş ile okluzal ilişkileri sebebiyle kapanış sırasında maruz kaldıkları kuvveti tek bir noktadan değil tüberkül temaslarının olduğu noktalardan

bölüşerek karşılarlar (Şengül 2008). Farklı kuron preparasyonları ve restoratif materyallerin kullanımına bağlı olarak dişlerde oluşan streslerin incelendiği çalışmada doğal okluzal ilişkideki temaslar göz ardı ederek kuvvet tek noktadan uygulanmıştır (Anami ve ark. 2014). Farklı post-kor materyallerinin kullanımının dişlerde oluşturdukları stresleri inceleyen başka bir çalışmada ise kuvvet tüm okluzal yüzeye dağıtılarak uygulanmıştır (Mahmoudi ve ark. 2012). Farklı sertlikteki 4 maddenin çiğnenmesi sırasında alt molar diş üzerinde oluşan streslerin değerlendirildiği bir çalışmada uygulanan kuvvet diş üzerinde oluşan kontakları taklit eden 3 noktaya eşit şekilde bölüştürülerek uygulanmıştır. Bu noktalar kapanış ilişkisi doğrultusunda bukkal tüberkülün bukkal eğimi, bukkal tüberkülün lingual eğimi ve lingual tüberkülün bukkal eğimi olarak belirlenmiştir (Dejak ve ark. 2003). Farklı açılardaki implant üstü restorasyonların sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelendiği başka bir çalışmada da kuvvet 3 noktadan uygulanmıştır (Küçük ve ark. 2009). Süt dişlerine uygulanan kural restorasyonlar üzerinde yapılan birbirini takip eden iki farklı çalışmada ise aksiyal kuvvetler 6 noktadan, lateral kuvvetler 2 noktadan uygulanmıştır (Prabhakar ve ark. 2015; Prabhakar ve ark. 2017). Bu çalışmada kapanış durumundaki tüberkül ilişkilerinde temasların tüberküllerin mesial ve distal yüzeylerine de dağılıyor olması sebebiyle aksiyal kuvvetler 6 noktadan eşit dağıtılarak uygulanmıştır. Maksiller molar diş seçildiği için bu altı nokta şu şekilde seçilmiştir; biri mesial, diğeri distal tarafta olmak üzere bukkal tüberkülün palatinal eğimine iki, palatinal tüberkülün bukkal eğimine iki, palatinal tüberkülün palatinal eğimine iki nokta. Lateral kuvvetler ise 2 noktaya eşit dağıtılarak uygulanmıştır. Bu iki nokta ise bukkal tüberkülün palatinal eğiminde biri mesial, diğeri distal tarafta olacak şekilde seçilmiştir.

Sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında gerilim değerleri incelenirken normal gerilimin ve kayma gerilimin ayrı ayrı değerlendirilmesinin hatalı yorumlamalara sebep olabileceği bildirilmiş ve mevcut tüm gerilimlerin bileşenlerinin analiz sırasında göz önünde bulundurulması gerektiği vurgulanmıştır. Normal gerilim ve kayma gerilimini bir bütün halinde içerip anlamlı sayısal sonuçlar alınmasına olanak sağlayan Von Mises stres değeri sonlu elemanlar stres analizinde değerlendirilmeye uygun veriler sunmaktadır. Bu değer kırılma yapıda olan materyallerin gerilmeleri sonucu oluşan streslerin belirlenmesi için uygun bir parametre

olarak kabul edilmektedir (Yaman ve ark. 2004; Şengül 2008). Bu nedenle bu çalışmada da Von Mises stres değerleri karşılaştırma kriteri olarak kullanılmıştır.

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılarak kuvvetler karşısında oluşan streslerin incelendiği çalışmalarda cisimlerin dış yüzeylerinde oluşan streslerin kuvvetlerin uygulandığı noktalar ile bu noktalara komşu bölgelerde yoğunlaştığı görülmektedir ve bu beklenen bir durumdur. Ancak cismin derinleşen kısımlarında oluşan stresler materyale ait elastisite modülünden etkilenmekte ve buna bağlı olarak oluşan stres bu tabakalara farklı şekillerde dağılmaktadır (Asmussen ve Peutzfeldt 2008). Dış hekimliği alanında restoratif materyaller ve dişler üzerine uygulanan kuvvetlere bağlı oluşan streslerin incelendiği birçok çalışmada streslerin kuvvetlerin uygulandığı alanlarda yoğunlaştığı bildirilmiştir (Şengül 2008; Altun 2012; Prabhakar ve ark. 2015). Bu çalışmada da bu literatür bilgileri ile uyumlu olarak kontrol grubumuzun dış katmanını oluşturan mine dokusunda ve çalışma modellerinin dış katmanlarını oluşturan kuronal restorasyonlarda oluşan streslerin en yoğun olduğu bölgelerin kuvvetlerin uygulandığı noktalara çevre alanlar olduğu bulunmuştur.

Bir materyalin elastisite modülünün yüksek olması materyal içerisinde streslerin artmasına neden olur. Buna bağlı olarak da altında bulunan katmanlara iletilen stres azalır. Yani restorasyonlu bir diş değerlendirildiğinde restoratif materyalin elastisite modülünün yüksek olması durumunda dental dokulara iletilecek olan stresin azalacağı bilinmektedir (Li ve ark. 2006; Gurbuz ve ark. 2008; Şengül 2008). Dört farklı kuronal restoratif materyalin 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelendiği bir çalışmada kuronal materyallerin elastisite modülü fazla olandan az olana doğru sıralamaları zirkonyum, altın, lösit ve kompozit olarak bildirilmiştir. Çalışmada değerlendirilen modellerde bu restoratif materyallerin altında kalan dentin dokularında gözlenen streslerin yüksekten düşük olana doğru sıralamaları ise bu sıralamanın tersi şeklindedir. Yani en yüksek stres değerleri elastisite modülü en düşük olan kompozit materyalinin kullanıldığı modellerde gözlenmiş, materyalin elastisite modülü arttıkça dentin dokusunda oluşan stres değerleri azalmıştır (Dejak ve ark. 2012). Süt dişlerine uygulanan 2 farklı kuronal restoratif materyalin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile değerlendirildiği çalışmada elastisite modülü daha düşük olan paslanmaz çelik kuron uygulanan modellerde dentin dokusunda oluşan stresler daha yüksek, elastisite modülü daha yüksek olan pediatrik zirkonyum kuron uygulanan modellerde dentin dokusunda oluşan stresler daha düşük olarak

bildirilmiştir (Prabhakar ve ark. 2017). Bu çalışmada kullanılan restoratif materyallerin elastisite modülleri karşılaştırıldığında zirkonyum materyalinin elastisite modülü, paslanmaz çelik materyalinden daha yüksektir. Sonuç olarak diğer çalışmalarla uyumlu olarak yapıştırıcı simanlara, dentine ve pulpaya iletilen stresler karşılaştırıldığında pediatrik zirkonyum kuron uygulanan modellerde ölçülen stres değerlerinin paslanmaz çelik kuron uygulanan modellerde ölçülen stres değerlerinden düşük olduğu bulunmuştur. Yine aynı şekilde yapıştırıcı simanlar incelendiğinde de dual cure rezin simanlara kıyasla elastisite modülü daha yüksek olan cam iyonomer simanların yapıları içerisinde stresleri daha çok absorbe ettiği, alt katmanlara iletilen streslerin dual cure rezin simanlara oranla daha az olduğu sonucu elde edilmiştir.

Elastisite modülü yapıştırıcı simanlarda oluşan stresleri de aynı şekilde etkilemektedir. Yapıştırıcı simanların incelendiği bir çalışmada en yüksek streslerin elastisite modülü yüksek olan simanlarda olduğu bildirilmiştir (Wisskot ve ark. 1999). Bu çalışmadaki yapıştırıcı siman materyallerinden elastisite modülü yüksek olanı cam iyonomer simanlardır. Dual cure rezin simana oranla elastisite modülü yüksek olan cam iyonomer simanlar daha yüksek Von Mises stres değerlerine ulaşmaktadır.

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi çalışmaları değerlendirildiğinde uygulanan kuvvetin miktarı artırıldığında oluşan stres dağılım şablonunun değişmediği, Von Mises stres değerlerinde oransal olarak artışın olduğu gözlenmektedir. Ancak kuvvetlerin yönü ve yeri değiştirildiğinde stres dağılımlarında da farklılık olduğu gözlenmektedir (Magne ve Belser 2002; Yaman ve ark. 2004). Bu çalışmada aksiyal kuvvet ve 0° açı ile lateral kuvvetlerin uygulandığı modellerde kuvvetler aynı yöndedir ancak kuvvetlerin uygulandığı noktalarda ve kuvvetlerin paylaştırıldığı nokta sayısında farklılıklar olduğu için oluşan stres dağılımları da oldukça farklı şekillerde tespit edilmiştir.

