



T.C. İSTANBUL SAĞLIK VE TEKNOLOJİ

ÜNİVERSİTESİ

LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

DOKTORA TEZİ

**SÜT DİŞLERİNDE KULLANILAN RESTORATİF
MATERYALLERDEN GELENEKSEL KOMPOZİT,
YÜKSEK VİSKOZİTELİ CAM İYONOMER SİMAN
VE KOMPOMERİN SONLU ELEMANLAR STRES
ANALİZİ KULLANILARAK KARŞILAŞTIRMALI
DEĞERLENDİRİLMESİ**

DT. SEDA YALVAÇ

TEZ DANIŞMANI

PROF. DR. BUĞRA ÖZEN

PEDODONTİ ANABİLİM DALI

PEDODONTİ DOKTORA PROGRAMI

İSTANBUL, 2025



T.C. İSTANBUL SAĞLIK VE TEKNOLOJİ

ÜNİVERSİTESİ

LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

DOKTORA TEZİ

**SÜT DİŞLERİNDE KULLANILAN RESTORATİF
MATERYALLERDEN GELENEKSEL KOMPOZİT,
YÜKSEK VİSKOZİTELİ CAM İYONOMER SİMAN
VE KOMPOMERİN SONLU ELEMANLAR STRES
ANALİZİ KULLANILARAK KARŞILAŞTIRMALI
DEĞERLENDİRİLMESİ**

DT. SEDA YALVAÇ

TEZ DANIŞMANI

PROF. DR. BUĞRA ÖZEN

**PEDODONTİ ANABİLİM DALI
PEDODONTİ DOKTORA PROGRAMI**

İSTANBUL, 2025

BEYAN

Bu tez, bana ait özgün bir çalışma olup tüm hazırlık, veri toplama, analiz ve sonuçlandırma aşamalarında bilimsel etik ilkelere uygun şekilde yürütülmüştür. Çalışma kapsamında yararlanılmayan tüm veri ve bilgilere uygun biçimde atıf yapılmış, ilgili kaynaklar kaynakçada belirtilmiştir. Tez, İstanbul Sağlık ve Teknoloji Üniversitesi'nde kullanılan bilimsel intihal tespit programı ile taranmış ve belirlenen akademik standartları karşılamıştır. İleride aksi bir durumun tespiti halinde doğacak tüm etik ve hukuki sorumluluğun tarafıma ait olduğunu kabul ederim.

Öğrencinin Adı Soyadı
Seda Yalvaç

İTHAF

Sevgili eşime, oğluma, kızıma ve yokluğuna hala alışamadığım ve ışıklar içinde uyduğuna inandığım dostum Dt. Timur Aydın ithaf ediyorum...



TEŞEKKÜR

Eğitimim hayatım boyunca ve tezimin her aşamasında bilgi deneyim ve rehberliğiyle bana yol gösteren ve bana inanmaktan hiçbir zaman vazgeçmeyen değerli tez danışmanım Prof. Dr. Buğra ÖZEN'e en içten teşekkürlerimi sunarım.

Akademik hayatımda bana ilham veren saygıdeğer hocalarım Prof. Dr. Zafer ÇEHRELİ ve Prof. Dr. Ceyhan ALTUN'a ve öğrencileri olmaktan gurur duyduğum İstanbul Sağlık ve Teknoloji Üniversitesi Pedodonti Ana Bilim Dalındaki değerli hocalarım Doç. Dr. Nilüfer ÜSTÜN, Dr. Öğretim Üyesi Gülce ESENTÜRK, Dr. Öğretim Üyesi Gizem YOĞURUCU'ya bize kattıkları için,

Doktora eğitimim boyunca bize her türlü desteği veren başhekimim Prof. Dr.Özlem Oflazer'e

Doktora yapabilme ihtimalini aklıma ve kalbime düşürüp bu yolda desteğini hiç eksik etmeyen can dostum Dr. Dt. Damla BUDANUR'a, Yol arkadaşlarım ve dostlarım olan Dt. Yasemin VURAL ve Dt. Saliha Yağmur YILDIZ'a,

Birlikte çalışmak ve eğitim almaktan keyif aldığım dostluklarını ve yardımlarını her zaman hissettiğim asistan arkadaşlarım Dt. Berna GÜR, Dt. Derin AKOĞLU, Dt. Mine TIRNAKSIZ, Dt. Sena ÖZDİL CÖMERTOĞLU ve tüm asistan arkadaşlarıma,

Deneyletimin yapımı aşamasında bana destek veren makine mühendisi Reza Mohammadi'ye, Koşulsuz sevgileri ve sabırları ile eğitim hayatımda bana desteklerini hiçbir zaman eksik etmeyen ve kolları Almanya'dan bile bana uzatan oğlum Baturay Yalvaç ve kızım Doğa Yalvaç'a,

Doktora eğitimim boyunca benden hiçbir şey beklemeyen, beni sabırla, sevgiyle dinleyen, bana olan inancını ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen, canım eşim Suat Yalvaç'a en içten teşekkürlerim ile

Tüm bu süreç boyunca bana inanan, destekleyen ve emeği geçen herkese teşekkürü bir borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
BEYAN.....	iii
İTHAF.....	iv
TEŞEKKÜR.....	v
İÇİNDEKİLER	vi
SİMGE VE KISALTMALAR LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLER LİSTESİ	x
TABLolar LİSTESİ.....	xii
ÖZET.....	xiii
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	5
2.1. Diş Çürüğü	5
2.1.1. Diş Çürüğünün Tanımı	5
2.1.2. Çürük Oluşumunu Etkileyen Faktörler	6
2.1.2.1. Dental Plak	6
2.1.2.2. Beslenme	7
2.1.2.3. Konak Diş.....	8
2.1.2.4. Tükürük	8
2.1.2.5. Çevresel Faktörler	9
2.1.2.6. Genetik Faktörler	9
2.1.2.7. Sosyoekonomik Faktörler	10
2.1.3. Çürüğün Sınıflandırılması	10
2.2. Süt Dişleri ve Özellikleri.....	11
2.3. Süt Dişlerinde Kullanılan Dolgu Materyalleri	13
2.3.1. Amalgam	13
2.3.2. Kompozit Resin.....	15
2.3.2.1. İnorganik Doldurucu Büyüklük ve Yüzdelerine Göre:.....	16
2.3.2.2. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre: (Self Cured).....	16
2.3.2.3. Viskozitelerine Göre:	17
2.3.3. Geleneksel Cam İyonomer Simanlar.....	18
2.3.4. Hibrit Cam iyonomer simanlar.....	21

2.3.4.1.	Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman (RMCİS)	21
2.3.4.2.	Poliasit Modifiye Kompozit Reziner (Kompomerler)	22
2.3.5.	Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Simanlar	24
2.3.6.	Giomerler	26
2.3.7.	Nano İyonomerler	27
2.3.8.	Cam Karbomer Simanlar	27
2.3.9.	Zirkonyumla Güçlendirilmiş C.İ.S.	28
2.3.10.	Ormoserler (Organik Modifiye Seramik Materyaller)	28
2.4.	Süt Dişlerinin Restorasyonlarında Kullanılan Tam Koronal Restorasyonlar ..	29
2.4.1.	Paslanmaz Çelik Kronlar	29
2.4.2.	Pediyatrik Zirkonyum Kronlar	30
2.4.3.	Strip Kronlar	31
2.5.	Çocuklarda İsrırma Kuvvetleri	32
2.6.	Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri	34
2.6.1.	Fotoelastik Analiz Yöntemi	36
2.6.2.	Gerilim Ölçer Analiz Yöntemi	36
2.6.3.	Kırılğan Vernik ile Kaplama Yöntemi	37
2.6.4.	Termografik Stres Analiz yöntemi	37
2.6.5.	Radyotelemetri ile Kuvvet Analiz Yöntemi	37
2.6.6.	Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi	37
2.6.6.1.	Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Aşamaları	40
3.	GEREÇ ve YÖNTEM	42
3.1.	Dişe Ait Üç Boyutlu Katı Modelin Oluşturulması	42
3.2.	Kavite Tipleri ve Restoratif Materyallerin Üç Boyutlu Katı Modellerinin Oluşturulması	45
3.3.	ABAQUS Programı ile Sayısal Modellerin Oluşturulması ve Malzeme Özelliklerinin Programa Aktarılması	51
3.4.	ABAQUS Programı ile Kuvvetlerin Uygulanması ve Sonuçların Elde Edilmesi	52
4.	BULGULAR	55
4.1.	Kontrol Grubuna Ait Bulgular	55
4.2.	Oklüzal Kaviteli Modellere Ait Bulgular	56
4.3.	Disto-Oklüzal (DO) Kavite Uygulanmış Modele Ait Bulgular	61
4.4.	Mezio-Oklüzal (MO) kaviteli modele ait bulgular	65
4.5.	Mezio-Oklüzal-Distal (MOD) kaviteli modele ait bulgular	69
4.6.	Farklı Kavite ve Materyallerde Oluşan Gerilmelerin Kontrol Diş Göre Normalizasyon Analizi	74

5. TARTIŞMA.....	76
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	91
7. KAYNAKLAR.....	94
8. EKLER.....	109
9. ÖZGEÇMİŞ.....	110



SİMGE VE KISALTMALAR LİSTESİ

ART	Atravmatik Restoratif Tedavi
CİS	Cam İyonomer Siman
CQ.	Kaferokinon
DO	Disto Okluzal kavite
FDA	Food and Drug Administration
GCİS	Geleneksel Cam İyonomer Siman
HU	Hounsfield Unit
MO	Mezio Okluzal kavite
MOD	Mezio okluzal distal kavite
MPa	Mega Paskal
N	Newton
O	Okluzal kavite
PÇK	Paslanmaz Çelik Kron
RMCİS	Rezin Modifiye Cam İyonomer Siman
SESA	Sonlu Elemanlar Stres Analizi
UDMA	Üretan dimetakrilat
TEDGMA.	Trietilen Glikol Dimetakrilat
YVCİS	Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Siman
Pa	Paskal
Zr.	Zirkonyum

ŞEKİLLER LİSTESİ

- Şekil 2.1. Çürüğün lokalizasyonuna göre sınıflandırılması..... 11
- Şekil 2.2. Pulpa ve Kök Kanal Sistemleri dişlerin klinik görünümü..... **Hata! Yer işareti tanımlanmamış.**
- Şekil 2.3. Amalgam ile restore edilmiş mandibular dişlerin klinik görünümü..**Hata! Yer işareti tanımlanmamış.**
- Şekil 2.4. Geleneksel cam iyonomer siman ile restore edilmiş dişin klinik görünümü..21
- Şekil 2.5. Süt azı dişlerine uygulanmış PÇK'ların klinik görüntüsü 30
- Şekil 2.6. Pediatrik zirkonyum kronun klinik görüntüsü.....31
- Şekil 2.7. Strip kronlar (<https://www.smileandglow.com/strip-crowns>)32
- Şekil 2.8. Sonlu elmanlar yönteminde farklı boyutlarda ve sayıda düğüm içeren elemanlar (169). **Hata! Yer işareti tanımlanmamış.**
- Şekil 2.9. Matematiksel modeli elde edilmiş ve ağ yapısı oluşturulmuş diş modeli40
- Şekil 3.1. Trabeküler kemik, Kortikal kemik, Mine, Dentin ve Pulpa dokusunun izole edilmesi için oluşturulan maske44
- Şekil 3.2. 5 numaralı süt dişine ait solid görsel A. Mine B. Pulpa C. Dentin D. Diş modeli.....44
- Şekil 3.3. A Mine (apikal açı), B. Mine (oklüzal görüntü) C. Dentin (apikal açı) D. Dentin (oklüzal görüntü) E. Pulpa F. Model.....45
- Şekil 3.4. Kavite tasarımı.....46
- Şekil 3.5. Solidworks programında oluşturulan oklüzal kavite modeli. A) Restorasyon, B) Mine C) model kesiti D) Adeziv tabaka E) Dentin F) Diş modeli J) Pulpa49
- Şekil 3.6. Solidworks programında oluşturulan DO kavite modeli. A) Restorasyon, B) Mine C) model kesiti D) Adeziv tabaka E) Dentin F) Diş modeli J) Pulpa **Hata! Yer işareti tanımlanmamış.**
- Şekil 3.7 Solidworks programında oluşturulan MO kavite modeli. A) Restorasyon, B) Mine C) model kesiti D) Adeziv tabaka E) Dentin F) Diş modeli J) Pulpa...50
- Şekil 3.8. Solidworks programında oluşturulan MOD kavite modeli. A) Restorasyon, B) Mine C) model kesiti D) Adeziv tabaka E) Dentin F) Diş modeli J) Pulp **Hata! Yer işareti tanımlanmamış.**

Şekil 3.9. Maksimum ısırma kuvvetini (240 N) simüle eden vertikal yönde yükleme noktaları ve yönleri	53
Şekil 3.10. Maksimum ısırma kuvvetini simüle eden yükleme noktaları (100 N kuvvet oblik yönden üç farklı açıdan dişin uzun aksı ile 0° ,45° ve 90° olacak şekilde uygulanmıştır)	53
Şekil 4.1. Kontrol grubunda mine ve dentine ait stres dağılım bölgeleri	56
Şekil 4.2. Oklüzal kaviteli modelde mine dokusuna ait stres dağılım bölgeleri.....	57
Şekil 4.3. Oklüzal kaviteli modelde dentin dokusuna ait stres dağılım bölgeleri.....	58
Şekil 4.4. Oklüzal kaviteli modelde restorasyon materyaline ait stres dağılım bölgeleri	59
Şekil 4.5. Oklüzal kaviteli modelde adeziv materyale ait stres dağılım bölgeleri.....	60
Şekil 4.6. Disto- Oklüzal kaviteli modelde mine dokusuna ait stres dağılım bölgeleri..	62
Şekil 4.7. Disto- Oklüzal kaviteli modelde dentin dokusuna ait stres dağılım bölgeleri	63
Şekil 4.8. Disto-Oklüzal kaviteli modelde restorasyon materyaline ait stres dağılım bölgeleri.....	64
Şekil 4.9. Disto- Oklüzal kaviteli modelde adeziv materyaline ait stres dağılım bölgeleri	64
Şekil 4.10. Mezio- Oklüzal kaviteli modelde mine dokusuna ait stres dağılım bölgeleri	66
Şekil 4.11. Mezio- Oklüzal kaviteli modelde dentin dokusuna ait stres dağılım bölgeleri	67
Şekil 4.12. Mezio-Oklüzal kaviteli modelde restorasyon materyaline ait stres dağılım bölgeleri.....	68
Şekil 4.13. Mezio- Oklüzal kaviteli modelde adezive materyaline ait stres dağılım bölgeleri.....	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.
Şekil 4.14. Mezio-Oklüzal-Distal kaviteli modelde mine dokusuna ait stres dağılım bölgeleri.....	70
Şekil 4.15. Mezio-Oklüzal-Distal kaviteli modelde dentin dokusuna ait stres dağılım bölgeleri.....	71
Şekil 4.16. Mezio Oklüzal-Distal kaviteli modelde restorasyon materyaline ait stres dağılım bölgeleri	72
Şekil 4.17. Mezio-Oklüzal-Distal kaviteli modelde adeziv materyale ait stres dağılım bölgeleri.....	Hata! Yer işareti tanımlanmamış.