Yapılan bir çalışma pulpa dokusunun 2,94 MPa değerindeki streslere kadar herhangi bir hasar veya nekroz yanıtı vermediğini, sağlıklı yapısını koruduğunu bildirmektedir (Tanaka ve ark. 2003). Bu çalışmada uygulanan 245 N'luk kuvvet sonucunda değerlendirilen tüm modellerde pulpa dokusunda bu stres değerini aşan değerler tespit edilmemiştir. Böylece bu materyallerin bu kuvvetler altında kullanımı ile pulpal hasar gözlenmeyeceği sonucuna varılmıştır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada herhangi bir çürük veya defekti bulunmayan sağlıklı diş modeli ile full kuronal restorasyon uygulanmış 4 farklı model incelenmiştir. Çalışma modellerinde 2 farklı full kuronal restoratif materyalin (paslanmaz çelik kuron ve pediatrik zirkonyum kuron) 2 farklı yapıştırıcı materyal (cam iyonomer siman ve dual cure rezin siman) ile simantasyonu gerçekleştirilmiştir. Çalışmaya dahil edilen tüm modellere maksimum ısırma kuvvetini taklit etmek amacıyla 4 farklı kuvvet (aksiyal, dişin uzun aksı ile 0°, 45° ve 90° açılarla) uygulanarak bu şartlar altında materyallerde ve dental dokularda oluşacak stresler sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile tespit edilmiştir. Bu veriler karşılaştırmalı olarak değerlendirilip kullanılan materyallerin oluşan stresler üzerine etkisi yorumlanmıştır.

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılarak yapılan bu çalışmada elde edilen bulgular değerlendirildiğinde aşağıdaki sonuçlara varılmıştır;

- Hem sağlıklı diş modelinde hem de çalışma modellerinde en yüksek Von Mises stres değerlerinin kuvvetlerin uygulandığı noktalarda olduğu tespit edilmiştir.
- Pediatrik zirkonyum kuron uygulanmış modellerde oluşan streslerin paslanmaz çelik kuron uygulanmış modellerde oluşan streslere oranla belirgin olarak daha düşük olduğu tespit edilmiştir.
- Doğal dişin dentin dokusunda oluşan stresler ile kuronal restorasyon uygulanmış dişlerin dentin dokusunda oluşan stresler karşılaştırıldığında paslanmaz çelik kuron uygulanmış olan dişlerde gözlenen stres değerlerinin belirgin olarak yüksek olduğu, pediatrik zirkonyum kuron uygulanmış dişlerin ise doğal dişte tespit edilen stres değerlerinden daha düşük değerler gösterdiği sonucu elde edilmiştir.
- Farklı yapıştırıcı simanların kullanıldığı modellerde oluşan stresler karşılaştırıldığında belirgin stres farkları gözlenmemekle beraber dual cure rezin siman kullanılan modellerdeki stresler aynı şartlar altında cam iyonomer siman kullanılan modellerdeki streslere kıyasla az da olsa daha düşük bulunmuştur.

- Pulpa dokularında oluşan stresler incelendiğinde ise tüm analizlerde, modellerin tümü sağlam diş modelinde ölçülen stres değerleri ile benzer sonuçlar göstermiştir.

Elde edilen sonuçlar başlangıç hipotezi olarak kabul edilen pediatrik zirkonyum kuron uygulanan modellerde oluşacak stres değerlerinin daha düşük olduğu ve dual cure rezin siman ile simantasyonun stres değerlerinde düşüş sağladığı sonuçlarını doğrulamıştır.

Bu çalışmada, süt dişlerine uygulanan full kuronal restoratif materyallerin ve bunların simantasyonunda kullanılan yapıştırıcı simanların bilgisayar programları ile elde edilen modelleri üzerinde sonlu elemanlar stres analizi gerçekleştirilmiştir. Elde edilen veriler karşılaştırmalı bir şekilde değerlendirilerek günümüzde çocuk hastaların dental restorasyonlarının sağlanması amacıyla tercih edilen bu materyallerin klinik kullanıma uygunluğunun tespiti amaçlanmış, kullanımları sonucunda dental yapılarda oluşan stresler değerlendirilmiş ve literatüre katkıda bulunmak hedeflenmiştir. Ancak bu materyallerin klinik başarısına dair kesin sonuçların elde edilebilmesi için bu çalışmaya ek olarak uzun dönem in vivo takipler içeren çalışmalar ve farklı in vitro stres analiz teknikleri ile sonlu elemanlar stres analizi sonuçlarının karşılaştırıldığı çalışmaların gerçekleştirilmesi gerekmektedir.

7. KAYNAKLAR

- Adair SM. Epidemiology and mechanisms of dental disease. In: Pinkham JR, Casamassimo PS, Fields WH, Mc Tighe DJ, Nowak AJ. Pediatric dentistry: infancy through adolescence. Missouri: Elsevier Saunders. 2005. pg: 199-204.
- Adıgüzel Ö. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. Dicle Dişhekimliği Dergisi. 2010; 11: 18-23.
- Aktener BO. Cam İyonomer Simanlar: 1. Sertleşme Reaksiyonu ve Özellikleri. EDFD: 1990; 11(3): 153-62.
- Alaçam A. Pedodontide Endodontik Yaklaşımlar. Alaçam T, Uzel İ Alaçam A, Aydın A. Endodonti 2. Baskı, Ankara, Şafak Matbaacılık San. Ltd. Şti. 2000: 693-723.
- Alaçam T, Uzel İ, Alaçam A. Fazla madde kayıplı süt dişlerinde tedavi seçenekleri. In: Endodonti. Barış Yayınları. Ankara. 2000, p: 571-609.
- Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength and microstructure changes of two recycled pressable glass ceramics. Journal of Prosthodontics. 2004; 13: 141-9.
- Albers HF. Tooth-colored restoratives: principles and techniques. 9th ed. Hamilton, Ont. Lewiston, NY: BC Decker, 2002: 43-67.
- Altun AC. Tez aşırı madde kaybı olan süt dişlerinde indirekt yöntemle yapılan kompomer ve kompozit onley restorasyonların in vivo, in vitro ve sonlu elemanlar stres analizi. Süleyman Demirel Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Pedodonti Anabilim Dalı, Doktora Tezi, Isparta, 2012 (Tez Danışmanı: Prof. Dr. Zuhâl KIRZIOĞLU).
- Altun C. Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. Gülhane Tıp Dergisi. 2005; 47(1): 77-82.
- Alvarez-Arenal A, Segura-Mori L, Gonzalez-Gonzalez I, Gago A. Stress distribution in the abutment and retention screw of a single implant supporting a prosthesis with platform switching. Int J Oral Maxillofac Implants. 2013; 28: 112-21.
- American Academy of Pediatric Dentistry (AAPD). Guideline on restorative dentistry. 2014; 37(16): 232-43.
- American Academy of Pediatric Dentistry (AAPD). Policy on early childhood caries (ECC): Classifications, consequences, and preventive strategies. Pediatr Dent. 2008; 30: 40-3.
- Anami LC, Corazza PH, Bottino MA. Finite element analysis of the influence of geometry and design of zirconia crowns on stress distribution. J Prosth. 2014; 1-6.
- Arıkan S, Alpaslan G, Turgut MD. Farklı tekniklerle yapılan sınıf ikirestorasyonların mikrosızıntı ve kenar uyumu açısından değerlendirilmesi. Hacettepe Diş. Hek. Fak. Derg. 2005; 29(3): 33-41.
- Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. Journal of Prosthetic Dentistry. 2005; 94: 321-9.
- Asmussen E, Peutzfeldt A. Class I and Class II restorations of resin composite: a FE analysis of the influence of modulus of elasticity on stresses generated by occlusal loading. Dent Mater. 2008; 24: 600-5.
- Assunção WG, Barão VAR, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, Dos Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. J Craniofac Surg. 2009; 20: 1173-7.
- Asvanund P, Morgano SM. Photoelastic stress analysis of different prefabricated post-and-core materials. Dent Mater J. 2011; 30(5): 684-90.
- Attar N, Önen A. Rezin modifiye cam iyonomer simanların ve poliasit modifiye kompozit rezinlerin konservatif dişhekimliğinde klinik uygulama alanları. Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Derg. 2000; 24: 29-38.

- Attari N, Roberts JF. Restoration of primary teeth with crowns: A systematic review of the literature. *Eur Arch Paediatr Dent*. 2006; 7: 58-62.
- Axelsson P. Diagnosis and risk prediction of dental carries. *Quintessence* (2000). 34: 45-84.
- Babaji P. Crowns in pediatric dentistry. Jaypee Brothers Medical P. 1th Edition. 2015.
- Baghdadi ZD. Bond strengths of Dyract AP compomer material to dentin of permanent and primary molars: phosphoric acid versus non-rinse conditioner. *J Dent Child (Chic)*. 2003; 70: 145-52.
- Baiamonte T, Abbate M F, Pizzarello F, Lozada J, James R. The experimental verification of the efficacy of finite element modelling to dental implant systems. *J Oral Implantol*. 1996; 22(2): 104-10.
- Bakioğlu M. Cisimlerin mukavemeti. İstanbul: Beta Basım Yayım Dağıtım A.Ş., 2001: 85-124.
- Bakke M, Holm B, Jensen BL, Michler L, Möller E. Unilateral, isometric bite force in 8-68-year-old women and men related to occlusal factors. *Scand J Dent Res* 1990; 98: 149-58.
- Balakrishnan M, Simmonds RS, Tagg JR. Dental caries is a preventable infectious disease. *Aus Dent J*. 2000; 45(4): 235-45.
- Bani M, Öztaş N. Evaluation of surface roughness of different restorative materials containing glass ionomer. *Acta Odontol Turc*. 2013; 30(1): 13-7.
- Bayne SC, Heymann HO, Swift EJ Jr. Update on dental composite restorations. *J Am Dent Assoc*. 1994; 125: 687-701.
- Bayram M. Diş Minesinin Fiziksel Özellikleri ile Diş Çürüğünün Genetik Yatkınlığı Arasındaki İlişkinin İncelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Pedodonti Anabilim Dalı, Doktora Tezi, İstanbul, 2014 (Tez Danışmanı: Prof. Dr. Figen SEYMEN).
- Bedestenci B. Metal ve metal olmayan prefabrik post sistemlerinin diş ve alveol kemiğinde oluşturduğu streslerin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle değerlendirilmesi. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, Ankara, 2003 (Tez Danışmanı: Prof. Dr. Yavuz Burgaz).
- Bektaş ÖÖ. Farklı ışık kaynaklarının ve ışık uygulama tekniklerinin kompozit rezinlerdeki polimerizasyon büzülmesi ve dentine bağlanma dayanımlarına etkisinin incelenmesi. Cumhuriyet Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, Sivas, 2006 (Tez Danışmanı: Yard. Doç. Dr. Feridun Hürmüzlü).
- Belli S, Inokoshi S, Ozer F, Pereira PN, Ogata M, Tagami J. The effect of additional enamel etching and a flowable composite to the interfacial integrity of Class II adhesive composite restorations. *Oper Dent*. 2001; 26: 70-5.
- Benazzi S, Grosse IR, Gruppioni G, Weber GW, Kullmer O. Comparison of occlusal loading conditions in a lower second premolar using three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Invest*. 2014; 18(2): 369-75.
- Berg JH. Glass ionomer cements. *Pediatr Dent*. 2002; 24: 430-8.
- Berzins W, Abey S, Costache MC, Wilkie CA, Roberts HW. Resin-modified glass-ionomer setting reaction competition. *J Dent Res*. 2010; 89: 82-6.
- Bilgin Özdemir S. Kök ucu açık dişlerde sonlu elemanlar analizi kullanılarak farklı yönlerden gelen travmaların oluşturduğu streslerin değerlendirilmesi. Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Pedodonti Anabilim Dalı, Uzmanlık Tezi, Konya, 2017 (Tez Danışmanı: Yard. Doç. Dr. Firdevs Kahvecioğlu).

- Black GV. Excavation of cavities by classes. In: *A Work On Operative Dentistry, Volume Two: The Technical Procedures In Filling Teeth*, Ed.; G.V. Black. Chicago: Medico-Dental Publishing Company, 1917. p:117-223.
- Bogacki RE, Hunt RJ, del Aguila M, Smith WR. Survival analysis of posterior restorations using an insurance claims database. *Oper Dent*. 2002; 27: 48892.
- Bowen RL, inventor. Dental filling material comprising vinylsilane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidyl methacrylate. patent US 3,066,112. 1962.
- Bowen RL, Marjenhoff WA. Development of an adhesive system for bonding to hard tooth tissues. *J Esthet Dent*. 1991; 3: 86-90.
- Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dent Mater*. 2005; 21: 962-70.
- Bulaqi HA, Mashhadi MM, Samandari HS, Geramipanah F. Effect of increased crown height on stress distribution in short dental implant components and their surrounding bone: A finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2015 Jun; 113(6): 548-57.
- Burgess JO, Walker R, Davidson JM. Posterior resin-based composite: review of the literature. *Pediatr Dent*. 2002; 24: 465-79.
- Burke FJ, Fleming GJ, Owen FJ, Watson DJ. Materials for restoration of primary teeth: 2. Glass ionomer derivatives and compomers. *Dent Update*. 2002; 29: 10-7.
- Burke FM, Ray NJ, Mcconnell RJ. Fluoride-containing restorative materials. *Int Dent J*. 2006; 56: 33-43.
- Camp JH, Barnett EJ, Pulver F. Pediatric Endodontics: Endodontic Treatment for the Primary and Young Permanent Dentition. In: *Pathways of the pulp*. Eds: Cohen S, Burns RC. St Louis: Mosby Inc. 2002, p:797-844.
- Carrel R, Tanzilli R. A veneering resin for stainless steel crowns. *J Pedodont*. 1989; 14: 41-4.
- Casagrande L, Brayner R, Barata JS, de Araujo FB. Cervical microleakage in composite restorations of primary teeth-in vitro study. *J Dent*. 2005; 33: 627-32.
- Casamassimo P, Holt K. Futures in Practice: Oral Health. *J Am Dent Assoc*. 2002; 133(1): 93-8.
- Castelo PM, Pereira LJ, Bonjardim LR, Gavião MB. Changes in bite force, masticatory muscle thickness, and facial morphology between primary and mixed dentition in preschool children with normal occlusion. *Ann Anat*. 2010; 192(1): 23-6.
- Castro A, Feigal FR. Microleakage of a new improved glass ionomer restorative material in primary and permanent teeth. *Pediatr Dent*. 2002; 24(1): 23-8.
- Chosack ABD, Eidelman EDO. Rehabilitation of a fractured incisor using the patient's natural crown, case report. *J Dent Child*. 1964; 31: 19-21.
- Christensen GJ. Clinicians Report – Pediatric Crowns are Growing Up. Vol. 5. Addendum: CR publications; 2012.
- Christensen GJ. Compomers; Resinreinforced GlassIonomers. *JADA*. 1997; 128: 479-81.
- Christensen GJ. Restorative dentistry for pediatric teeth. State of the art 2001. *J Am Dent Assoc*. 2001; 132: 379-81.
- 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. *Pediatr Dent*. 2016; 38: 42-6.

- Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D. Three dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991; 6: 391-408.
- Coutinhi E, Cardoso MV, De Munck J, Neves AA, Van Landuyt KL, Poitevin A, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding effectiveness and interfacial characterization of a nano-filled resinmodified glass-ionomer. *Dent Mater*. 2009; 25: 1347-57.
- Craig RG, Powers JM. Restorative dental materials. 11th ed. Westford Inc, USA Mosby-Year Book, Inc Courier, St. Louis: Mosby, 2002: 67-124.
- Croll TP, Helpin ML, Donly KJ. Vitremer restorative cement for children: three clinicians' observations in three pediatric dental practices. *ASDC J Dent Child*. 2000; 67: 391-8.
- Croll TP, Nicholson JW. Glass ionomer cements in pediatric dentistry: review of the literature. *Pediatr Dent*. 2002; 24: 423-9.
- Çağlar A. Kısmi Dişsizlik Vakalarında Uygulanan İmplant Destekli Sabit Protezlerde Mesio-Distal Olarak Farklı Açılarda Yerleştirilen İmplantların Stres Dağılımına Etkilerinin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi İle Değerlendirilmesi. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, Ankara, 2003 (Tez Danışmanı: Doç. Dr. Cemal AYDIN).
- Çalılıkocaoğlu S. Dişsiz hastaların protetik tedavisi. 5 Basım. Quintessence Yayıncılık, 2010, s:1-63.
- Çalışkan K. Endodontide Tanı ve Tedaviler. Baskı, İstanbul, Nobel Matbaacılık 2006; p:767-92.
- Çoğulu D, Menderes M, Ersin N. Süt dişlenme döneminde biyofilm varlığının ağız ve diş sağlığı üzerine etkisi. *Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2009; 18: 63-7.
- Daniels L, Sim M, Simon J. Plastics in pedodontics. *Dent Clin North Am*. 1996; 17: 85-92.
- Daou MH, Tavernier B, Meyer JM. Clinical evaluation of four different dental restorative materials: one-year results. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*. 2008; 118: 290-5.
- Dayangaç B. Kompozit rezin restorasyonlar. Ankara: Güneş Kitabevi Ltd. Şti., 2000: 1-20.
- De Jager N, Pallaw P, Feilzer AJ. The apparent increase of the Young's modulus in thin cement layers. *Dent Mater*, 2004; 20: 457-62.
- Dejak B, Mlotkowski A, Langot C. Three-dimensional finite element analysis of molars with thin-walled prosthetic crowns made of various materials. *Dent Mater*. 2012; 28: 433-41.
- Dejak B, Mlotkowski A, Romanowicz M. Finite element analysis of stresses in molars during clenching and mastication. *J Prosthet Dent*. 2003; 90: 591-7.
- Dejak B, Mlotkowski A, Romanowicz M. Strength estimation of different designs of ceramic inlays and onlays in molars based on the Tsai-Wu failure criterion. *J Prosthet Dent*. 2007; 98: 89-100.
- Denry I, Holloway JA. Ceramics for dental applications: a review. *J Dent Mater*. 2010; 3: 351-68.
- Dodds MWJD, Yeh CK. Health Benefits of Saliva: a Review. *J Dent*. 2005; 33: 223-33.
- Doğan F. Tükürük akış hızının azalmasının ağız ve diş sağlığı açısından önemi ve tedavisi. *TDBD*. 1998; 44: 19-25.
- Donlan RM. Biofilms: microbial life on surfaces. *Emerg Infect Dis*. 2002; 8(9): 881-90.
- Donly KJ, Garcia-Godoy F. The use of resin-based composite in children. *Pediatr Dent*. 2002; 24: 480-8.
- Doyle W. A new preparation for primary incisor jackets. *Pediatr Dent*. 1979; 1(1): 38-40.
- Drummond BK. Restoration of primary anterior teeth with composite crowns. *N Z Dent J*. 2013; 89(397): 92-5.