TABLolar LİSTESİ

Tablo 3.1. Planmeca 3D Mid marka KIBT cihazının parametreleri	43
Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan restoratif materyaller	47
Tablo 3.3. Çalışma Modelleri	48
Tablo 3.4. Kullanılan dokuların ve materyallerin Young modülleri ve Poisson oranları (148,176)	51
Tablo 3.5. Diş modellerine ait toplam düğüm ve eleman sayıları.....	52
Tablo 4.1. Kontrol grubu olarak seçilen sağlam diş modeline ait diş dokularında oluşan stresin ortalama değerleri (MPa).....	56
Tablo 4.2. Oklüzal kaviteli modelde diş dokuları ve restoratif materyallerde oluşan maksimum stres değerleri	61
Tablo 4.3. Disto-Oklüzal kaviteli modelde diş dokuları ve restoratif materyallerde oluşan maksimum stres değerleri	65
Tablo 4.4. Mezio-Oklüzal kaviteli modelde diş dokuları ve restoratif materyallerde oluşan maksimum stres değerleri	69
Tablo 4.5. Mezio-Oklüzal-Distal kaviteli modelde diş dokuları ve restoratif materyallerde oluşan maksimum stres değerleri	73
Tablo 4.6. Farklı. Materyal ve yükleme koşullarında dokularda oluşan en yüksek ve en düşük von Mises stresleri	74
Tablo 4.7. Farklı Kavite ve Materyallerde Oluşan Gerilmelerin Kontrol Diş Göre Normalize Analizi	75

ÖZET

Çalışmanın amacı, süt dişi tedavilerinde yaygın olarak kullanılan rezin içerikli kompozit materyal (Filtek Z350 XT, 3M ESPE, Germany), yüksek viskoziteli cam iyonomer siman (YVCİS), Equia Forte HT, GC, Tokyo, Corporation) ve kompomer (Dyract XP, Dentsply Sirona, Germany) ile restore edilmiş sınıf I ve II restorasyonlarda ve diş dokularında meydana gelen streslerin sonlu elemanlar stres analizi (SESA) yöntemi kullanılarak ölçülmesi ve restorasyonsuz dişte oluşan stres değerleri ile karşılaştırılması olarak değerlendirilmesidir. Çalışmada İstanbul Sağlık ve Teknoloji Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalına teşhis ve tedavileri için başvurmuş ve İstanbul Sağlık ve Teknoloji Üniversitesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda tanı ve tedavi amaçlı çekilmiş bilgisayarlı tomografi görüntüleri geriye dönük olarak taranmıştır. Süt azılarında çürük bulunmayan bir alt çeneye ait tomografi görüntüsü seçilerek bu görüntü içinden bilgisayar programları aracılığı ile üç boyutlu dijital diş modeli oluşturulmuştur. Modelleme sürecinde, üç restoratif materyalle hazırlanmış 12 restore edilmiş diş modeli ve bir sağlam diş (kontrol) modeli olmak üzere toplam 13 model oluşturulmuştur. ANSYS yazılımında, alt süt ikinci molar dişin oklüzal temas noktaları dikkate alınarak maksimum ısırma kuvvetini taklit etmek için 240 N aksiyal, çiğneme kuvvetlerini simüle etmek için ise 100 N'luk oblik yükler (0°, 45°, 90°) uygulanmıştır. Mine, dentin ve restoratif materyallerde oluşan maksimum Von Mises stres değerleri hesaplanmıştır. Sonuçlara göre, tüm modellerde oblik kuvvetler dik kuvvetlere göre daha yüksek stres değerleri oluşturmuştur. Mine dokusundaki stresler, dentine göre daha yüksek bulunmuş; Sınıf II MOD ve MO kaviterlerde oluşan stres değerleri, Sınıf I ve Sınıf II (DO) modellerinden elde edilen stres değerlerine göre belirgin biçimde yüksek bulunmuştur. Materyal bazında incelendiğinde, diş dokularında en düşük Von Mises stres değerleri Filtek Z350 XT kompozit uygulanmış modellerde gözlenmiştir. Bu materyalin yüksek elastik modülü, yükün daha homojen dağılmasını sağlamıştır. Dyract XP kompomer orta düzey stres değerleri göstermiş; hibrit yapısı sayesinde hem kompozit hem cam iyonomer özellikleriyle dengeli bir performans sergilemiştir. Diş dokularında en yüksek stresler Equia Forte HT kullanılan modellerde gözlenmiştir. Sonuç olarak dişlere uygulanan yükleme açısının, mine ve dentin dokularında oluşan gerilme miktarını doğrudan etkilediğini ortaya koymaktadır. 45°açıyla uygulanan oblik yüklemeler yükün diş yapısında dengesiz dağılmasına ve yüksek stres birikimine yol

açarken aksiyal yükleme açıları, dişin yapısal bütünlüğünü daha iyi koruyarak daha düşük stres değerlerine sebep olmuştur. Bu bulgular, klinik tedavi planlamasında hem materyal seçiminin hem de uygulanacak yükleme koşullarının restorasyonun uzun dönem ömrü, yapısal bütünlüğü ve fonksiyonel başarısı üzerinde belirleyici bir rol oynadığını ortaya koymaktadır.

Anahtar Kelimeler: Sonlu Elemanlar Stres Analizi, Süt dişi, Restoratif materyal, Equia forte



ABSTRACT

The aim of this study is to evaluate and compare the stress distributions occurring in Class I and Class II restorations and tooth structures restored with commonly used restorative materials in primary teeth—namely, resin-based composite (Filtek Z350 XT, 3M ESPE, Germany), high-viscosity glass ionomer cement (Equia Forte Fill, GC Corporation, Tokyo, Japan), and compomer (Dyract XP, Dentsply Sirona, Germany)—using the Finite Element Stress Analysis (FESA) method, and to compare the obtained results with those of an unrestored tooth model. Computed tomography images obtained retrospectively from patients who applied to the Department of Pediatric Dentistry at Istanbul Health and Technology University for diagnosis and treatment, and recorded by the Department of Oral and Maxillofacial Radiology for diagnostic purposes, were used in this study. From these, the tomographic image of a caries-free mandibular primary molar was selected, and a three-dimensional digital tooth model was created using computer software. During the modeling process, a total of 13 models were generated: one sound tooth model (control) and twelve restored models prepared with three different restorative materials. In ANSYS software, the occlusal contact points of the second primary molar were considered, and a vertical load of 240 N was applied to simulate maximum bite force, while oblique loads of 100 N at 0°, 45°, and 90° angles were applied to simulate masticatory forces. The maximum Von Mises stress values generated in the enamel, dentin, and restorative materials were calculated. According to the results, oblique loads produced higher stress values than vertical loads in all models. The stresses observed in enamel were higher than those in dentin, and the stress values in Class II MOD cavities were significantly greater compared to Class I and Class II (MO and DO) cavities. When analyzed by material type, the lowest Von Mises stress values in dental tissues were observed in models restored with Filtek Z350 XT composite. The high elastic modulus of this material contributed to a more homogeneous distribution of the applied load. Dyract XP compomer exhibited moderate stress values and, due to its hybrid structure, demonstrated a balanced performance incorporating characteristics of both composite resin and glass ionomer materials. The highest stress levels within the tooth tissues were observed in the models restored with Equia Forte. Consequently, these findings indicate that the loading angle applied to the tooth directly affects the magnitude of stresses generated in the enamel and dentin. More oblique forces, such as at 45°, resulted in an

uneven distribution of the load within the tooth structure and led to increased stress accumulation, whereas more horizontal loading angles better preserved the structural integrity of the tooth and produced lower stress values. These findings demonstrate that both material selection and the applied loading conditions play a decisive role in the long-term longevity, structural integrity, and functional success of the restoration in clinical treatment planning.”

Keywords: Finite Element Stress Analysis, Primary tooth, Restorative material, Equia Forte



1. GİRİŞ

Diş çürüğü etiyopatogenezi son yıllarda daha iyi anlaşılmasına ve kontrol altına alınmasına yönelik tüm çabalara rağmen halen dünya genelinde görülen en yaygın kronik hastalıklardan biri olup önemli bir halk sağlığı sorununu ifade etmektedir (1,2). Çürük, fermente olabilen karbonhidratların sık tüketilmesi sonucu diş sert dokularının demineralizasyonu ve remineralizasyonu süreçleri ile karakterize, biyofilm aracılı ve çok faktörlü dinamik bir hastalık olarak bilinmektedir. Bakteriyel bileşim, konak faktörleri ve konağın savunma sistemi diş dokularındaki tahribatı doğrudan veya dolaylı olarak etkileyebilmektedir (3,4).

Çürük oluşumu erken dönemde önlenebilirken, doğru bakım ve tedaviler uygulanmadığında ilerlemeye hızla devam ederek diş dokularını tahrip etmektedir. Ağız boşluğunda görülen enfeksiyonların genel sağlık üzerinde etkili olduğu; diyabet, kardiyolojik rahatsızlıklar ve gebelikte karşılaşılan bazı olumsuz durumlarla ilişkili olabileceği belirtilmektedir (5).

Dişlerin sürmesini takiben çürüğe yatkınlık daha yüksek olmasına rağmen, bu durum zaman içinde azalmaktadır. Bunun temel nedeni, dişlerin olgunlaşma sürecinde mine yapısının güçlenmesidir. Demineralizasyon süreci esnasında, yapısında hızlı çözünebilen karbonat bulunan apatit kristalleri dokudan uzaklaşırken, remineralizasyon ile birlikte karbonat oranı düşük, flor oranı yüksek apatit kristalleri çökelmektedir (6). Bu süreçler sonucunda oluşan apatit kristalleri, orijinal apatit kristallerine kıyasla daha uzun yapıda olup mine üzerinde hipermineralize bölgeler oluşturmaktadır. Bu kristal yapısındaki değişim yaş ilerledikçe dişin çürüğe karşı direncinin artmasının nedenini açıklamaktadır (7).

Süt dişleri, dental arkın uzunluğunu koruma işleviyle en etkili yer tutuculardır. Çürüğünün artan prevalansı nedeniyle, birincil dişlerin işlevsel bütünlüğünü korumak büyük önem taşımaktadır. Bu doğrultuda çeşitli restoratif yöntemler ve materyaller geliştirilmiştir. Günümüzde çürük lezyonlarının yönetimi için invaziv ve non-invaziv teknikler kullanılmakta olup ve uygulanılacak tedavi yaklaşımı lezyonun ilerleme düzeyine, çocuğun yaşına, motivasyon düzeyine ve bireysel çürük risk gurubuna göre değişebilmektedir. Cam iyonomer simanlar (CİS), kompomerler, rezin kompozitler ve

paslanmaz çelik kronlar (PÇK) çocuk diş hekimliğinde yaygın olarak tercih edilen restoratif materyaller arasında yer almaktadır (8).

Çocuk diş hekimliğinde restoratif materyaller zayıf ve güçlü yanları ile değerlendirilmektedirler. Geçmişte yaygın olarak tercih edilen amalgam, içeriğinde cıva bulundurması nedeniyle toksisite endişeleri yaratmakta ve estetik açıdan yetersiz bulunması sebebi birçok toplumda kullanımını azalmıştır (9). Bu kaygılar doğrultusunda maliyet etkinlikleri, toksik olmayan yapıları, uzun süreli dayanıklılıkları ve geliştirilmiş estetik özellikleri ile öne çıkan rezin bazlı kompozit materyaller geliştirilmiştir. Bu materyaller, üstün biyomekanik özellikleri ile restoratif tedavilerde ön plana çıkmaktadır (10).

Günümüzde rezin kompozitlerinin mekanik özelliklerini geliştirmeye yönelik çalışmalar devam etmektedir. Mikro ve nano teknoloji alanındaki gelişmeler sonucunda organik rezin matrisine silika nanopartiküller, seramik (zirkonyum, alümina), hidroksiapatit, kalsiyum fosfat ve metaller gibi çeşitli dolgu içerikleri eklenerek bu materyallerin hem mekanik hem de biyolojik özelliklerinin iyileştirilmesi hedeflenmektedir (11).