- Duggal MS, Toumba KJ, Sharma NK. Clinical performance of a compomer and amalgam for the interproximal restoration of primary molars: a 24-month evaluation. *Br Dent J.* 2002; 193: 339-42.
- Einwag J, Dunninger P. Stainless steel crown versus multisurface amalgam restorations: an 8 year longitudinal clinical study. *Quintessence Int.* 1996; 27(5): 321-3.
- Eligüzeloğlu E, Üçtaşlı BM, Ömürlü H, Ateşşaoğlu A. Farklı tipte adeziv sistemlerin sınıf V kompozit restorasyonların mikrosızıntısı üzerine etkisi. *Gazi Üni Diş Hek Fak Derg.* 2006; 23: 71-7.
- El-Kalla IH, Garcia-Godoy F. Mechanical properties of compomer restorative materials. *Oper Dent.* 1999; 24: 2-8.
- Ereifej N, Rodrigues FP, Silikas N, Watts DC. Experimental and FE shear-bonding strength at core/veneer interfaces in bilayered ceramics. *Dent Mater.* 2011; 27(6): 590-7.
- Erten H. Tükürüğün ağız-diş sağlığı açısından önemi ve koruyucu fonksiyonları. *GÜ Diş Hek Fak Derg.* 2003; 20: 61-5.
- Espeliid I, Tveit AB, Tornes KH, Alvhheim H. Clinical behaviour of glass ionomer restorations in primary teeth. *J Dent.* 1999; 27: 437-42.
- Evans DJP, Southwick CAP, Foley JI, Innes NP, Pavitt SH, Hall N. The Hall technique: A pilot trial of a novel use of preformed metal crowns for managing carious primary teeth. *British Dental Journal.* 2006; 200: 451-4.
- Eyüpoğlu TF, Önal B, Erdilek N, Gören B, Ergücü Z. Molar dişlerde inley restorasyonların mekanik performansının incelenmesi: 3-boyutlu sonlu elemanlar analizi. *Gazi Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2008; 25(1): 27-33.
- Featherstone JD. Prevention and reversal of dental caries: role of low level fluoride. *Community Dent Oral Epidemiol.* 1999; 27(1): 31-40.
- Fejerskov O. Changing Paradigms İn Concepts On Dental Caries: Consequences for Oral Health Care. *Caries Res.* 2004; 38: 182-91.
- Fellagh HF. Evaluation of full coronal esthetic restorations in primary incisors: clinical success, Parental satisfaction, In vitro fracture resistance and Bacterial adhesion. Yeditepe University, Institute Of Health Sciences, Department Of Pediatric Dentistry. Istanbul, 2016. (Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Senem Selvi Kuvvetli, Co-Supervisor: Prof. Dr. Nuket Sandalli).
- Fernandes CP, Glantz POJ, Svensson SA, Bergmark A. Reflection photoelasticity: a new method for studies of clinical mechanics in prosthetic dentistry. *Dent Mater.* 2003; 19(2): 106-17.
- Fortin D, Margas VA. The spectrum of composites: New techniques and materials. *JADA.* 2000; 131: 26-30.
- <ftp://ftp.endoco.com/Links/GCFujiTriage.pdf> 2017.
- Fuks AB, Araujo FB, Osorio LB, Hadani PE, Pinto AS. Clinical and radiographic assessment of Class II esthetic restorations in primary molars. *Pediatr Dent.* 2000; 22: 479-85.
- Fuks AB. Status of amalgams in pediatric dentistry: pros and cons. *Alpha Omegan.* 2005; 98(4):26-32.
- Fuks AB. The use of amalgam in pediatric dentistry. *Pediatr Dent.* 2002; 24: 448-55.
- Garcia-Godoy F, Landry JK. Evaluation of stainless steel crowns luted with a glass ionomer cement. *J Pedod.* 1989 Summer; 13: 328-30.
- Garcia-Godoy F. Resin-based composites and compomers in primary molars. *Dent Clin North Am.* 2000; 44: 541-70.

- Geng JP, Keson BCT, Liv GR. Application of Finite Element Analysis in Implant Dentistry: A Review of the Literature. *J Prosthet Dent.* 2001; 8: 585-98.
- Gönülol N, Özer S, Demirel N. Microleakage evaluation of giomer flowable composites and adhesive systems in class V cavities. *Acta Odontol Turc.* 2014; 31(1): 18-22.
- Gross LC, Griffen AL, Casamassimo PS. Compomers as Class II restorations in primary molars. *Pediatr Dent.* 2001; 23: 24-7.
- Grosso FC. Primary Anterior Strip Crowns: A new approach in Pedodon. 1987; 11: 182.
- Guelmann M, Gehring D, Turner C. Retention of veneered stainless steel crowns on replicated tyodont primary incisors: an in vitro study. *Pediatr Dent.* 2003; 25(3): 275-8.
- Gujjarlapudi MC, Nunna NV, Manne SD, Sarikonda VR, Madineni PK, Meruva RN R. Predicting Peri-implant Stresses Around Titanium and Zirconium Dental Implants-A Finite Element Analysis. *J Indian Prosthodont Soc.* 2013; 13: 196-204.
- Gurbuz T, Sengul F, Altun C. Finite element stress analysis of short-post core and over restorations prepared with different restorative materials. *Dent Mater J.* 2008; 27: 499-507.
- Güler MS, Sen S, Bayındır YS, Güler Ç. İnsan dişi kaplamalarında kullanılan farklı özelliklerdeki yapıştırıcı simanların gerilme etkilerinin sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2012; 22: 31-9.
- Gülhan A. Pedodonti. 1. Baskı. İstanbul, İstanbul Üniversitesi Rektörlüğü Basımevi, 1994: 243- 321.
- Gümüş HÖ. Üç farklı dental implant yiv tasarımının ve iki farklı dental implant çapının değişik yoğunluktaki kemik üzerinde oluşturdukları streslerin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile karşılaştırılması. Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Doktora tezi, Ankara, 2007 (Tez Danışmanı: Prof. Dr. Nur HERSEK).
- Gwinnett AJ. The ultrastructure of the "prismless" enamel of permanent human teeth. *Arch Oral Biol.* 1967; 12(3): 381-8.
- Hartman CR. The open-faced stainless steel crown: An esthetic technique. *J Dent Child.* 1983; 50: 31-3.
- Hickel R, Manhart J. Glass-ionomers and compomers in pediatric dentistry. In: *Advances in Glass Ionomer Cement*, Ed.: C.L. Davidson, I.A. Mjör. Chicago: Quintessence Publishing co, Inc, Chapter 11. (1999).
- Hiraishi N, Yiu CK, King NM, Tay FR. Effect of chlorhexidine incorporation into a self-etching primer on dentine bond strength of a luting cement. *J Dent.* 2010; 38(6): 496-502.
- Hirayama A, Yamada M, Miake K. An electron microscopy study on dentinal tubules of human deciduous teeth. *Shikwa Gakuho.* 1986; 86(6): 1021-31.
- Hong HR, Pae A, Kim Y, Paek J, Kim HS, Kwon KR. Effect of implant position, angulation and attachment height on peri-implant bone stress associated with mandibular two-implant overdentures: a finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012; 27: 69-76.
- <http://www.3m.com/> 2017.
- <http://www.dentistrytoday.com/pediatric-dentistry/> 2005.
- <http://www.epic-dental.com/stainless-steel-crowns.html> 2017.
- <http://www.kindercrowns.com/about-us/history/> 2017.
- http://www.medicaltourismiran.com/treatments/Dental/Glass_Ionomer_Cement_Filling 2017.
- <http://www.provisionalmatrix.com/service/blood-donor-service/> 2017.

- http://www.shofu.com/shofu_images/Literature/giomer%20brochure.pdf 2018.
- <https://www.nusmilecrowns.com/About> 2017.
- <https://www.pocketdentistry.com/18-primary-dentition/> 2017.
- <https://www.styleitaliano.org/old-dental-amalgam-fillings-replacement-by-indirect-cad-cam-composite-restorations/> 2017.
- Humphrey WP. Use of chrome steel in children's dentistry. *Dental Survey*. 1950; 26: 945-9.
- Hübel S, Mejare I. Conventional versus resin-modified glass-ionomer cement for Class II restorations in primary molars. A 3-year clinical study. *Int J Paediatr Dent*. 2003; 13: 2-8.
- Ikemura K, Tay FR, Endo T, Pashley DH. A review of chemical-approach and ultramorphological studies on the development of fluoride-releasing dental adhesives comprising new pre-reacted glass ionomer (PRG) fillers. *Dent Mater J*. 2008; 27(3): 315-39.
- Innes NP, Ricketts DN, Evans DJ. Preformed metal crowns for decayed primary molar teeth. *Cochrane Database Syst Rev*. 2007;(1):CD005512.
- İplikçioğlu H, Akça K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent*. 2002; 30: 41-6.
- Isokawa S, Kosaka T, Kajiyama S. Interglobular dentin in the deciduous tooth. *J Dent Res*. 1963; 42: 831-4.
- İlgün A, Korkmaz HH, Malkoç S, Başçiftçi FA. İnsan mandibulasında sonlu elemanlar metodu kullanılarak gerilme analizi yapılması. *SÜ Müh-Mim Fak Derg*. 2004; 19(1): 29-38.
- İnan M. Cisimlerin Mukavemeti. 7. Bs. İstanbul: İTÜ Vakfı, 1996: 11-33.
- Johnsen DC. Research Issues in Early Childhood Caries. *Community Dent Oral Epidemiol*. 1998; 26(1): 82-3.
- Josset Y, Oum'Hamed Z, Zarrinpour A, Lorenzato M, Adnet J, Laurent Maquin D. In vitro reactions of human osteoblasts in culture with zirconia and alumina ceramics. *J Biomed Mater Res*. 1999; 47: 481-93.
- Kamegai T, Tatsuki T, Nagano H, Mitsunashi H, Kumeta J, Tatsuki Y, et al. A determination of bite force in northern Japanese children. *Eur J Orthod*. 2005; 27: 53-7.
- Kandelman, D. Sugar, alternative sweeteners and meal frequency in relation to caries prevention: New perspectives. *British Journal Of Nutrition*. 1997; 77(1): 121-8.
- Karabudak F, Zamanlou H, Yeşildal R, Bayındır F, Şen S. Düz ve Açılı Abutmentlere Sahip Titanyum ve Zirkonyum Dental İmplantların Gerilme Analizlerinin Karşılaştırılması. *Mühendis ve Makine*. 2014; 652(55): 34-42.
- Karaca B, Ozbay G, Kargul B. Primary zirconia crown restorations for children with early childhood caries. *Acta Stomatol Croat*. 2013; 47(1): 64-71.
- Kargül B. Pedodontide kullanılan restoratif materyaller ve koruyucu restorasyonlar. *Dişhek Klinik*. 2001; 4(14): 158-64.
- Karibe H, Ogata K, Hasegawa Y, Ogihara K. Relation between clenching strength and occlusal force distribution in primary dentition. *J Oral Rehabil*. 2003; 30: 307-11.
- Kaya T, Tirali RE. Cam iyonomer simanlardaki gelişmeler. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg*. 2013; 7: 71-7.

- Khinda VI, Grewal N. Retentive [correction of Preventive] efficacy of glass ionomer, zinc phosphate and zinc polycarboxylate luting cements in preformed stainless steel crowns: A comparative clinical study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent.* 2002; 20: 41-6.
- Kidd EA, Giedrys-Leeper E, Simons D. Take two dentists: a tale of root caries. *Dental Update.* 2000; 27: 222-30.
- Koçanalı B, Topaloğlu Ak A, Çoğulu D. Çocuklarda Diş Çürüğüne Neden Olan Faktörlerin İncelenmesi. *The Journal of Pediatric Research.* 2014; 1(2): 76-9.
- Kopel HM. Pediatric Endodontics. In: *Endodontics.* Eds: Ingle JI, Bakland LK. Baltimore: Williams&Wilkins Inc. 1998, p: 835-67.
- Koray F. Diş Çürükleri. 1. Baskı. İstanbul, Altın Matbaacılık, 1981: 126-35.
- Korkmaz T, Suca Ç. Porselen üst yapıya destek oluşturacak metal alt yapı bağlantı bölgelerinin holografik interferometre yöntemi ile incelenmesi. *G Ü Diş Hek Fak Derg.* 1998; 15(1-2-3): 61-7.
- Kotsanos N, Darling AI. Influence of Post eruptive Age of Enamel on Its Susceptibility To Artificial Caries. *Caries Res.* 1991; 25: 241-50.
- Koutsis V, Noonan RG, Horner JA, Simpson MD, Matthews WG, Pashley DH. The effect of dentin depth on the permeability and ultrastructure of primary molars. *Pediatr Dent.* 1994; 16(1): 29-35.
- Kramer N, Garcia-Godoy F, Reinelt C, Frankenberger R. Clinical performance of posterior compomer restorations over 4 years. *Am J Dent.* 2006; 19: 61-6.
- Krifka S, Börzsönyi A, Koch A, Hiller KA, Schmalz G, Friedl KH. Bond strength of adhesive systems to dentin and enamel-human vs. bovine primary teeth in vitro. *Dent Mater.* 2008; 24(7): 888-94.
- Kupietzky A. Bonded resin composite strip crowns for primary incisors: clinical tips for a successful outcome. *Pediatric Dentistry.* 2002; 24(2): 145-8.
- Küçük M, Çömlekoğlu ME, Zor M. The Effect of Crown Geometry on Stress Distribution of a Single Implant Restoration: A Finite Element Analysis. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci.* 2010; 16(2):136-41.
- Küçükeşmen Ç, Erdoğan Y. Süt ve daimi dişlerde bağlayıcı ajanların etkinliği, biyouyumluluğu ve sitotoksitesi. *S D Ü Tıp Fak Derg.* 2009; 16: 48-55.
- Larsson C. Zirconium dioxide based dental restorations. Studies on clinical performance and fracture behaviour. *Swed Dent J Suppl.* 2011; 213: 9-84.
- Li LL, Wang ZY, Bai ZC, Mao Y, Gao B, Xin HT, Zhou B, Zhang Y, Liu B. Three-dimensional finite element analysis of weakened roots restored with different cements in combination with titanium alloy posts. *Chinese medical journal.* 2006; 119(4): 305-11.
- Lin CL, Chang CH, Ko CC. Multifactorial analysis of an MOD restored human premolar using auto-mesh finite element approach. *J Oral Rehabil.* 2001; 28: 576-85.
- Lin D, Li Q, Li W, Swain M. Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2009; 2: 410-32.
- Lindsten ROB, Larsson E. Dental Arc Space and Permanent Tooth Size In Mixed Dentition of a Skeletal Sample From the 14th Century to 19th Century and Contemporary Samples. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002; 1: 48-58.
- 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. *J Prosthodont.* 2011; 20: 35-44.
- Liu GR, Quek SS. *The finite element method: a practical course / G.R. Liu and S.S. Quek.* Oxford: Butterworth Heinemann, 2003: 12-34.