Kompomerler (poliasit modifiye rezin kompozitler) süt dişi tedavilerinde yaygın olarak kullanılan restoratif materyaller arasında yer almakta olup CİS ile rezin kompozitlerin temel özelliklerini bir arada bulundurmaktadırlar. Kompozitlerin üstün biyomekanik özellikleri ile CİS'lerin flor salınım kapasitelerini birleştirerek her iki materyalin avantajlarını sunarlar. Sürekli flor salınımı yaparak asit tamponu görevi görebilecekleri ve temas ettikleri aproksimal yüzeylerde çürük oluşumunu önleyebilecekleri bildirilmiştir (12). CİS'lere kıyasla estetik ve adezyon açısından üstün özellikler göstermekte ve süt dişi dokularına uyumlu şekilde aşınarak doğal bir restoratif davranış sergilemektedirler .

Çürük lezyonları tedavisinde restorasyon materyalinin doğru seçilmesi, biyofilm tabakasının kontrol altına alınmasına, çürük riskinin ve periodontal problemlerin azalmasına katkı sağlarken aynı zamanda diş dokularında daha az stresin birikmesine sebep olmaktadır. Uygun olmayan stres dağılımları ve biyofilm birikimi restorasyonun kaviteden ayrılmasına ve mikro sızıntılar sonucu dişlerde ikincil çürük gibi sorunlara sebep olabilmektedir (13).

Diş hekimliğinde restoratif materyallerin ağız içi kuvvetlerine karşı direnç gösterebilme yeteneği en önemli özelliklerinden biri olarak kabul edilmektedir. Restorasyonların uzun ömürlü olabilmesi ve çevresindeki diş dokusunun bütünlüğünün korunması açısından

elastiklik büyük önem taşımaktadır. Mine, dentin ve pulpa gibi diş dokularının elastiklik modülünün farklı olduğu bilinmektedir. Bu nedenle restoratif materyallerin üniform bir stres dağılımı sağlayabilmeleri için elastik özelliklerinin doğal diş dokularına yakın olması gerektiği vurgulanmaktadır (14).

Restoratif materyallerin fiziksel özellikleri, kırılma dayanımı, erozyon direnci, bağlanma mukavemeti ve polimerizasyon büzülmesi gibi faktörler diş dokularında oluşan stres dağılımını ve dolayısıyla restorasyonun dayanıklılığını doğrudan etkileyebilmektedir. Diş ve restorasyon üzerindeki düşük stres konsantrasyonları, restoratif materyalin klinik uygunluğunu değerlendirmede önemli bir kriter olarak kabul edilmektedir. Bu çerçevede SESA yöntemi, hesaplamalı simülasyon ve analizler ile bu stresleri ölçmek için sıklıkla baş vurulan güvenilir bir yöntem olarak kabul edilmektedir (15,16). Diş hekimliği alanında yürütülen klinik ve akademik çalışmalarda deneylerin birçok kez tekrarlanması çoğu zaman mümkün olamamaktadır. SESA yöntemi araştırmacılara birçok değişken altında ve invaziv olmayacak şekilde statik ve dinamik analizler yapma imkanı sunmaktadır. Laboratuvar ortamında yapılan testlerle karşılaştırıldığında SESA yöntemi canlı dokulara ihtiyaç duyulmaması, değişkenlerin kontrollü bir biçimde manipüle edilmesi ve daha kısa bir sürede sonuç alınabilmesi gibi avantajlar sunmaktadır. Bununla birlikte biyolojik dokuların dijital ortama aktarılmasında ve matematiksel olarak modellenmesi sürecindeki zorluklar, insan kaynaklı hata riskleri, uzmanlık gerektirmesi ve uzun hesaplama süreleri gibi sınırlılıkları da bulunmaktadır(17).

Bu çalışmada Sınıf I ve Sınıf II (mezio-okluzal, disto-okluzal ve mezio-disto-okluzal) kaviterle restore edilmiş diş modellerinde, söz konusu üç farklı restoratif materyalin (Equia Forte HT, Dyract XP ve Filtek Z350 XT) oluşturduğu Von Mises gerilme değerleri kapsamlı biçimde analiz etmek amaçlanmıştır. Her bir modelde mine, dentin, restorasyon ve adeziv tabaka ayrı ayrı değerlendirilerek, farklı materyallerin ve farklı yükleme koşullarının gerilme dağılımına etkisi karşılaştırmalı olarak ortaya konulacaktır. Bu sayede, söz konusu materyallerin biyomekanik performansı hakkında, kavite tipine ve yükleme açısına bağlı olarak literatür destekli çıkarımlar yapmak mümkün olacaktır.

Araştırmanın Hipotezi

Hipotezler:

H₀: Null Hipotez (H₀): Sınıf I ve Sınıf II kaviteli süt dişlerinde kompomer, Equia Forte HT ve kompozit rezin restoratif materyaller kullanılarak yapılan restorasyonlarda, dikey

ve yanal kuvvet uygulamaları sonucunda oluşan stres değerleri arasında anlamlı farklılıklar yoktur.

H_{1A}: Dişin mezial ve distali arasındaki stres dağılımları aynı kavite tipleri (MO ve DO) için benzerdir.

H_{1B}: Kavite tipi ve yükleme koşulları sabitken kullanılan restoratif materyalin elastikiyet modülündeki farklılıklar mine, dentin, restorasyon ve adeziv tabakada oluşan maksimum von Mises çekme gerilmelerinde anlamlı farklılıklar oluşturur.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Diş Çürüğü

2.1.1. Diş Çürüğünün Tanımı

Diş çürüğü, son yıllarda gerçekleştirilen kapsamlı araştırmalara, etiyopatogenezine yönelik çalışmalara ve önleyici tedavi yaklaşımlarına rağmen, dünya genelinde en yaygın görülen kronik, bulaşıcı olmayan hastalık olarak kabul edilmektedir (4). Yakın zamanda yayımlanan bir bildiriye göre çürük; fermente edilebilen karbonhidratların sık alınması ile ilişkilendirilen ve diş sert dokularının demineralizasyon-remineralizasyon dengesinin bozulması ile karakterize edilen, biyofilm aracılı, çok faktörlü dinamik bir süreç olarak tanımlanmaktadır. Diş çürüğü lezyonları, oral bakterilerin fermente edilebilen karbonhidratları parçalaması sonucu oluşan organik asitler ve enzimler aracılığı ile diş sert dokularının demineralizasyonuna sebep olmakta; bu süreç kaviteasyon ve doku tahribatı ile sonuçlanmaktadır(18,19). Beslenme alışkanlıkları, düzensiz diş fırçalama, sosyal ekonomik durum, ailenin eğitim seviyesi çocukluk çağındaki çürüklerin etyolojisinde önemli rol oynamaktadır (20). Beslenme sırasında tüketilen fermente olabilen karbonhidratlar biyofilm tabakası içinde yer alan asidojenik bakteriler tarafından fermente edilmesiyle oluşan asitler diş sert dokularını yıkıma yol açmaktadır. Birçok faktörün etkileşmesi sonucu dişin sert dokularını meydana getiren kalsiyum fosfat $[Ca_2(PO_4)_2]$ kristalleri yıkıma uğrayarak, dişin organik ve inorganik yapısında kayıplar meydana gelmektedir (21).

Demineralizasyon sürecinin kontrol altına alınabilmesi için karbonhidrat tüketiminin azaltılması, etkin diş fırçalama alışkanlığının geliştirilmesi ve flor içeren diş macunu kullanılarak mikrobiyal plağın uzaklaştırılması gerekmektedir (22).

Diş çürüğünün gelişebilmesi için dört temel faktörün bir arada bulunması gerekmektedir. Bunlar mikroorganizma (plak florası), konak (risk altındaki mine ve sement), substrat (fermente edilebilir karbonhidratlar) ve zamandır. Bu etkenlerden herhangi birinin eksikliğinde dişte çürük meydana gelememektedir (23).

2.1.2. Çürük Oluşumunu Etkileyen Faktörler

2.1.2.1. Dental Plak

Bakteriyal plak, diş ve dişetine yapışık hâlde bulunan, bakteriler, virüsler, mayalar, protozoalar, epitel hücreleri, makrofajlar ve lökositlerden oluşan, mineralize olmamış ve yapışkan yapıdaki biyolojik bir tabaka olarak tanımlanmaktadır (24).

Bakteriler büyüme ve gelişimlerini sürdürebilmek ve gen ekspresyonunu geliştirebilmek için biyofilm tabakasını oluşturmaktadırlar. Donlan ve ark. 1978 yılında yaptıkları çalışmada biyofilm terimini ilk kez kullanmış ve bakterilerin uygun besin ortamlarında yüzeye tutunarak çoğalabildiklerini ortaya koymuşlardır(21). Bakteri adaptasyonu açısından önemli olan bu tabaka, bünyesinde barındırdığı mikroorganizmaları nem, sıcaklık, pH değişiklikleri ve ultraviole ışığının zararlı etkilerinden korumaktadır (24).

Dental plak oluşumu üç temel aşamada gerçekleşmektedir. İlk aşamada tükürük proteinleri diş yüzeyine çökerek hücre içermeyen ince pelikül tabakasını oluştururlar. Bu tabaka mikroorganizmaların retansiyonuna ve koloni oluşturmalarına ortam sağlayarak zamanla kalınlaşır (25). Bunu bakterilerin adezyonu ve plağın olgunlaşması izler. Ancak plağın çürük oluşturması üzerine en geçerli teori olarak ekolojik plak teorisi kabul edilmektedir. Bu teoriye göre çevresel faktörlerde meydana gelen değişiklikler dental plak içerisindeki mikrobiyal dengeyi bozarak çürüğün gelişimini tetiklemektedir(26).

Ağız mikroflorasında en yaygın olarak bilinen bakteriler arasında Streptococcus mutans (S. Mutans), S.sobrinus ve laktobasil türleri yer almaktadır. Bu mikroorganizmalar diyetle alınan karbohidratları fermente ederek asit üretirler (27). Dental plakta pH'nın düşmesi mine yüzeyinden kalsiyum, fosfat ve karbonat iyonlarının ayrılmasına yol açar. Bu süreç demineralizasyon olarak adlandırılmaktadır. pH seviyesinin nötral düzeye ulaşması ile birlikte tükürük içindeki mineraller tekrar diş yüzeyine çökerek remineralizasyon sürecini başlatırlar. Demineralizasyon-remineralizasyon arasındaki bu denge devam ettiği sürece diş üzerinde kavite oluşumu engellenmektedir (28,29).

Bilinen en karyojenik bakteri olan S. mutans, ekstraselüler polisakkarit sentezleyerek diğer bakterilerin adezyonunu kolaylaştırmakta ve laktik asit üreterek asidik ortam oluşturmaktadırlar (30). Karyojenik özellik gösteren ikinci önemli mikroorganizma ise S. sobrinus olup düz yüzey ve rampant çürüklerinden sorumlu tutulmaktadır(31). Laktobasillus türleri ise genellikle derin dentin lezyonlarında tespit edilmişlerdir. Lezyon

ilerledikçe bu türlerin sayısında belirgin artış gözlenmektedir. Rocas ve arkadaşlarının yürüttükleri bir çalışmada, derin dentin çürüklerinde tespit edilen mikrobiyal biyokütlenin %42,3'ünün Laktobasillus türlerinden oluştuğu bildirilmiştir (32). Son yıllarda yapılan çalışmalarda oral Candida türlerinin de özellikle karbonhidrat varlığında ve biyofilm içindeki diğer bakterilerle koagregasyon durumunda asidojenik özellikler sergileyerek karyojenik potansiyel gösterebildiklerini ortaya koymuşlardır (30,33,34).

2.1.2.2. Beslenme

Çürük oluşum sürecinde bireyin beslenme alışkanlıkları, besin tüketim sıklığı, içeriği ve tüketim şekli önemli rol oynamaktadır (35). Çürüğün etyolojisinde özellikle bakteriler tarafından kolayca fermente edilebilen karbonhidratlar ve serbest şekerler etkili olmaktadır. Üreticiler ya da tüketiciler tarafından yiyeceklere eklenen monosakkaritler, disakkaritler, bal, şurup ve meyve suyu konsantrelerinde doğal olarak bulunan şekerler serbest şeker olarak tanımlanmaktadır (36,37).

Meyve, sebze, süt ve süt ürünlerinde bulunan doğal şekerlerin ise yüksek lif ve su içerikleri ile birlikte polifenolik bileşikler ve kalsiyum içermeleri nedeniyle diş çürüğüne anlamlı bir katkı sağlamadığı bilinmektedir (35,38). Şeker tüketiminin azaltılması çürük riskini düşürmede önemli rol oynamaktadır. Dünya Sağlık Örgütü'nün 2015 yılında yayınladığı rehberde serbest şeker tüketiminin günlük enerji ihtiyacının %10'unu (yaklaşık 50 gram) veya diyetin %5'ini (yaklaşık 25 gram) geçmemesi önerilmektedir (39).

Beslenme alışkanlıklarının diş çürüğü oluşumunda önemli rol oynadığı bilinmektedir. Şekerin tüketim sıklığı, yeme, içme davranışları, çiğneme ve yutma arasında geçen süre, tükürüğün akış hızı ve içeriği karyojenik plağın varlığı çürük oluşumunda bireye bağlı faktörler arasında yer almaktadır (35). Akışkan yapıdaki şekerlerin sert ve yapışkan şekerlere göre daha düşük çürük yapıcı özelliğe sahip olduğu ve şekerli gıdaların ana öğünlerle birlikte tüketilmesinin ara öğünlerde tüketilmesine kıyasla daha az karyojenik etki oluşturduğu belirtilmektedir (40).

Beslenme ile çürük arasındaki ilişkide florür kullanımı önemli bir koruyucu unsur olarak öne çıkmaktadır. Yapılan araştırmalar batılı sanayileşmiş ülkelerde son 30 yıl içinde çürük prevalansında anlamlı bir azalma yaşandığını, buna karşın şeker tüketiminde

belirgin bir değişiklik olmadığını göstermektedir. Bu azalma büyük ölçüde florür içeren diş macunlarının yaygın kullanımına bağlanmaktadır (41).

2.1.2.3. Konak Diş

Dişin anatomik ve histolojik özellikleri, morfolojik yapısı, dental ark üzerindeki konumu, oklüzal ilişkileri ve sürme zamanı çürük oluşumunda bireyler arasında ve hatta aynı bireyin farklı dişleri arasında farklılıklara neden olabilmektedir (42). Dişin morfolojisinin yanı sıra, oral hijyen alışkanlıkları, tükürük akış hızı ve viskozitesi çürük oluşumundaki önemli faktörler arasında yer almaktadır. Özellikle süt ve daimi azı dişlerindeki derin pit ve fissürler, geniş aproksimal kontak yüzeyleri ve kontak noktaları altında kalan mine yüzeyleri çürüğe karşı hassas bölgeler olarak bilinmektedir. Epidemiyolojik çalışmalar okul çağındaki çocuklarda görülen çürüklerin büyük bir kısmının pit ve fissür kaynaklı olduğunu ortaya koymaktadır (43).

Pit ve fissürlerin derin olması karyojenik mikroorganizmaların tutunması ve çürük lezyonlarının ilerlemesi için uygun ortam oluşturmaktadır. Özellikle derin oklüzal fissürlerin ve aproksimal yüzeylerin tükürük ile yeterince yıkanamaması ve oral hijyen uygulamaları ile mekanik olarak temizlenmelerinin güç olması, bu bölgelerde çürük riskini artırmaktadır (44). Ayrıca mine hipoplazileri, opak yapılar, yüzey pürüzlülükleri, maloklüzyon varlığı ve dişler arasında diastemanın bulunmaması, dişleri çürüğe daha yatkın hale getiren faktörlerdendir (45). Dişler matürasyon süreçlerinin bir kısmını sürdükten sonra tamamladıkları için sürme sonrası ilk iki yıl boyunca özellikle oklüzal çürük açısından yüksek risk altında bulunmaktadır (46).

2.1.2.4. Tükürük

Tükürük, majör ve minör tükürük bezi salgıları, diş eti oluğu sıvısı, bronşiyal ve burun salgıları, ağız yaralarından gelen serum ve kan türevleri, bakteriler ve bakteriyel ürünler, virüsler, mantarlar, dökülmüş epitel hücreleri ve diğer hücresel maddelerden oluşan ağız sıvılarının karmaşık bir karışımı olarak tanımlanmaktadır. Toplam tükürük hacminin yaklaşık %93'ü majör tükürük bezleri olan submandibular, sublingual ve parotis bezlerinden kalan %7'si ise minör tükürük bezleri ve diş eti oluğu sıvısından kaynaklanmaktadır (47,48).

Tükürük proteinleri değişik mekanizmalar yoluyla çürük oluşumunun önlenmesi ve dişin bütünlüğünün korunmasında önemli bir rol oynamaktadır (49). Tükürük diş yüzeylerinin

temizlenmesi, aşınma ve yıpranmaya karşı koruması, demineralizasyonun geciktirilmesi, remineralizasyonun desteklenmesi, asitlerin hızla nötralize edilmesi ve ağız boşluğunun enfeksiyondan korunması gibi çeşitli görevleri yerine getirmektedir (48). Tükürüğün bilinen en önemli özelliklerinden biri de tamponlayıcı etkisidir. Bu etki sayesinde ağız ortamında ve diş yüzeyinde pH düzeyi nötr veya bazik sınırlar içinde korunmaktadır. Tükürük içinde bulunan kalsiyum, fosfat, magnezyum, flor iyonları mine yüzeyine çökerek demineralizasyonu önlemekte ve remineralizasyonu destekleyerek çürük oluşumuna engellemektedir. Uyarılmamış tükürük akışında tamponlama, inorganik fosfatlar ile sağlanırken; uyarılmış tükürük akışında bu süreç bikarbonat tampon sistemi aracılığı ile sağlanmaktadır (50).

Tükürüğün akış hızı da tükürüğün içeriğini etkileyen önemli bir faktördür. Akış hızının artması ile birlikte içeriğindeki protein, sodyum, bikarbonat ve klorit düzeylerinin yükseldiği ve bunun sonucunda çürük riskinin azaldığı bilinmektedir (51). Tükürük akış hızının düzenli olarak izlenmesi ilerleyen dönemde ortaya çıkabilecek sorunların erken belirlenmesine de katkı sağlayacaktır.

2.1.2.5. Çevresel Faktörler

Bazı sistemsel hastalıkların, diş çürüğü gelişiminde ve diş kaybında önemli rol oynayabildiği bilinmektedir. Bu hastalıklar arasında diabetes mellitus, Sjögren sendromu ve çeşitli kanser türleri yer almaktadır (52). Bazı durumlarda ise, hastalığın kendisinden ziyade uygulanan tedaviler (örneğin ilaç kullanımı veya radyoterapi gibi) tükürük akış hızı ve içeriğinde değişikliklere yol açarak çürük oluşma riskini artırabilmektedir (53).

2.1.2.6. Genetik Faktörler

Diş çürüğünün oluşumu birçok faktöre bağlıdır. Aynı çevresel risk faktörlerine maruz kalan bireylerde çürük riskinin farklılık göstermesi çürüğün etyolojisinde genetik faktörlerin rol oynayabileceğini düşündürmektedir (54). Bu varsayım, aile çalışmaları ile birlikte monozigot ve dizigot ikizleri içeren araştırmalara da temel oluşturmuştur.

Boraas ve ark.nın gerçekleştirdiği ikiz çalışmasında (46 ikiz, 3 üçüz) farklı çevresel koşullarda yaşamlarını sürdüren 40 yaş üstü tek yumurta ikizlerinde, çürük görülen ve tedavi edilen yüzeyler arasında yüksek oranda benzerlik tespit edilmiştir (55).

Ayrıca bazı kalıtsal hastalıkların çürüğe yatkınlığı arttırdığı binmektedir. Örneğin Epidermolizis bülloza hastalarında küçük bir travmanın bile şiddetli ağrılara yol açması oral hijyenin sağlanmasını zorlaştırmakta ve bu durum çürük riskini arttırmaktadır. Bağ dokusu rahatsızlığı olan ektodermal displazi ve Klinefelter sendromu hastalarında da çürük görülme sıklığının arttığı bildirilmektedir (56).

2.1.2.7. Sosyoekonomik Faktörler

Diş çürüğü etyolojisinde sosyoekonomik faktörler; sosyal sınıf, eğitim seviyesi, ekonomik durum, cinsiyet, yaş ve etnik köken gibi değişkenleri kapsamaktadır. Yapılan çalışmalar, düşük sosyoekonomik koşullarda yaşayan bireylerin çürükle ilişkili risk faktörlerine daha fazla maruz kaldığını göstermektedir (57–59).

Düşük gelirli ailelerin genellikle şeker ve yağdan zengin beslenme alışkanlıkları, yetersiz koruyucu bakım ve seyrek diş hekimi ziyareti nedeniyle çocuklarda çürük riskinin arttığı belirtilmektedir (57).Göçmen bireylerde ve etnik azınlıklarda da çürük prevalansının yüksek olduğu rapor edilmiştir (60).

2.1.3. Çürüğün Sınıflandırılması

Diş çürüğünün tanımlanmasını ve uygulanacak dental tedavilerin doğru şekilde planlanmasını sağlamak amacıyla çeşitli sınıflandırma sistemleri geliştirilmiştir. Çürükler; lokalizasyonu, anatomik yeri, radyolojik ilerleme düzeyi, ilerleme hızı, görüldüğü bölge, restorasyon gereksinimi ve oluşum şekline göre sınıflandırılabilir (61).

Amerikan Diş Hekimleri Birliği'nin çürük sınıflandırma sistemine göre, çürükler lokalizasyon, ilerleme hızı ve tedavi planına göre sınıflandırılmaktadırlar. Lokalizasyona göre; pit ve fissür, aproksimal, servikal, düz yüzey, tüberkül tepesi ve insizal kenar ve kök yüzeyi çürükleri olarak, ilerleme hızına göre aktif, inaktif (durgun), kronik ve rampant çürük lezyonları şeklinde sınıflandırılmaktadır. Tedavi ve restorasyon planlamasına ilişkin sınıflandırma Şekil 2.1'de gösterilmiştir:

Sınıf I: Büyük azı ve küçük azı dişlerin oklüzal fissürlerinde, üst azı dişlerin palatinal pitlerinde, alt azı dişlerin bukkal pitlerinde ve üst kesici dişlerin palatinal pitlerinde görülür.

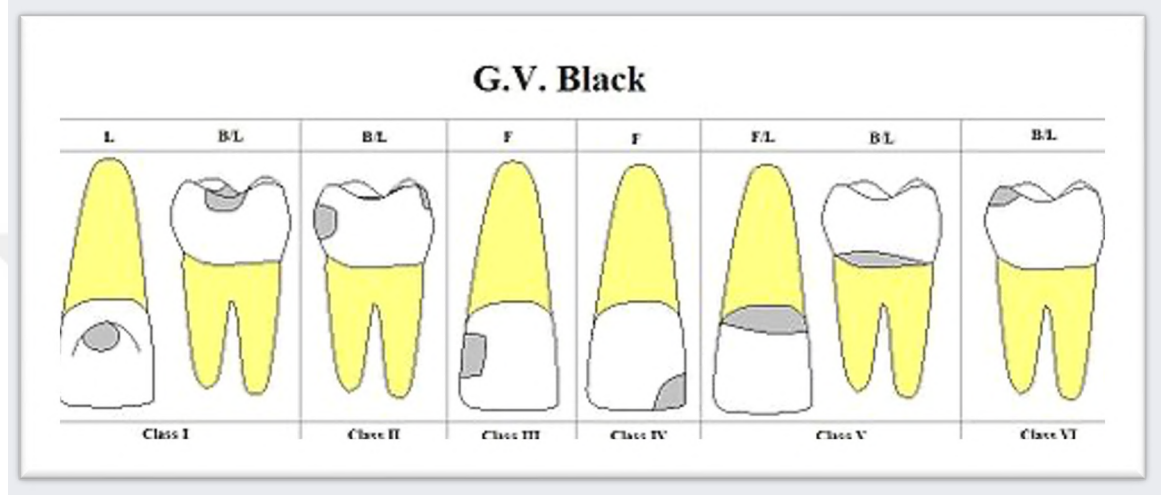
Sınıf II: Büyük azı ve küçük azı dişlerin ara yüzlerinde görülür.

Sınıf III: Kesici dişlerin ara yüzlerinde görülür fakat kesici kenarları içermez.

Sınıf IV: Kesici dişlerin ara yüzlerinde fakat kesici kenarları içerecek şekilde görülür.

Sınıf V: Kesici dişlerin ve azı dişlerinin bukkal, lingual ve palatinal yüzeylerinde servikal üçlüde görülür.

Sınıf VI: Büyük azı ve küçük azı dişlerin tüberkül tepelerinde görülür.



Şekil 2.1. Çürüğün lokalizasyonuna göre sınıflandırılması

2.2. Süt Dişleri ve Özellikleri

Süt dişlenme süreci yaklaşık bebek 6 aylıkken başlamaktadır ve 2,5-3 yaşları civarında tüm dişlerin ağızda görülmesi ile tamamlanmaktadır (62). Süt dişlerinin ileride düşecek olması düşüncesi ile problemlerin ihmal edilmesi yaygın ancak ciddi sorunlar doğurabilecek bir hatadır. Süt dişleri; çiğneme ve beslenmeye katkıda bulunarak büyüme ve gelişimi desteklemekte, çene kemiğinin gelişimini uyarmakta ve daimi dişler için rehberlik görevi görmektedir. Özellikle ön bölgedeki süt dişlerin erken kaybı çocuklarda konuşma güçlüklerine ve psikososyal problemlere yol açabilmektedir (63).

Süt dişlerinin daimi dişlere göre bir takım morfolojik ve histolojik farklılıkları olduğu bilinmektedir. Süt dişlerine yapılacak tedavilerde bu yapısal farklılıkların göz önünde bulundurulması gerekmektedir (64).

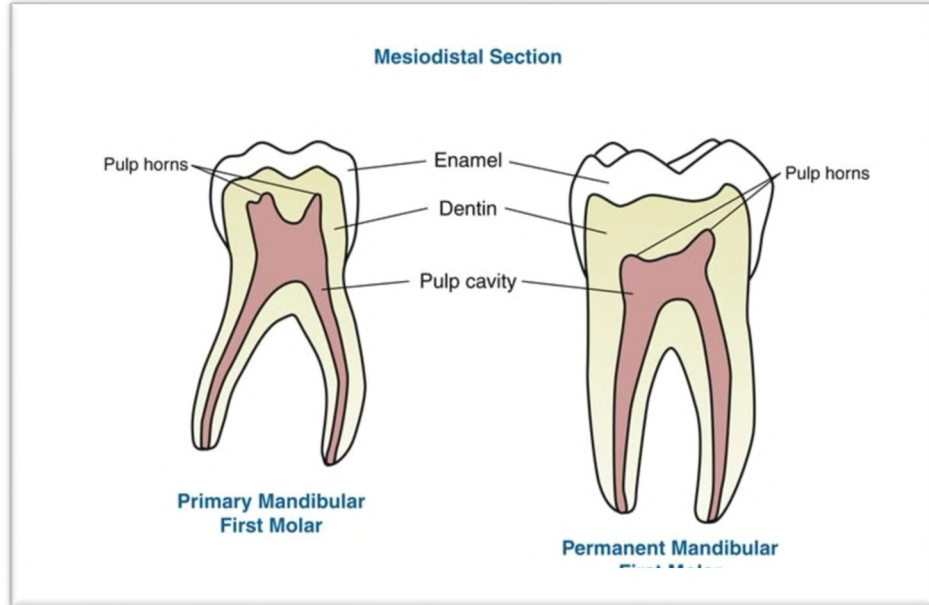
Süt dişleri tüm boyutlarıyla daimi dişlere göre küçük olup, morfolojik farklılıklar göstermektedir. Süt dişi kronları daimi dişlere kıyasla daha kısa olup mezio distal çapları, serviko oklüzal yüksekliklerinden fazladır. Süt azı dişlerinin oklüzal yüzeylerinin daimi dişlere göre daha dar olduğu bilinmektedir (65).