- Liu JA, Donly K. A review of esthetic crowns for the primary anterior dentition. *Decisions in Dentistry*. 2016; 2(10): 21-5.
- Luthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler L, Hammerle C. Strength and reliability of four unit all ceramic posterior bridges. *Dental Materials*. 2005; 21: 930-7.
- Mackerle J. Finite Element Modelling and Simulations in Dentistry: A Bibliography. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2004; 7: 277-303.
- Magne P, Belser UC. Rationalization of shape and related stress distribution in posterior teeth: a finite element study using nonlinear contact analysis. *Int J Periodontics Rest Dent*. 2002; 22(5): 425-33.
- Magne P, Douglas W. Optimization of resilience and stress distribution in porcelain veneers for the treatment of crown fractured incisors. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1999; 19: 543-53.
- Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dental materials*. 2007; 23: 539-48.
- Mahmoudi M, Saidi A, Gandjalikhan Nassab SA, Hashemipour MA. A three-dimensional finite element analysis of the effects of restorative materials and post geometry on stress distribution in mandibular molar tooth restored with post-core crown. *Dent Mater J*. 2012; 31: 171-9.
- Manicone PF, Iommetti PR, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *J Dent*. 2007; 35: 819-26.
- Margolis HC, Moreno EC. Composition and Cariogenic Potential of Dental Plaque Fluid. *Crit Rev Oral Biol Med*. 1994; 5: 1-25.
- Marks LA, Weerheijm KL, van Amerongen WE, Groen HJ, Martens LC. Dyract versus Tytin Class II restorations in primary molars: 36 months evaluation. *Caries Res*. 1999; 33: 387-92.
- Marsh PD. Dental plaque: biological significance of a biofilm and community life-style. *Journal of Clinical Periodontology*. 2005; 32: 7-15.
- Marsh PD. Microbial ecology of dental plaque and its significance in health and disease. *Adv Dent Res*. 1994; 8: 263-71.
- Mc Donald RE, Avery DR, Stookey GK, Chin JR, Kowolik JE. Dental caries in the child and adolescent. In: *Dentistry for the child and the adolescent*. Eds: Mc Donald RE, Avery DR, Dean JA. 2011, 9th Edition, Mosby Elsevier, China.
- Mc Donald RE, Avery DR. Development and Morphology of the Primary Teeth. In: *Dentistry for the Child and Adolescent*. Eds: McDonald RE, Avery DR, Dean JA. St. Louis: Mosby, Inc. 2004, 8th Edition. p: 50-8.
- Mc Evoy SA. Approximating stainless steel crowns in spaceloss quadrants. *ASDC J Dent Child*. 1977; 44: 105-7.
- Meijer HJ, Starmans FJ, Bosman F, Steen WH. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J Oral Rehabilitation*. 1993; 20: 145-7.
- Messer L. Assessing Carries Risk in Chidren. *Aust Dent J*. 2000; 45: 10-6.
- Mink JR, Hill CJ. Modification of the stainless steel crown for primary teeth. *ASDC J Dent Child*. 1971; 38: 197-205.
- Misra S, Tahmassebi JF, Brosnan M. Early Childhood Caries - A Review. *Dent Update*. 2007; 34: 556-64.
- Mitra SB, Kedrowski BL. Long-term mechanical properties of glass ionomers. *Dent Mater*. 1994; 10: 78-82.

- Mitra SB. Adhesion to dentin and physical properties of a light-cured glassionomer liner/base. *J Dent Res.* 1991; 70: 72-4.
- Miyazaki M, Iwasaki K, Soyamura T, Onose H, Moore BK. Resin-modified glass ionomers: dentin bond strength versus time. *Oper Dent.* 1998; 23: 144-9.
- Mjör IA, Dahl JE, Moorhead JE. Placement and replacement of restorations in primary teeth. *Acta Odontol Scand.* 2002; 60: 25-8.
- Moore WJ. The role of sugar in the aetiology of dental caries. 1. Sugar and the antiquity of dental caries. *Journal of Dentistry.* 1983; 11(3): 189-90.
- Moszner N, Klapdohr S. Nanotechnology for dental composites. *Int J of Nanotechnology.* 2004; 1: 130-56.
- Motisuki C, Santos Pinto L, Giro E. Restoration of severely decayed primary incisors using indirect composite resin restoration technique. *Int J Paediatr Dent.* 2005; 15(4): 282-6.
- Mount GJ. *An Atlas of Glass-Ionomer Cements; A Clinician's Guide (3rd Edition)*, Martin Dunitz Ltd, London. 2002.
- Mutlu İ, Özkan A, Kişioğlu Y, 2009. Sonlu Elemanlar Tabanlı Analiz İçin Biyomekanik Model Oluşturma Teknikleri. 5. Uluslararası İleri Teknolojiler Sempozyumu (Iats'09), 13-15 Mayıs, Karabük, Türkiye.
- Nalbant D. Rezin modifiye cam iyonomer simanlar. *Gazi Üniv Dişhek Fak Derg.* 2002; 19(1): 47-51.
- Nicholson JW, Croll TP. Glass-ionomer cements in restorative dentistry. *Quintessence Int.* 1997; 28(11): 705-14.
- Nicholson JW. Polyacid-modified composite resins ("compomers") and their use in clinical dentistry, *Dent Mater.* 2007; 23(5): 615-22.
- Nishioka RS, Nishioka LN, Abreu CW, de Vasconcellos LG, Balducci I. Machined and plastic copings in three-element prostheses with different types of implantabutment joints: a strain gauge comparative analysis. *J Appl Oral Sci.* 2010; 18(3): 225-30.
- O'Mullane D. Can prevention eliminate caries? *Advances Dental Research.* 1995; 9: 106-9.
- Oh S, Lee J, Kim G, Shim G, Back J, Anticariogenic activity of a bacetracin produced by lactooccus bacteria, *Food Sci Biotech.* 2003; 12: 9-12.
- Olsen JL. *Finite Element Analysis of Maxillary Central Incisor Trauma.* The University of North Carolina, Doktora Tezi, Chapel Hill, 2013 (Tez Danışmanı: Lorne Koroluk).
- Osborne JW, Summitt JB, Roberts HW. The use of dental amalgam in pediatric dentistry: review of the literature *Pediatr Dent.* 2002; 24(5): 439-47.
- Öktem ZB. Süt dişi restorasyonlarında bir nano iyonomer materyal ve kompomerin in vivo ve in vitro koşullarda karşılaştırmalı değerlendirilmesi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Pedodonti Anabilim Dalı, Doktora Tezi, Ankara, 2010 (Tez Danışmanı: Prof. Dr. Zeynep Ökte).
- Ölmez A, Tuna D. Polimerizasyon bütülmesine etki eden faktörler. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi.* 2002; 5: 52-7.
- Önal B. Restoratif Diş Hekimliğinde Maddeler ve Uygulamaları. İzmir: EÜ Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, 2004; 112-21.
- Önen A. Cam İyonomer Simanların Klinik Gelişimleri ve Özellikleri. *HÜ Dişhek. Fak. Der.* 1984; 8(2): 69-76.
- Özcan S. Diş Çürüğünün Tanımı, Etiyolojisi ve İlerlemesi. *Türkiye Klinikleri J Restor Dent-Special Topics.* 2016; 2(1): 1-4.

- Özen M. Alt ekstremite protezlerinde farklı yükleme etkilerinin araştırılması. Dokuz Eylül Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Makina Mühendisliği Bölümü, Mekanik Anabilim Dalı, Doktora Tezi, İzmir, 2012 (Tez Danışmanı: Prof. Dr. Onur SAYMAN).
- Palamara D, Palamara JEA, Tyas MJ, Messer HH. Strain patterns in cervical enamel of teeth subjected to occlusal loading. *Dent Mater.* 2000; 16: 412-9.
- Pangsomboon K, Bansal S, Martin GP, Suntinanalert P, Kaewnopparat S, Srichana T. Further characterization of a bacteriocin produced by *Lactobacillus paracasei* HL32. *Journal of Applied Microbiology.* 2009; 106: 1928-40.
- Pascon FM, Kantovitz KR, Caldo-Teixeira AS, Borges AF, Silva TN, Puppini-Rontani RM, Garcia-Godoy F. Clinical evaluation of composite and compomer restorations in primary teeth: 24-month results. *J Dent.* 2006; 34(6): 381-8.
- Paterson FM, Paterson RC, Watts A, Blinkhorn AS. Initial stages in the development of valid criteria for the replacement of amalgam restorations. *J Dent.* 1995; 23: 137-43.
- Pauwels R, Jacobs R, Singer SR, Mupparapu M. CBCT-based bone quality assessment: are Hounsfield units applicable? *Dentomaxillofac Radiol.* 2015; 44: 20140238.
- Petersen P. Sociobehavioural risk factor in dental caries-international perspective. *Community Dent Oral Epidemiol.* 2005; 33: 274-9.
- Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999; 20: 102-25.
- Pine C. Caries risk: individual and population perspective. *Community Dent Oral Epidemiol.* 2005; 33: 239.
- Pinkham ADA Council on Scientific Affairs. Direct and indirect restorative materials. *J Am Dent Assoc.* 2003; 134: 463-72.
- Pinkham JR, Casamassimo PS, Fields HW, McTigue DJ, Nowak A. *Pediatric Dentistry, infancy through adolescence.* 4th Ed, St. Louis, Elsevier Inc. 2005; 325-74.
- Pinkham JR, Casamassimo PS, Fields HW, Nowak AJ, McTigue DJ. *Pediatric Dentistry: Infancy Through Adolescence* W.B. Saunders Company, 1994 USA.
- 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: 193-5.
- Powell LV. Caries prediction: a review of the literature. *Community Dent Oral Epidemiol.* 1998; 26(6): 361-71.
- 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. *Int J Oral Health Sci.* 2017; 7: 10-5.
- Prabhakar AR, Yavagal CM, Chakraborty A, Sugandhan S. Finite element stress analysis of stainless steel crowns. 2015; 33: 183-91.
- Preston AJ, Agalamanyi EA, Higham SM, Mair LH. The recharge of esthetic dental restorative materials with fluoride in vitro-two years' results. *Dent Mater.* 2003; 19: 32-7.
- Preston AJ, Higham SM, Agalamanyi EA, Mair LH. Fluoride recharge of aesthetic dental materials. *J Oral Rehabil.* 1999; 26: 936-40.
- Proffit WR, Fields HW. Occlusal forces in normal- and long-face children. *J Dent Res.* 1983; 62: 571-4.
- Qvist V, Manscher E, Teglers PT. Resin-modified and conventional glass ionomer restorations in primaryteeth: 8-year results. *Journal of Dentistry.* 2004; 32: 285-94.