Süt azı dişlerinin kronlarının bukkal lingual yüzeyleri birbirine yaklaşarak devam etmektedir. Süt dişlerinin mine ve dentin kalınlığı daimi dişlerin yaklaşık yarısı kadardır. Mine prizmalarının yönü de farklılık göstermektedir: süt dişlerinde servikal üçlüde prizmalar oklüzale doğru uzanırken, daimi dişlerde daha çok apikal veya horizontal yönde seyretmektedir. Servikal bölgede belirgin bir boğumlanma gösteren süt dişleri restoratif uygulamalarda kama yerleştirilmesini zorlaştırabilmektedir.

Süt dişlerinin mine tabakası daimi dişlere göre daha beyazdır ve yüzeyi aprizmatik tabaka ile kaplıdır, daimi dişlerde bu tabaka sadece servikal bölgede ince bir tabaka şeklinde bulunmaktadır (65).

Pulpa ve Kök Kanal Sistemleri

Süt dişlerinin pulpası daimi dişlere oranla daha fazla hacim kaplamaktadır. Pulpa boynuzları mine-dentin birleşim bölgesine ve kronun dış yüzeyine daha yakın konumlanmış olup, özellikle mezial pulpa boynuzları distaldekilere göre daha yüksektir. Pulpa odalarının yüksekliği; süt azı dişlerinde 1.süt azıdan ikinciye doğru azalırken, daimi azı dişlerinde 1. daimi azıdan 3. daimi azıya doğru artmaktadır. Gelişimini tamamlamış süt azı dişlerin kök kanal sistemi daimi azı dişlerine göre son derece kıvrımlı ve karmaşıktır (Şekil 2.2) .



Şekil 2.2. Pulpa ve Kök Kanal Sistemleri dişlerin klinik görünümü

Daimi ve süt dişleri arasında histolojik olarak da farklılıklar bulunmaktadır. Mine dokusu incelendiğinde daimi dişlerde ağırlıkça %96 inorganik, %1 organik yapı, %3 su bulunurken; süt dişlerinde %92-93 inorganik, %4 organik yapı ve %3 su bulunmaktadır. Süt dişlerinde minenin iç tabakanın oluşumu prenatal evrede gerçekleşip daha homojen bir yapı sergilerken, postnatal dönemde gelişen dış tabaka daha düzensiz ve kalsifiye bir yapı göstermektedir. Süt ve daimi dişlerin dentin tübül yapıları karşılaştırıldığında süt dişi dentininde tübül sayısı daha az ve çaplarının daha küçük olduğu gözlemlenmiştir (65).

2.3. Süt Dişlerinde Kullanılan Dolgu Materyalleri

Süt dişlerinin anatomik, histolojik, fizyolojik özelliklerinin daimi dişlerden farklı olması, çocuk hastalarda sınırlı çalışma süresi ve kooperasyon güçlüklerinin olması restoratif tedavilerde kullanılacak materyal seçimi açısından önemlidir. Mine ve dentin mesafesinin sürekli dişlere göre daha ince olması, servikal bölgede belirgin daralma ve aproksimal bölgede kontakların düz yüzey şeklinde olması süt tedavilerin başarısını doğrudan etkilemektedir (65). Restoratif materyal seçiminde; çocuğun iş birliği düzeyi, çürüğün yaygınlığı, tedavi ortamı koşulları ve ailenin sosyoekonomik durumu önemli rol oynamaktadır(66). Süt dişlerinde kullanılacak olan materyallerden beklenen bazı özellikler biyouyumlu olmaları, nem hassasiyetlerinin az olması, minimal invaziv uygulamalara olanak sağlamaları, estetik olmaları, aşınma ve kırılma dirençlerinin yüksek olması, flor uygulamaları sonucunda reşarj olmaları, manipülasyonlarının kolay olması ve kabul edilebilir bir estetik düzey sunmalarınıdır (67)

2.3.1. Amalgam

Dental amalgamın (Ag) 150 yılı aşkın süredir restoratif materyal olarak kullanılmakta olup tarihsel olarak ilk kez Çin'de Tang Hanedanlığı döneminde (MS 618–907) ve Almanya'da 1528 yılında kullanıldığına dair kayıtlar bulunmaktadır (68). Dental amalgam %50 oranında cıva ile gümüş, kalay ve bakır alaşımlarının karıştırılmasıyla elde edilmektedir (67). Dental amalgam kolay uygulanabilir olması, yüksek teknik hassasiyet gerektirmemesi, anatomik formun korunmasına olanak tanınması, kırılmaya karşı nispeten dirençli olması ve restorasyonların uzun ömürlü olması gibi avantajları nedeniyle sıklıkla tercih edilmiştir (Şekil 2.3). Aynı zamanda gelişen korozyon ürünleri dolgu ile diş arasında mikro sızıntı oluşmasına engel olarak restorasyonun marjinal sızdırmazlığını arttırmıştır (67,69). Estetik beklentinin artması, cıva içeriğinin olası toksik etkilerine

yönelik kaygılar, çevresel faktörler ve günümüzde giderek önem kazanan minimal invaziv tedavi yaklaşımları, dental amalgamın kullanımının azalmasına neden olmuştur (9). Dental amalgam kaviteye sadece mekanik retansiyon yoluyla tutunabildiği için kavite preparasyonu büyük önem taşımaktadır. Bu nedenle Black tarafından korumak için genişletmek prensibi geliştirilmiş, retansiyonun sağlanabilmesi için sağlıklı diş dokusunun geniş ölçüde uzaklaştırılması gerektiği belirtilmiştir (70). Kalıcı dişlere göre daha sınırlı boyutlarda olan süt dişlerinde bu durum, pulpanın perforasyonuna neden olabilmektedir (71).

Amalgamın içeriğindeki cıva bileşikleri olası toksik etkileri dolayısıyla 28 Temmuz 2009 yılında ABD Gıda ve İlaç Dairesi dental amalgamı Sınıf II materyal olarak tanımlamış ve kullanımına ilişkin birtakım uyarılar yayınlamıştır. FDA amalgamın kullanımının hamile bireylerde gelişmekte olan fetüslerde ve altı yaşın altındaki çocuklarda uzun vadeli etkilerine karşı mevcut bilimsel kanıtların sınırlı olduğunu ifade etmiştir (72).



Şekil 2.3. Amalgam ile restore edilmiş mandibular dişlerin klinik görünümü (73).

Amalgamın içeriğinde bulunan cıvanın çevresel ve biyolojik etkileri sadece bireysel sağlık açısından değil, küresel ölçekte çevre sağlığı açısından da endişe konusu olmuştur. Bu bağlamda, Birleşmiş Milletler Çevre Programı (UNEP), insan ve çevre sağlığını antropojenik cıva emisyonlarından korumak amacıyla 2013 yılında **Minimata Sözleşmesi**'ni imzalamıştır. Söz konusu sözleşme, 2017 yılında yürürlüğe girmiş olup, çevreye salınan cıva emisyonlarının sınırlandırılmasını hedeflemektedir. Bu kapsamda, diş hekimliğinde dental amalgam kullanımının küresel ölçekte azaltılması yönünde bir uzlaşmaya varılmıştır (74).

2.3.2. Kompozit Rezin

Rezin esaslı materyallerin restoratif diş hekimliğine girişi modern diş hekimliğinin en önemli ilerlemelerinden biridir. Artan estetik beklentiler doğrultusunda 1878’de Fletcher tarafından geliştirilen silikat simanlar ön bölgede kullanılmaya başlanmış olsa da yetersiz fiziksel özellikleri, düşük renk stabilitesi ve yüksek çözünürlükleri nedeniyle uzun dönem başarı gösterememiştir. Bu eksiklikleri gidermek için 1960’ların başlarında akrilik rezinler geliştirilmiş, ancak polimerizasyon büzülmesi, mikrosızıntı ve yüksek termal genişleme gibi olumsuz özellikleri sekonder çürük riskini artırarak kullanım alanlarını sınırlamıştır (75). Diş hekimliğinde kullanılan kompozit rezinler temel olarak üç ana yapıdan oluşur: İlk bileşen, materyale şekil ve bütünlük kazandıran çapraz bağlı polimer rezin matriksidir. İkinci bileşen, cam, silika, kristal yapılar veya metal oksitlerden oluşan güçlendirici partiküllerdir. Üçüncü bileşen ise kısa lifleri veya bu liflerle partiküllerin birlikte kullanıldığı dolgu sistemlerini içerir. Bu yapısal unsurlara ek olarak, materyalin sertleşmesini sağlayan aktivatör–başlatıcı sistemi ile doğal diş tonuna uyum sağlayan pigmentler de formülasyonda yer alır. Renk stabilitesinin korunmasına yardımcı olan UV emiciler, çalışma süresini kontrol eden inhibitörler ve materyalin dayanıklılık, görünüm ve performans özelliklerini destekleyen çeşitli katkıları da kompozitlerin yapısına dahil edilmektedir (76). Kompozit rezinlerin en önemli bileşeni olan rezin matriksi, materyalin genel davranışını belirleyen temel unsurdur. Güncel kompozitlerde bu matriks çoğunlukla Bis-GMA ve UDMA gibi yüksek viskoziteli monomerlerin, akışkanlığı artırmak amacıyla TEG-DMA gibi daha düşük viskoziteli seyreltici monomerlerle bir araya getirilmesiyle oluşturulur (77).

Makro dolgu içeren kompozitlerde ise eritilmiş silika partikülleri, kuvars kristalleri ve baryum, stronsiyum veya zirkonyum silikat yapısındaki cam dolgular sıkça kullanılmaktadır. Kompozitlerin ağırlıkça yaklaşık %70–80’ini oluşturan bu dolgu partikülleri, materyalin mekanik ve fiziksel dayanımını belirgin şekilde artırır. Bu nedenle kompozitler, doldurucusuz akrilik rezinlere kıyasla daha yüksek sertlik ve dayanıklılık göstermekte; ayrıca daha düşük polimerizasyon büzülmesi ve daha stabil bir termal genişleme katsayısı sunmaktadır (77).

Kompozit rezinler, içerdikleri doldurucuların tipi, partikül boyutu, viskozite düzeyleri ve polimerizasyon yöntemleri gibi çeşitli özelliklere göre sınıflandırılabilirler (78).

2.3.2.1. İnorganik Doldurucu Büyüklük ve Yüzdelerine Göre:

Megafil kompozitler, 50–100 µm büyüklüğündeki doldurucu partikülleri ile özellikle oklüzal yüzey gibi aşınmaya maruz kalan bölgelerde tercih edilmektedir (79). Makrofil kompozitlerde ise partikül boyutu 10–100 µm arasında değişmektedir. Ancak doldurucuların büyük olması nedeniyle organik matriks içerisinde aşınma, yüzey pürüzlülüğü ve renklenme sorunları görülebilmekte, bu nedenle posterior bölgelerde kullanımları önerilmemektedir (75). Midifil kompozitlerin partikül boyutu 1–10 µm arasında iken, minifil kompozitlerde bu değer 0,1–1 µm aralığındadır. Minifil tipinde polimer matriks içindeki doldurucu oranı ağırlıkça %75–85'e ulaşabilmektedir (79). Mikrofil kompozitlerde ise doldurucu partikül büyüklüğü 0,01–0,1 µm düzeyindedir. Küçük partiküllerin ışık kırma özellikleri mineye oldukça yakın olduğundan, bu materyaller ön bölge restorasyonlarında estetik avantaj sağlamaktadır (80). Hibrit kompozitler, farklı boyutlardaki partikülleri içeren karışımlar olup doldurucu büyüklükleri 0,04–1 µm arasında değişmektedir. Bu yapıları sayesinde aşınmaya karşı dirençleri ve polisaj özellikleri oldukça iyidir; bu nedenle Sınıf I, II, III ve IV restorasyonlarda kullanılabilirler (81). Nanofil kompozitlerin doldurucu partikül büyüklüğü 0,005–0,01 µm dur (79). Nano partiküller şekillendirilmenin kolay olması ve aşınmaya karşı yüksek direnç sağlaması nedeniyle uzun ömürlü ve estetik restorasyonlarda önemli bir avantaj sunmaktadırlar (82).

Nanohibrit kompozitler ise hibrit kompozitlerin en gelişmiş formu olarak kabul edilmektedir. Nano-doldurucu teknolojisi ile geliştirilen bu materyaller, yaklaşık 5–10 nm boyutundaki nano partiküllerin mikron ölçekli doldurucularla birlikte kullanıldığı özel bir yapıya sahiptir. Böylece mikrofil kompozitlerin cilalanabilirlik ve estetik üstünlükleri, klasik hibrit kompozitlerin hem mekanik dayanıklılığı hem de aşınma direnci birleştirilmiştir. Bu özellikleri sayesinde yüksek cilalanabilirlik, estetik görünüm, dayanıklılık ve aşınma direncini bir arada sunmaktadırlar (83).

2.3.2.2. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre: (Self Cured)

Kompozit rezinlerde sertleşme süreci polimerizasyon adı verilen kimyasal reaksiyon ile gerçekleşmektedir. Bu süreçte monomerler birbirlerine bağlanarak polimer zincirlerini oluştururlar ve başlangıçta sıvı halde olan monomerler polimerize olarak katı hale geçerler. Polimerizasyon ışık ile, kimyasal yolla veya dual olarak sağlanabilmektedir (84). Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezin materyaller genellikle ikili pat

sistemi şeklinde üretilmektedir. Bir pat içerisinde bulunan benzoil peroksit (inisiyatör), diğer patta yer alan polimerizasyonu hızlandırıcı tersiyer amin ile reaksiyona girerek polimerizasyonu başlatır. Bununla birlikte, çalışma süresinin kısa olması ve karışımın yeterince homojen yapılmaması halinde polimerizasyonun tüm bölgelerde eşit şekilde gerçekleşmemesi bu sistemlerin başlıca dezavantajlarını oluşturmaktadır (85).

Görünür ışık ile polimerize olan kompozit materyaller 1980'li yıllardan itibaren klik kullanıma girmiştir (86). Bu sistemlerde 410- 500 nm dalga boyundaki görünür mavi ışık polimerizasyonu başlatmakta ve kompozit rezinlerin içeriğinde bulunan kamferokinon (CQ) ise ışığa duyarlı bir reaksiyon başlatıcı olarak görev almaktadır. CQ, 470 nm dalga boyunda zirve emilim görülmektedir. Işık kaynağının elde edilmesinde Quartz tungsten halojen ve led ışık kaynakları kullanılmaktadır (87).

Dual-cure kompozit rezinler ise ışıkla ve kimyasal yolla polimerizasyonu sağlanmaktadır. Işık ile başlayan polimerizasyon süreci kimyasal yolla devam etmektedir. Kimyasal yolla polimerizasyonu başlatan amin grubuna ek olarak ışık ile polimerizasyon için gibi bir foto başlatıcı ilave edilmiştir (86).

Dual-cure sistemler polimerizasyonun yeterli olmayabileceği derin kavitelere, rezin materyalin 2 mm'den fazla kullanıldığı durumlarda ve inter aproksimal kavitelere başarılı sonuçlar vermektedir (75).

2.3.2.3. Viskozitelerine Göre:

Kondanse edilebilen kompozit rezinler yüksek viskoziteleri sayesinde kolay manipüle edilebilmekte ve aproksimal kontak noktalarının ideal bir biçimde oluşturulmasına olanak tanımaktadırlar (88). Bu materyallerin inorganik doldurucu içerikleri geleneksel kompozit rezinlere kıyasla yüksektir ve bu sebeple daha çok posterior bölgelerdeki restorasyonlar için tercih edilmektedirler (75).

Akışkan kompozit rezinler, düşük viskoziteleri sayesinde kavite duvarlarına daha iyi uyum sağlayabilmekte ve kenar boşluklarını minimize ederek restorasyonun marjinal uyumunu arttırmaktadırlar (89). Elastisite modüllerinin doğal dişe yakın olması nedeniyle, bu materyaller diş dokusu ile uyumlu bir şekilde esneyerek uygulanan stresin diş iletimini azaltmaktadır (90). Çürük bulunmayan servikal defektlerde, sınıf II restorasyonlarda ilk tabaka olarak kullanılabilirler (86).

Kompozit rezinle minimal kavite preparasyonuna olanak sağlayarak diş dokularının korunmasını sağlamaktadırlar. Adeziv sistemler sayesinde diş dokularına bağlanabilmekte ve geriye kalan diş dokularını destekleyerek restorasyonun dayanıklılığını arttırmaktadırlar. Kenar uyumları ve estetik özellikleri oldukça iyidir. Kırılma dirençleri amalgamdan yüksektir ve polisaj için ek bir seans gerektirmemektedirler (86,91).

Bununla birlikte kompozit rezinlerin bazı dezavantajlarının bulunduğu da bilinmektedir. Resin esaslı materyallerin sitotoksikite riski mevcuttur. Polimerizasyon süreci sonunda monomerlerin tümünün birleşerek polimere dönüştüğü varsayılmaktadır. Fakat yapılan çalışmalarda, monomerlerin %15 ila %50 oranında tepkimeye girmeyerek ortamda rezidüel halde kaldığı tespit edilmiştir. Bu rezidüel monomerlerin salınımı ile birlikte ağız içi dokularda biyolojik reaksiyonlara neden olabildiği ifade edilmektedir. Sitotoksikite düzeyi, salınan monomerlerin türüne ve miktarına bağlı olarak değişmektedir (92).

Kompozit resin materyaller polimerizasyon sırasında meydana gelen büzülme sonucu diş dokularından ayrılabilirler. Bu büzülme, restorasyonun marjinal kenarlarında mikro sızıntı, ikincil çürük ve restorasyonlarda renk değişikliklerine sebep olabilmektedir. Nemden olumsuz etkilendikleri için teknik hassasiyet gerektirmektedirler ve işlem basamakları uzundur. Kooperasyon zorluğu görülen çocuklarda uygulanması zor olmakla birlikte yüksek çürük riski olan çocuklarda ve geniş kavitelere kullanımı tavsiye edilmemektedir (93).

2.3.3. Geleneksel Cam İyonomer Simanlar

Cam iyonomer simanların (CİS) temel bileşimini Alüminosilikat cam ile poliakrilik asit (ASPA) oluşturmaktadır. Bu materyal, 1972 yılında Wilson ve Kent tarafından geliştirilmiş olup, silikat simanların flor salınım kapasitesi ile poliakrilat simanların diş dokusuna kimyasal bağlanma özelliğini bir araya getirme amacıyla ortaya çıkmıştır. CİS, 1970'li yılların sonlarına doğru klinik uygulamalarda kullanılmaya başlanmıştır. Uluslararası Standardizasyon Örgütü (ISO) tarafından "cam polialkenoat siman" olarak tanımlanmasına rağmen, literatürde ve klinik uygulamalarda daha çok "cam iyonomer siman" ifadesi kullanılmaktadır (94,95).

Cam iyonomer simanlar (CİS) florür içeren alüminosilikat cam tozu (baz), suda çözünebilen poliakrilik asit ve çözücü olarak su olmak üzere üç temel bileşenden

oluşmaktadır (96). Toz ve sıvı fazın karıştırılması ile hazırlanan bu materyaller literatürde “geleneksel” ya da “konvansiyonel” CİS olarak tanımlanmaktadır. Geleneksel CİS’lerin sertleşme mekanizması, sulu ortamda poliakrilik asit ile kalsiyum-floro-alümina-silikat cam partikülleri arasında gerçekleşen asit-baz reaksiyonuna dayanmaktadır (65).

GCİS’lerde toz ve likit karıştırıldığında, cam tozundaki metal oksitler asit grupları ile nötralizasyon reaksiyonuna girmekte ve bu etkileşim sonucunda sertleşme süreci başlamaktadır. Cam tozunun içine metal iyonları olarak alüminyum, kalsiyum, sodyum, çinko, potasyum, lantan ve stronsiyum eklenmektedir. Bu bileşenlerden silisyum ve alüminyum simanın mekanik direncinden sorumlu iken kalsiyum florür (CaF_2) uygulandığı ortama flor iyonlarının salınmasını sağlamaktadır (97).

CİS’ler uygulandıktan sonra ortama yüksek seviyede flor salınımı gerçekleşmektedir. Bu yoğun salınım oranı düşerek, düşük seviyede sürekli salınım devam etmektedir. Ayrıca profesyonel flor uygulamaları sonucu yeniden şarj olabilmekte ve flor rezervuarı olma özelliği göstermektedirler (98).

Asit-baz reaksiyonunun sağlıklı bir şekilde oluşabilmesi için silikat partiküllere alüminyum, stronsiyum, sodyum, kalsiyum gibi katyonlar eklenerek materyale bazik özellik kazandırılmıştır. GCİS’ler diş kimyasal yolla doğrudan bağlanabilen tek restoratif materyal olarak öne çıkmaktadır. Bu kimyasal bağlanma poliakrilik asit, diş yüzeyini pürüzlendirirken poliasit zincirleri kalsiyum ve fosfat iyonlarıyla yer değiştirerek bağlanmayı sağlamaktadır Kalsiyum ve fosfat iyonlarının GCİS içine geçmesi ile asidik yapı tamponlanmakta, pH seviyesi yükselmekte ve bu reaksiyon sonucunda cam iyonmer siman ve diş arasında iyon açısından zengin ara bir tabaka meydana gelmektedir (99).

GCİS uygulanırken genellikle adeziv materyalin kullanımına ihtiyaç duyulmamaktadır. Ancak bazı araştırmacılar CİS yerleştirilmeden önce yüzeyin asitlenmesini tavsiye etmektedirler. Bu işlemin yüzeydeki smear tabakasını kaldırarak yüzey enerjisini arttırdığı ve bağlanma etkinliğini geliştirdiği görüşünü bildirmektedirler. CİS’lerin asit ve cam içeriklerinde yapılan değişikliklerle farklı klinik uygulamalara uygun varyasyonları geliştirilebilmektedir. GCİS’lerin mine ve dentin yüzeylerine kimyasal olarak bağlanabilmeleri, diş dokusuna yakın genişleme katsayılarının olması, biyouyumluluk göstermeleri, flor salınımı yapmaları ve rezin esaslı materyallere kıyasla daha az nem

hassasiyetine sahip olmaları, çocuk hastalarda kullanımını kolaylaştıran önemli avantajlar arasında yer almaktadır (100).

GCİS'lerin bazı olumsuz özellikleri de bulunmaktadır. Sertleşme tamamlanana kadar olan süreçte neme karşı hassasiyet göstermektedirler. Nem kontaminasyonu materyalin sertliğini azaltarak, çözünürlüğünü arttırmakta ve mekanik dayanıklılığı olumsuz etkilemektedir. GCİS'ler dehidratasyona hassasiyet gösterirler. Aşırı kuruduğu durumda oluşan çatlaklar renk değişikliği ve kenar sızıntısına sebep olmaktadır (101). Sertleşme sürelerinin uzun, çalışma sürelerinin kısa olması, estetik özellikleri ve renk stabiliteilerinin zayıf olması da dezavantajları arasındadır (102).

Koheziv bağlanma güçlerinin az olması nedeniyle yüksek çiğneme kuvvetlerine karşı gerilme, kopma ve aşınmaya karşı yetersiz performans sergilemektedirler. Bu sebeple posterior bölgede geçici restoratif materyal olarak kullanılmaları önerilmemektedir (103).

GCİS'ler biyouyumlulukları, flor salınımı özellikleri ve kimyasal bağlanma kapasiteleri nedeni ile hem süt dişlerinde hem de daimi dişlerde geniş bir kullanım alanına sahiptirler. Süt dişlerinde sınıf I, II, III ve V kavite tiplerinde kalıcı restorasyon materyali olarak uygulanabilmekte, özellikle kooperasyonun sağlanamadığı, çürük riski yüksek olan ve aktif çürük lezyonlarına sahip çocuk hastalarda oral bakteriyel yükü kontrol altına almak amacıyla ara terapötik restorasyon materyali olarak tercih edilebilmektedirler (Şekil 2.4). Ayrıca eksfoliasyon zamanı yakın olan süt dişlerinde, travmatik restoratif tedavi (ART) uygulamalarında ve saha temelli toplum ağız sağlığı çalışmalarında da etkin bir şekilde kullanılmaktadırlar (104).

Daimi dişlerde ise sınıf III ve V restorasyonlarda, kaide materyali ve post kor materyali olarak, ortodontik bantların, paslanmaz çelik kronların, sabit yer tutucularının ve kron-köprülerin sementasyonlarını amacıyla da yaygın olarak kullanılabilirler (104).



Şekil 2.4. Geleneksel cam iyonomer siman ile restore edilmiş dişin klinik görünümü (105).

2.3.4. Hibrit Cam iyonomer simanlar

Gelişen malzeme teknolojileri sonucunda cam iyonomer simanlarda görülen olumsuz ve yetersiz özelliklerin giderilmesi amacıyla bu materyallerin içeriğine rezin ilave edilerek hibrit materyaller elde edilmiştir (106).

2.3.4.1. Rezin Modifiye Cam iyonomer Siman (RMCİS)

GCİS'in neme karşı hassasiyetini azaltmak ve fiziksel özelliklerini geliştirmek amacı ile 1991 yılında Mitra tarafından tanıtılan RMCİS'ler, GCİS ile rezinler esaslı materyaller arasında bir performans sergilemektedirler (107). Hidrofilik monomerler ve hidroksietil metakrilat (HEMA) gibi polimerlerin ilavesiyle geliştirilmişlerdir. Yapılarında bulunan cam partikülleri rezin faz ile kimyasal bağlantı kurarak CİS'lere kıyasla daha fazla çekme ve eğilme dayanımına sahip olmalarına olanak tanımaktadırlar (108).

RMCİS'lerin toz bileşenleri floroalimünosilikat cam tozları, likit kısmı ise HEMA, grupları, poliakrilik asit, tartarik asit ve %8 oranında sudan meydana gelmektedir. RMCİS'ler GCİS'lerden farklı olarak dual sertleşme özellikleri bulunmaktadır. Asit-baz reaksiyonuna ek olarak foto-kimyasal bir sertleşme de göstermektedirler (103).