- Raigrodski AJ, Hillstead MB, Meng GK, Chung KH. Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2012; 107: 170-7.
- Ramoğlu S, Ozan O. Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2014; 9: 175-80.
- Randall RC. Preformed metal crowns for primary and permanent molar teeth: review of the literature. *Pediatr Dent.* 2002; 24: 489-500.
- Randy L, Jack L, Harold E. Orthodontic band retention on primary molar stainless steel crowns. *Pediatr Dent.* 1993; 15: 408-13.
- Rao A, Malhotra N. The Role of Remineralizing Agents in Dentistry: A Review. *Compend Contin Educ Dent.* 2011; 32: 26-33.
- Reich ELA, Newburn E. Caries Risk Assessment. *Int Dent J.* 1999; 49: 15-26.
- Rentes AM, Gavião MBD, Amaral JR. Bite force determination in children with primary dentition. *J Oral Rehabil.* 2002; 29(12): 1174-80.
- Riccelli AE, Kelly LS. Prevention strategies for dental caries in the adolescent. *Dental Clinics of North America.* 2006; 50: 33-49.
- Roberson TM, Heymann OH, Swift EJ. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry, Gürkan S, Yalcin Cakir F. 3. Bölüm: Karyoloji: Lezyon, Etiyoloji, Önleme ve Kontrol (Cariology: The Lesion, Etiology, Prevention and Control), Ankara: Güneş Tıp Kitabevleri; 2010. p. 67-134.
- Rock WP. British Society of Paediatric Dentistry. UK National Clinical Guidelines in Paediatric Dentistry. Extraction of primary teeth - balance and compensation. *Int J Pediatr Dent.* 2002; 12: 151-3.
- Romeed SA, Fok SL, Wilson NHF. A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. *J Oral Rehabilitation.* 2006; 33: 209-15.
- Salami A, Walia T, Bashiri R. Comparison of parental satisfaction with three tooth colored full coronal restorations in primary maxillary incisors. *J Clin Pediatr Dent.* 2015; 39: 423-8.
- Sannino G, Pozzi A, Schiavetti R, Barlattani A. Stress distribution on a three-unit implant-supported zirconia framework. A 3D finite element analysis and fatigue test. *Oral Implantol.* 2012; 5: 11-20.
- Saydam G. Karbonhidratlar ve diş çürüğü ilişkisi ve sağlık eğitiminde beslenme bilgisi. *TDBD.* 1998; 44: 26-35.
- Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial Adhesion on Titanium Nitride coated and Uncoated Implants: An In Vivo Human Study *Journal of Oral Implantology.* 2003; 29(2): 80-5.
- Schwartz RS, Summit JB, Robbins W, Santos JD. *Fundamentals of Operative Dentistry.* USA: Quintessence Publishing Co; 1996: 141-56.
- Schwartz S. Full Coverage Esthetic Restoration of Anterior Primary Teeth Date Course Online. Jan 09, 2012.
- Seale NS. The use of stainless steel crowns. *Pediatr Dent.* 2002; 24(5): 501-5.
- Selwitz RH, Ismail AI, Pitts NB. *Dental Caries.* 1st ed. Lancet, 2007: 51-9.
- Sheiham A. Dietary effects on dental diseases. *Public Health Nutrition.* 2001; 4(2B): 569-91.
- Shetty P, Hegde AM, Rai K. Finite element method-an effective research tool for dentistry. *The Journal of clinical pediatric dentistry.* 2010; 34(3): 281-5.
- Sidhu SK, Watson TF. Resin-modified glass ionomer materials: A status report for the American Journal of Dentistry. *Am J Dent.* 1995; 8: 59-67.

- Sidhu SK. Clinical evaluations of resin-modified glass-ionomer restorations. *Dent Mater.* 2010; 26: 7-12.
- Simonsen RJ. Pit and fissure sealant: review of the literature. *Pediatr Dent.* 2002; 24(5): 393-414.
- Slayton R, Cooper M, Marazita M. Tuftelin, mutans streptococci and dental caries susceptibility. *J Dent Res.* 2005; 84: 711-4.
- Soares PV, Santos-Filho PC, Gomide HA, Araujo CA, Martins LR, Soares CJ. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part II: strain measurement and stress distribution. *J Prosthet Dent.* 2008; 99: 114-22.
- Sonugelen M, Artunç C. Ağız protezleri ve biyomekanik. İzmir: Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları No: 17, 2002: 1-11.
- SrIREkha A, Bashetty K. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian journal of dental research: official publication of Indian Society for Dental Research.* 2010; 21(3): 425-32.
- Stewart RE, Luke LS, Pike AR. Preformed polycarbonate crowns for the restoration of anterior teeth. *J Am Dent Assoc.* 1974; 88(1): 103-7.
- Sunico MC, Shinkai K, Katoh Y. Two-year clinical performance of occlusal and cervical giomer restorations. *Oper Dent.* 2005; 30: 282-9.
- Suzuki C, Miuro H, Okada D, Komada W. Investigation of stress distribution in roots restored with different crown materials and luting agents. *Dent Mater J.* 2008; 27(2): 229-36.
- Şahin D. Universal, mikrofil hibrit ve nano kompozitin fiziksel özelliklerinin karşılaştırılması olarak incelenmesi. Cumhuriyet Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora tezi, Sivas, 2008 (Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. Feridun HÜR MÜZLÜ).
- Şahin MK. Dört farklı cam fiber postun in vitro bükülme dirençlerinin ve sonlu eleman metodu ile stres dağılımlarının analizi. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Pedodonti Anabilim Dalı, Doktora tezi, Ankara, 2008 (Tez Danışmanı: Prof. Dr. Neşe AKAL).
- Şengül F. Süt dişi sınıf II kavitelerinde farklı restoratif materyallerin başarısının in vivo ve sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak değerlendirilmesi. Atatürk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Pedodonti Anabilim Dalı, Doktora tezi, Erzurum, 2008 (Tez Danışmanı: Yard. Doç. Dr. Taşkın GÜRBÜZ).
- Tanaka M, Naito T, Yokota M, Kohno M. Finite element analysis of the possible mechanism of cervical lesion formation by occlusal force. *J Oral Rehab.* 2003; 30(1): 60-7.
- Tate AR, Needleman HL, Acs G. Failure rates of restorative procedures following dental rehabilitation under general anesthesia. *Paediatric Dentistry.* 2002; 24(1): 69-71.
- Thean HP, Mok BY, Chew CL. Bond strengths of glass ionomer restoratives to primary vs permanent dentin. *ASDC J Dent Child.* 2000; 67: 112-6.
- Thylstrup A. When is Caries and What should we do about it? *Quintessence Int.* 1998; 29: 594-8.
- Toh SL, Messer LB. Evidence-based assessment of tooth-colored restorations in proximal lesions of primary molars. *Pediatr Dent.* 2007; 29: 8-15.
- Toparli M, Gokay N, Aksoy T. An investigation of the stress values on a tooth restored by amalgam. *J Oral Rehabil.* 1999; 26: 259-63.
- Touger-Decker R, Van Loveren C. Sugars and Dental Caries. *Am J Clin Nutr.* 2003; 78: 881-92.
- Townsend JA, Knoell P, Yu Q, Zhang JF, Wang Y, Zhu H, Beattie S, Xu X. In vitro fracture resistance of three commercially available zirconia crowns for primary molars. *Pediatr Dent.* 2014; 36(5): E125-9.