RMCİS'ler, içeriklerine ağırlıkça %4,5 oranında hidrofilik rezin monomerlerin (HEMA) eklenmesi ve foto başlatıcıların ilave edilmesi sonucu görünür ışıkla polimerize edilebilmektedirler. Işıklı polimerizasyon sonucu rezin çapraz bağlar oluşmakta ve ilk 24

saat içerisinde, geleneksel cam iyonomer simanlara göre yaklaşık iki ila üç kat daha yüksek basma dayanımı gösterebilmektedirler. (109).

Birçok üretici firma RMCİS'lerin aynı seansta polisaj işlemine olanak tanıdığını belirtse de sertleşme reaksiyonu yavaş bir şekilde devam etmesi sebebi ile ideal polisaj sonuçlarının en az 24 saat sonra elde edildiği bildirilmektedir (110).

RMCİS'lerin avantajları, GCİS'lerin özelliklerini rezin esaslı materyallerin avantajlarını birleştirmelerinden kaynaklanmaktadır. Bu materyaller biyouyumlu olmalarının yanında mine ve dentine hem mikro mekanik hem de kimyasal olarak bağlanabilmekte bu sebeple bağlanma dayanımları GCİS'lerden yüksek olmaktadır. Çalışma süreleri GCİS'lerden daha uzun ve partikül yapılarının küçük olması sebebi ile estetik özellikleri daha üstün bulunmuştur. Flor salınımı yapabilmekte ve topikal uygulamalar sonucu reşarj olabilmektedirler. Termal genleşme katsayıları diş dokularına benzer olup bu özellikleri materyalin uzun dönem uyumunu arttırmaktadır. Uygulanmaları daha kolay ve radyo opak yapıdadırlar (106,111,112).

RMCİS'lerin bazı dez avantajları da bulunmaktadır. Estetik özellikleri açısından GCİS'ler ile benzer özellikler gösterebilirler de mekanik dayanıklılık açısından daha düşük değerlere sahiptirler (106). Bu materyallerin polimerizasyonları sırasında hidrasyon, dehidrasyon ve polimerizasyon büzülmesi görülebilmektedir. Bu durum mikro sızıntı, post operatif hassasiyet ve renk değişikliğine sebep olabilmektedir (113). RMCİS'lerin yüzey pürüzlülüğünün yüksek olması polisaj yeterli düzeyde yapılmasını zorlaştırmaktadır (104).

Florür salınımı özellikleri sayesinde RMCİS'ler, yüksek çürük risk grubuna ait çocuk hastalarda süt azıların Sınıf I ve Sınıf II restorasyonlarda tercih edilebilmektedir. Yapılan randomize kontrollü bir çalışmada, kavite duvarları ile dişin dış yüzeyi arasındaki açının modifiye edilmesiyle oluşturulan "kavosurface beveling" tekniğinin, RMCİS ile yapılan restorasyonlarda marjinal başarısızlığa neden olabileceği belirtilmiştir (114).

2.3.4.2. Poliasit Modifiye Kompozit Reziner (Kompomerler)

Poliasit modifiye kompozit rezinler 1990'lı yılların başlarında diş hekimliği pratiğine kazandırılmıştır. Süt dişi restorasyonlarında yaygın olarak kullanılmaya başlanmış olan bu materyal GCİS'lerin flor salabilme ve reşarj olabilme özellikleri ile kompozit rezin

materyallerin dayanım ve estetik özelliklerini bir arada bulunduran hibrit yapıda materyallerdir (12).

Kompomerler bileşim olarak %20-30 CİS, %70-80 kompozit rezin içermektedir. İçeriğinin büyük bir kısmı kompozitler ile aynı olup bileşiminde Bis-GMA ve türevleri ile birlikte viskoziteyi azaltmak amacı ile üretan dimetakrilat (UDMA), trietilen glikol dimetakrilat (TEDGMA) bulunmaktadır. Ayrıca bu sistemler kuvars ve silikat cam gibi reaktif olmayan inorganik dolgu partikülleri içermektedirler. Kompomer yapısında en yaygın olarak kullanılan monomerler arasında bütan tetra karboksilik asit ve karboksilik asit modifiye dimetakrilat (TCB) yer almaktadır. Bununla birlikte GCİS'lerde olduğu gibi reaktif cam tozu içeriğine de sahiptirler (115).

Kompomer materyalleri hidrofobik karakterde yapıya sahiptirler ve yapılarında su bulunmamaktadır (111). Tek patlı sistemler şeklinde formüle edilmişlerdir, ışıkla polimerize olurlar ve diş dokularına kimyasal olarak değil, mikro mekanik bağlanma gösterirler. Yapılarında su bulunmamasına rağmen ilk sertleşmenin ardından ağız sıvıları ile temas sonucu materyal ile su arasında asit baz reaksiyonu başlamaktadır. Asit-baz reaksiyonunun tamamlanması çok uzun sürebilir ve flor salınımı bu reaksiyon sonucunda olmaktadır (116).

Kompomerler fiziksel ve estetik özellikler açısından kompozit rezinlere benzemektedirler fakat aşınmaya karşı dirençleri kompozit rezinlerden daha düşüktür ve bu açıdan süt dişlerine yakın bir aşınma profili göstermektedirler . Mikro sertlik, eğilme mukavemeti ve basınca karşı dayanımları açısından değerlendirildiğinde kompomerlerin bu özellikleri RMCİS'lerden yüksek, kompozit rezinlerden düşük bulunmuştur. Elastisite modüllerinin diş yapısına benzer olması bu materyallerin fonksiyonel kuvvetler karşısındaki dayanıklılığını arttırmaktadır. Estetik açıdan değerlendirildiklerinde, kompomerler kompozit rezinlere kıyasla daha düşük optik özelliklere sahip olmakla birlikte, klinik olarak yeterli düzeyde renk uyumu ve parlaklık sağlayabilmektedirler (117).

Birçok randomize kontrollü çalışma Kompomerin süt dişlerinde GCİS ve RMCİS ile karşılaştırıldığında daha iyi fiziksel özelliklere sahip olduğunu göstermiştir ve bu materyallere kıyasla karyostatik etkilerinde anlamlı bir fark bulunmamıştır (118,119)

Kompomerler, ışıkla polimerize oldukları için kısa çalışma sürelerine sahip olup neme karşı yüksek direnç gösteren restoratif materyaller oldukları bilinmektedir (116).

Mekanik özellikleri açısından değerlendirildiklerinde, aşınmaya karşı dirençleri, esneme ve gerilme dayanımları RMCİS'lerden yüksek bulunmuştur ve süt dişlerinin fizyolojik aşınmalarına uyumlu bir şekilde aşınmaktadırlar (120,121).

Uygulama kolaylığı, estetik yeterliliği ve klinik başarısı yüksek olan kompomerler, kompozit rezinlerle karşılaştırıldığında daha fazla flor salınımı yapma potansiyeline sahiptirler (86).

Kompomerlerin bazı dezavantajları bulunmaktadır. Restorasyonun derin bölgelerinde asit-baz reaksiyonu görülmemeye ihtimal materyalin tam sertleşmesini engelleyebilmektedir (121). Ayrıca sudaki çözünürlükleri kompozite oranla daha yüksek ve flor salınımları GCİS ve RMCİS'lere kıyasla daha düşük bulunmuştur (115).

İçerdikleri rezin bileşenleri nedeni ile polimerizasyon büzülmesi meydana gelebilmekte ve bu durum kenar sızıntısına yol açarak renk değişikliği, ikincil çürük oluşumu, postoperatif hassasiyet ve pulpal hasar gibi olumsuz sonuçlara neden olabilmektedir (116,122).

2.3.5. Yüksek Viskoziteli Cam İyonomer Simanlar

GCİS'lerde görülen nem hassasiyeti, aşınma direncinin düşük olması ve çiğneme kuvvetlerinin yoğun olduğu posterior bölgelerde güvenli şekilde kullanılamamaları gibi olumsuz özelliklerin giderilmesi amacı ile 1995 yıllarında yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlar (YVCİS) geliştirilerek klinik kullanıma sunulmuştur. Bu materyaller kondanse edilebilir yapıda olup özellikle ART için tasarlanmıştır (123). GCİS'lerin mekanik özelliklerini ve aşınmaya karşı dirençlerini arttırmak, eğme ve basma dayanıklılığını geliştirmek amacı ile cam partiküllerin yüzeyindeki fazla Ca iyonları uzaklaştırılmış, toz likit oranı, partikül büyüklüğü ve dağılımları modifiye edilmiş ve tozuna poliakrilik asit eklenmiştir (124). GCİS'lerde 3/1-4/1 aralığındaki toz-likit oranı YVCİS'lerde 6/1-7/1 seviyesine yükseltılarak amalgam ve kompozit rezinlerin biyomekanik açıdan bir alternatif oluşturmaları hedeflenmiştir. Toz içeriğinin fazla olması ve küçük boyutlu cam partikülleri, simanın daha hızlı sertleşmesini sağlamış; bu da materyalin neme karşı hassasiyetinin ve oral sıvılardaki çözünürlüğünün azalmasına katkı sağlamıştır (125).

GCİS'lere kıyasla, YVCİS'lerin aşınma direnci, yüzey sertliği ve basınç kuvvetlerine karşı dayanım gibi özelliklerinin daha yüksek olduğu bildirilmiştir. GCİS'lere kıyasla,

florür salınım düzeyleri aynı veya daha düşük bulunmuştur. YVCİS'in kuru ve nemli ortamlara karşı daha az hassasiyet göstermeleri, kaviteye yerleştirirken tabakalama gerektirmemeleri ve polisaj için ek seanslarına ihtiyaç duymamaları avantajları bulunmaktadır.

Oklüzal kuvvetlerin yoğun olduğu bölgelerde gerçekleştirilen ara yüz restorasyonlarının kırılma riski taşıdığı, dehidratasyona uğradığı durumlarda mikro çatlakların oluşabileceği ve kısa çalışma süresinin YVCİS'lerin potansiyel dezavantajları arasında yer aldığı belirtilmektedir. Bununla birlikte YVCİS'ler, yüksek çürük riski taşıyan hastalarda fissür örtücü olarak kullanılabilen geçici restoratif materyal, kaide materyali ve stressiz bölgelerde kalıcı restoratif materyal olarak tercih edilebileceği ifade edilmiştir. Sınıf I, II, III ve V kavitelere sahip dişlerin tedavilerinde, kooperasyon sorunu yaşanan çocuk hastalarda restoratif materyal olarak ve ART uygulamalarında kullanılabilen bildirilmiştir (126). ART, çürüklerin geleneksel yöntemlerle tedavi edilemediği, sağlık hizmetlerine erişimin yetersiz olduğu ve yetkin kişilerin bulunmadığı durumlarda ve saha çalışmalarında uygulanabilmesi nedeniyle tüm dünyada ilgi görmüştür. Bu teknik; çürük diş dokusunun el aletleri ile uzaklaştırılmasını ve oluşan kavitenin GCİS ile kapatılmasını içermektedir (126).

YVCİS'lerin kapsül formları, manuel karıştırma sırasında ortaya çıkabilecek toz-likit oranı hatalarının önüne geçmek amacı ile geliştirilmiş klinik uygulamalarda kullanım kolaylığı sağlamak üzere tasarlanmıştır. Bu kapsül formülasyonlar sayesinde toz likit oranında daha yüksek bir standardizasyon sağlanmış, kıvamı homojen ve kullanımı daha kolay hale getirilmiştir (127).

2007 yılında tek tabaka (bulk-fill) olarak uygulanabilen makaslama, kırılma, aşınma dayanımı yüksek olan Equia sistemi tanıtılmıştır. Bu sistem YVCİS (Equia Fil, GC Corporation, Tokyo, Japonya) ile düşük viskoziteli, rezin içerikli nanofil yüzey örtücünden (Equia Coat, GC Corporation, Tokyo, Japonya) oluşmaktadır (128). Equia Fil bu sistemin birinci jenerasyonudur. Equia Fil materyalinin toz fazının stronsiyum floroalimünosilikat cam ve poliakrilik asit içerdiği, likit fazının ise aköz poliakrilik asit içerdiği bildirilmiştir. Equia Coat adı verilen yüzey örtücüsünün bileşiminde kamforokinon ve metil metakrilat yer almaktadır. Uygulama sonrasında restorasyon yüzeyine penetre olan düşük viskoziteli, nano doldurucu ve rezin esaslı bu yüzey örtücünün; mikro-gözenekler ile

çatlakları kapatarak yüzeydeki poroziteyi azalttığı ve böylece daha dayanıklı bir yapı oluşturduğu üretici firma tarafından rapor edilmiştir (129).

Zamanla geliştirilen bu sistemin yeni versiyonu olan Equia Forte, 2015 yılında piyasaya sürülmüş ve YVCİS matrisine ultra küçük reaktif cam partiküllerinin eklenmesiyle oluşturulmuştur. Equia Coat adlı yüzey örtücüsüne homojen ve reaktif monomer eklenmesiyle, Equia Forte Coat ürünü geliştirilmiştir. Bu yeni formülün dış yüzey örtücüsünün (Equia Coat) aşınma direncinde ve yüzey sertliğinde %35-40 oranında artış sağladığı bildirilmiştir (129).

Equia Forte sisteminde mekanik özelliklerin geliştirilmesi, kullanım endikasyonlarının önemli ölçüde genişlemesine katkı sağlamıştır. Bu materyalin; Sınıf I, sınırlı Sınıf II ve Sınıf V kaviterlerde, kök yüzeyi restorasyonlarında, amalgamın yenilenmesi veya alternatif restorasyonlarda, kor yapımında, büyük azı-keser hipomineralizasyonlu dişlerde, ayrıca pediatrik ve geriatik hasta gruplarında ve yüksek çürük riskine sahip bireylerin posterior restorasyonlarında uygulanabileceği bildirilmektedir (129).