- Trachtenberg F, Maserejian NN, Soncini JA, Hayes C, Tavares M. Does fluoride in compomers prevent future caries in children? *J Dent Res.* 2009; 88: 276-9.
- Turgut MD, Tekçiçek MU, Attar N, Sargon MF. Microleakage of two polyacid-modified resin composites under different conditioning methods in primary teeth. *ASDC J Dent Child.* 2001; 68: 311-5.
- Tyas MJ, Burrow MF. Adhesive restorative materials: a review. *Aust Dent J.* 2004; 49: 112-21.
- Tyas MJ. Milestones in adhesion: glass-ionomer cements. *J Adhes Dent.* 2003; 5: 259-66.
- Ulusoy M, Aydın AK, 2003. *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler*, Ankara Ü Diş Hek Yayınları.
- Updyke J, Sneed W. Placement of a preformed indirect resin composite shell crown: a case report. *Pediatr Dent.* 2001; 23(2): 143-4.
- Üstün Ö. Lamine veneerlerde termal ve yüklem kuvvetlerinin oluşturduğu stres dağılımının üç boyutlu sonlu elemanlar metodu ile incelenmesi. Selçuk Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, Konya 2008 (Tez Danışmanı: Doç Dr. A. Nilgün ÖZTÜRK).
- Valinoti AC, Costa LC, Farah A, Sousa VP, Fonseca-Gonçalves A, Maia LC. Are Pediatric Antibiotic Formulations Potentials Risk Factors for Dental Caries and Dental Erosion? *The Open Dentistry Journal.* 2016; 10: 420-30.
- Vannobbergen JML, Lesaffre E, Bogaerts K, Decklerck D. Assessing Risk Indicators For Dental Carries in Primary Dentition. *Community Dent Oral Epidemiol.* 2001; 29: 424-34.
- Venkataraghavan K, Chan J, Karthik S. Polycarbonate crowns for primary teeth revisited: Restorative options, technique and case reports. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry.* 2014; 32(2): 156-9.
- Verim Ö. Farklı Medikal Cihazlar ile Modellenmiş İnsan Proximal Femurların Karşılaştırılması ve FEM Analizleri. 6th International Advanced Technologies Symposium (IATS'11), 16-18 May 2011, Elazığ, Turkey.
- Vilkinis V, Horsted-Bindslev P, Baelum V. Two-year evaluation of class II resin-modified glass ionomer cement/composite open sandwich and composite restorations. *Clin Oral Investig.* 2000; 4: 133-9.
- Waggoner WF. Anterior crowns for primary anterior teeth: an evidence based assessment of the literature. *Eur Arch Pediatr Dent.* 2006; 7: 7-11.
- Waggoner WF. Restorative Dentistry for the Primary Dentition. In: *Pediatric Dentistry: Infancy Through Adolescence*. Eds: Pinkham JR, Casamassimo PS, Fields Jr HW, McTigue DJ, Nowak AJ. St. Louis: Saunders. 2005, 4th Edition, p: 341-74.
- Waggoner WF. Restoring primary anterior teeth. *Pediatric Dentistry.* 2002; 24: 511-6.
- Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications. *J Dent.* 2008; 36: 463-71.
- Wang NJ. Is amalgam in child dental care on its way out? Restorative materials used in children and adolescents in 1978 and 1995 in Norway. *Community Dent Health.* 2000; 17: 97-101.
- Watt RG. Emerging Theories into The Social Determinants of Health: Implications for Oral Health Promotion. *Community Dent. Oral Epidemiol.* 2002; 30: 241-7.
- 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 *Pediatric Dentistry.* 1979; 1(4): 244-6.

- Welbury RR, Shaw AJ, Murray JJ, Gordon PH, McCabe JF. Clinical evaluation of paired compomer and glass ionomer restorations in primary molars: final results after 42 months. *Br Dent J.* 2000; 189: 93-7.
- White DJ, Nancollas GH. Physical and Chemical Considerations of the Role of Firmly and Loosely Bound Fluoride in Caries Prevention. *J Dent Res.* 1990; 69: 587-94.
- Widstrom E, Forss H. Selection of restorative materials in dental treatment of children and adults in public and private dental care in Finland. *Swed Dent J.* 1994; 18: 1-7.
- Wiegand A, Buchalla W, Attin T. Review on fluoride-releasing restorative materials-fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence on caries formation. *Dent Mater.* 2007; 23: 343-62.
- Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. Composite resins in the 21st century. *Quintessence Int.* 1993; 24: 641-58.
- Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. *Br Dent J.* 1972; 132: 133-5.
- Wiskott HW, Krebs C, Scherrer SS, Botsis J, Belser UC. Compressive and tensile zones in the cement interface of full crowns: A technical note on the concept of resistance. *J Prosthodont.* 1999; 8: 80-91.
- Woo D, Sheller B, Williams B, Mancl L, Grembowski D. Dentists' and parents' perceptions of health, esthetics and treatment of maxillary primary incisors. *Pediatr Dent.* 2005; 27: 19-23.
- Yadav G, Rehani U, Rana V. A Comparative Evaluation of Marginal Leakage of Different Restorative Materials in Deciduous Molars: An in vitro Study. *Int J Clin Pediatr Dent.* 2012; 5: 101-7.
- Yaman SD, Karacaer O, Sahin M. Stress distribution of post-core applications in maxillary central incisors. *J Biomater Appl.* 2004; 18: 163-77.
- Yeğin Z. Anterior maksillaya yerleştirilen implantlarda kullanılan farklı açılardaki abutmentlarda okluzal yüklemeler sonucu oluşan kuvvet dağılımlarının sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmesi. Ankara Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Entitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, Ankara 2016 (Tez Danışmanı: Prof. Dr. Yüksel TÜRKÖZ).
- Yılmaz Y, Simsek S, Dalmis A, Gurbuz T, Kocogulları ME. Evaluation of stainless steel crowns cemented with glass-ionomer and resin-modified glass-ionomer luting cements. *Am J Dent.* 2006; 19: 106-10.
- Yüzbaşıoğlu HE. İmplantüstü sabit bölümlü protezlerde kullanılan seramik implant dayanaklarının sonlu elemanlar yöntemiyle incelenmesi. Doktora tezi, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Samsun, 2006 (Tez Danışmanı: Prof. Dr. Duygu SARAÇ).
- 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.
- Zero DT, Fontana M, Martinez-Mier EA, Ferreira-Zandona A, Ando M, González-Cabezas C, Bayne S. The biology, prevention, diagnosis and treatment of dental caries: Scientific advances in The United States. *Journal American Dental Association.* 2009; 140: 25-34.
- Zero DT. Dental Caries Process. *Dent Clin. North Am.* 1999; 43: 635-64.

8. ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

ADI SOYADI	BETÜL GÜNEY ÇILDAN
DOĞUM YERİ-TARİHİ	İSTANBUL-21.10.1990
MEDENİ HALİ	EVLİ
MAİL ADRESİ	betulguney@gmail.com



EĞİTİM BİLGİLERİ

İLKÖĞRETİM	50. Yıl Türkan Şoray İlköğretim Okulu
LİSE	Beşiktaş Sakıp Sabancı Anadolu Lisesi
LİSANS-YÜKSEK LİSANS	İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
UZMANLIK	Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalı

TEZLER-BİLDİRİLER-MAKALELER

YÜKSEK LİSANS TEZİ DANIŞMANI	Odontojenik Enfeksiyonlar ve Yayılım Yolları Prof. Dr. Hakan ÖZYUVACI
---------------------------------	--

BİLİMSEL TOPLANTILARDA SUNULAN VE BİLDİRİ KİTABINDA YER ALAN SÖZLÜ SUNUMLAR VE POSTER SUNUMLARI

- Gezgin O, Korkut E, Güney Çıldan B, Alan R, Şener Y. The Frequency of Various Systemic Diseases in Children Applying to the Department of Pediatric Dentistry. 22. Bass Congress, 2017, Thessaloniki, Greece. Oral Presentation.
- Güney Çıldan B, Gezgin O, Alan R, Korkut E. Radiological evaluation of supernumerary teeth: A retrospective study. TDA 24th International Dental Congress, 2018, Ankara, Türkiye. Poster Presentation.
- Güney Çıldan B, Güneş M, Gezgin O, Korkut E. Use of mineral trioxide aggregate in the treatment of traumatized teeth in children--eight case reports. TDA 24th International Dental Congress, 2018, Ankara, Türkiye. Poster Presentation.
- Güney Çıldan B, Gezgin O. Comparative evaluation of zirconium pediatric crowns and stainless steel crowns applied to primary teeth using finite element stress analysis. International Association of Paediatric Dentistry Regional Meeting & 25th Congress of Turkish Society of Paediatric Dentistry, 2018, İstanbul, Türkiye. Oral Presentation.

ULUSAL DERGİLERDE YAYIMLANAN MAKALELER

- Gezgin O, Korkut E, Güney Çıldan B, Şener Y. Çocuk Diş Hekimliğinde Uygulanan Estetik Restorasyonlarda Güncel Yaklaşımlar. Türkiye Klinikleri J Pediatr Dent-Special Topics 2017; 3(3): 175-80.

ÜYELİKLER

- The International Association of Paediatric Dentistry (2018)

9. EKLER

9.1. EK-A: İlaç ve Tıbbi Cihaz Dışı Araştırmalar Etik Kurulu Onayı



NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

İLAÇ VE TIBBİ CİHAZ DIŞI ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Sayı: 2017/12

14.12.2017

Sayın Yrd.Doç.Dr. Onur GEZGİN

Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi İlaç ve Tıbbi Cihaz Dışı Araştırmalar Etik Kurulu'nun 14.12.2017 tarihinde yapılan 2017/12 sayılı toplantısında, yürütücüsü olduğunuz "Süt dişlerine uygulanan zirkonyum pediatrik kuronlar ile paslanmaz çelik kuronların sonlu elemanlar stres analizi kullanılarak karşılaştırmalı değerlendirilmesi" başlıklı projenin bilimsel etik açıdan uygun olduğuna karar verildi.

Saygılarımla...

Prof. Dr. Sevgi ÖZCAN ŞENER

NEÜ Diş Hekimliği Fakültesi

İlaç ve Tıbbi Cihaz Dışı Araştırmalar

Etik Kurul Bşk.