2.3.6. Giomerler

Flor salınımı yapabilen materyallerin mekanik özelliklerini geliştirebilmek için birçok çalışma yapılmıştır. 1999 yılında Roberts ve arkadaşları cam iyonomer içeren materyallerin sertleşme süreçlerindeki asit-baz reaksiyonunu gerçekleştirmek amacıyla su varlığında floroalimünosilikat cam ve polialkenoik asidi başka bir ortamda tepkimeye sokarak pre-reaktif cam (PRG) partiküllerini elde etmişlerdir. Giomer terimi "Glass iyonomer" ve "polymer" kelimelerinden oluşmaktadır. Bu materyalin yapısında bulunan PRG partikülleri S-PRG (yüzey aktif/Surface Pre-Reacted-Glass Ionomer Fillers) ve F-PRG (partikül aktif/Full Pre-Reacted-Glass Ionomer Fillers)' den oluşmaktadır. F-PRG yapısında tüm cam doldurucular ile tepkimeye girerken, S-PRG yalnızca yüzeyde reaksiyona girmektedir. S-PRG partiküllerinin varlığı materyalin bağlanma ara yüzünün güçlenmesine, opak bir görünüm kazanmasına, anti karyojenik özellik göstermesine ve daha ideal bir viskoziteye sahip olmasına yardımcı olmaktadır (130).

Giomerler, ışıkla sertleşen materyaller olup diş dokularına bağlanmak için bir adeziv sistemlere ihtiyaç duymaktadırlar. Bu materyaller; flor salabilmeleri ve yeniden flor yüklenebilme özellikleri, iyi estetik görünümleri, kolay cilalanabilirlik ve mekanik olarak güçlü özelliklere sahiptirler. Bu nedenlerle giomerlerin daimi dişlerin sınıf I, II, III, IV,

V restorasyonlarında, kaide materyali olarak, fissür örtücü olarak kök yüzeyi çürüklerinde ve kor yapımında kullanılabileceği bildirilmiştir (131).

2.3.7. Nano İyonomerler

Nano iyonomerler diş hekimliğinde uzun sürelerdir kullanılan cam iyonomer teknolojisindeki son gelişmeler neticesinde ortaya çıkan yeni nesil restoratif materyallerdir. Nano iyonomerlerin yapısında Bis-GMA, TEDGMA ve HEMA gibi monomerler yer almakta olup cam iyonomer simanlar gibi poliakrilik ya da itakonik asidin florealimünosilikat cam partikülleri ile reaksiyona girmesi sonucu elde edilmektedirler. Nano iyonomerleri farklı yapan özelliği doldurucu içeriğinin %69'unu nano doldurucuların oluşturmasıdır ve bu partiküller cam iyonomer simanların mekanik dayanıklılığını ve elastisite modülünü arttırdığı, polimerizasyon büzülmesini ve sertleşme süresini azalttığı bildirilmiştir (103).

Nano-iyonemlerin yapısında silika, zirkonyumdan elde edilen nanoklusterler (1,0-1,6 mikron boyutlarında), nanofiller ve 3 mikrondan küçük boyutlu olan florealimünosilikat cam partikülleri bulunmaktadır. Bu materyallerin birincil sertleşme reaksiyonu ışık ile aktive edilen polimerizasyon yolu ile olmaktadır. Dişin sert dokularına bağlanmaları GCİS'ler gibidir ve kalsiyum-polikarboksilat kompleksinin oluşumu ile kimyasal bağlanma sağlanmaktadır. Bu kimyasal bağlanma restorasyonun uzun dönem başarılı sonuçlar verebilmesi için önemlidir (82).

2.3.8. Cam Karbomer Simanlar

Cam Karbomer Simanlar (CKS), süt dişlerinde tercih edilen cam iyonomer simanların olumsuz yanlarını elimine etmek için üretilmiş yeni nesil biyomimetik materyallerdir. Bu materyaller karbonize nanopartiküller içeren ve flor ile hidroksiapatit yönünden zenginleştirilmiş nano yapıları partiküllerden oluşan bir organik matris içermektedir. Cam karbomerlerin likit bileşenini GCİS'lerde olduğu gibi poliakrilik asit esaslıdır. Rezin içermedikleri için diş dokularına kimyasal olarak bağlanmasına olanak sağlamak ve adeziv sistemlere ihtiyaç duymamaktadırlar (132).

CKS'lerin sertleşme mekanizmaları GCİS'lere benzer şekilde asit-baz reaksiyonu şeklindedir. Bu materyallerin geliştirilmesindeki temel hedeflerden biri oral ortamda remineralizasyonu desteklemek ve restorasyonun biyolojik etkinliğini artırmaktır. Bunu sağlamak için içeriğine remineralizasyonda temel görevi gören ve florapatit oluşumunu

destekleyen nano kristal kalsiyum florapatit eklenmiştir. CKS'lerde kullanılan bu nano partiküller sertleşme esnasında temas yüzeyini arttırmakta ve poliakrilik asit ile hızla reaksiyona girerek sertleşme süresini kısaltmaktadır (133). CKS'ler GCİS'lerde olduğu gibi florür salınımı ve yeniden şarj olabilme kapasitesine sahiptirler. Literatürde GCİS'lere oranla daha hızlı sertleştikleri ve çalışma süresinin daha kısa olduğu fakat aşınma direnci ve kırılma dayanımlarının daha yüksek olduğu bildirilmiştir (134).

CKS'lerin dayanıklılığını arttırmak için yüksek enerji lambaları kullanılarak foto polimerizasyon işlemi uygulanmaktadır. Bu materyallerle birlikte kullanılan silikon esaslı ve monomer içermeyen yüzey cilası, restorasyonun erken döneminde tükürükle temasını engellemekte, geç dönemde ise restoratif materyalin dehidratasyonunu önlemek amacıyla kullanılmaktadır.

Klinik uygulama alanları oldukça geniş olan CKS'lerin; süt dişlerinin Sınıf I ve II kaviterinde, kalıcı dişlerin minimal invaziv Sınıf I ve II restorasyonlarında, koruyucu rezin uygulamalarında, fissür örtücü olarak, kron ve köprü restorasyonların tamirinde, Sınıf V restorasyonlarında ve kron-köprü yapıştırma simanı olarak kullanımları önerilmektedir (132).

2.3.9. Zirkonyumla Güçlendirilmiş C.İ.S.

Posterior bölgede kullanılmak amacıyla 2015 yılında kullanıma sunulmuşlardır. Bu materyallerin geliştirilmesinde, amalgama benzer mekanik dayanıklılık ve yük taşıyan bölgelerde uzun ömürlü performans hedeflenmiştir. Bu amaçla cam iyonomer simanın cam içeriği, kontrollü şekilde inceltirilerek optimum partikül boyutuna getirilmiş; ayrıca nano boyutlu zirkonyum partikülleri, cam bileşene homojen olarak entegre edilmiştir. Bu yapısal modifikasyon, materyalin hem basınca hem de eğilme kuvvetlerine karşı direnç göstermesini sağlayarak posterior bölgelerde estetik bir alternatif olarak kullanılabilirliğini artırmıştır (135).

2.3.10. Ormoserler (Organik Modifiye Seramik Materyaller)

Kompozit rezinlerin sahip olduğu bazı dezavantajların giderilmesi ve restoratif materyallerin fizikokimyasal özelliklerinin iyileştirilmesi amacıyla geliştirilmiştir. Bu materyaller, geleneksel polimer esaslı sistemlerden farklı olarak, içeriğine silisyum dioksit (SiO₂) gibi inorganik bileşenlerin yanı sıra organik bileşenlerin de nanoskopik

düzeyde eklenmesiyle elde edilmiştir. Bu teknolojik gelişme neticesinde Ormoser materyalleri, 1998 yılında klinik kullanıma sunulmuştur (91).

Ormoserlerin yapısında bulunan üretan ve tiyoeter metakrilat alkoksisilanlar bu materyali bir çözelti ve jelleştirme (sol-jel) yoluyla sentezlemek için kullanılmaktadır. Ormoserlerin temel yapısı, polimerize edilebilir karbon-karbon çift bağ içeren yan zincirlerin aşılandığı, üç boyutlu silisyum dioksit iskeleti üzerine inşa edilmiştir. Bu sebeple Ormoser bazlı materyaller, polimerize olmadan önce bile ön-polimerize olmuş kompleks yapıdaki hibrit matris olarak tanımlanabilmektedirler (136). Ormoser materyallerin ağız içinde sertleşme mekanizması metakrilat grupların görünür ışıkla polimerize olmasına dayanmaktadır. Bu materyallerin biyoyoumlu, estetik, anti karyojenik özellikler göstermesi, aşınmaya karşı dirençlerinin ve termal genişleme katsayılarının diş dokularına yakın olması önemli avantajlar sağlamaktadır (103).

2.4. Süt Dişlerinin Restorasyonlarında Kullanılan Tam Koronal Restorasyonlar

Aşırı kron harabiyetine sahip süt dişlerinde geleneksel restoratif materyallerin yetersiz kaldığı vakalar sebebiyle farklı restorasyon materyallerine ve tekniklerine ihtiyaç duyulmuştur (137). İleri düzeyde çürümüş süt dişlerinin tedavisi, pedodonti alanında en zorlu uygulamalardan biri olarak kabul edilmektedir. Ancak tüm bu zorluklarına rağmen bu dişlerin çekilmesi yerine, mümkün olduğunda restorasyon yoluyla ağızda tutulması tercih edilmelidir. Böylece süt dişlerinin işlevlerini sürdürebilmesi sağlanır. Bu tür dişlere tam kron restorasyonu uygulanarak hem estetik hem de fonksiyonel açıdan başarılı sonuçlar elde edilebilir (138). Süt dişlerinde paslanmaz çelik kronlar ve pediatrik zirkonyum kronlar yaygın olarak kullanılmaktadır.

2.4.1. Paslanmaz Çelik Kronlar

Prefabrik Paslanmaz çelik kronlar (PÇK) ilk olarak 1947 yılında Rocky Mountain Şirketi aracılığı piyasaya sunulmuş ve daha sonra 1950 yılında Engel ve Humphrey' in katkıları ile yaygınlık kazanmışlardır (139). PÇK'lar sayesinde çekim endikasyonu olan aşırı kron harabiyeti olan dişler ağızda tutulabilmektedir (Şekil 2.5). PÇK'ların içeriğinde %67 demir,%10-13nikel, %17-19 krom bulunmaktadır. Fakat farklı markalarda ait ürünlerde bileşim oranları farklı olabilmektedir (140).

Mine dokusunun yetersiz olduğu ve adeziv sistemlerle tutuculuğun sağlanamadığı, birden fazla yüzeyinde çürük bulunan dişlerde, oral hijyeni yetersiz hastalarda, kanal tedavisi ya da amputasyon uygulanmış süt dişlerinde, diş yapısında anomali bulunan durumlarda ve travma sonrası yoğun madde kaybına süt ve daimi dişlerin restorasyonlarında bu yöntem tercih edilebilmektedir (141).

Posterior bölgede sıklıkla tercih edilen bir kron olmasına rağmen, paslanmaz çeliğin karakteristik gri rengi estetik açıdan sınırlılık oluşturmaktadır (Şekil 2.5). Ayrıca subgingival basamak sınırının hassas biçimde belirlenmesi gerekliliği ve bu bölgede plak retansiyonunun artması, periodontal dokular üzerinde olumsuz etkilere yol açabilmektedir (139).



Şekil 2.5. Süt azı dişlerine uygulanmış PÇK'ların klinik görüntüsü (142).

2.4.2. Pediatrik Zirkonyum Kronlar

Günümüzde süt azı dişlerinin tedavisinde en dayanıklı ve diş dokusunu en fazla koruyabilen restorasyonlardan biri olan PÇK'ların estetik açıdan yetersiz kalması, araştırmacıları alternatif materyaller geliştirmeye yöneltmiştir. Bu doğrultuda hem çocukların hem de ebeveynlerin estetik beklentilerini karşılamak amacıyla zirkonyum esaslı kronlar piyasaya sunulmuştur. Zirkonyum kronlar, sadece süt azı dişlerinde değil, süt kesici dişlerin restorasyonlarında da kullanılabilir (Şekil 2.6). İlk prefabrike zirkonyum kronlar 2008 yılında EZ-Pedo™ markasıyla tanıtılmıştır (Loomis, California, ABD). Paslanmaz çelik kronlarda görülen diş eti çevresinde metal yansıması, renk uyumsuzluğu ve doğal görünüm eksikliği gibi estetik sorunlar, daha gelişmiş bir restoratif seçenek arayışını doğurmuştur. Bu doğrultuda, üreticiler kronun iç yüzeyine "Zir-Lock" adı verilen özel oluklar ekleyerek mekanik tutuculuğu artırmayı ve klinik başarıyı yükseltmeyi hedeflemiştir. Ayrıca, çürük nedeniyle mezio-distal boyutları azalmış birinci

ve ikinci süt azı dişleri için daraltılmış kron tasarımları geliştirilmiştir. Sonraki yıllarda Glidewell firmasının BruxZir, 3M ESPE'nin Lava™ Premium'u, Kuraray'ın Katana ML'si ve NuSmile (Houston, TX, ABD) gibi markalar farklı özelliklerde pediatrik zirkonyum kronlar üretmeye başlamıştır (143).

Zirkonyum kronlar, dayanıklılık, biyouyumluluk ve estetik özellikleri sayesinde süt dişlerinin restorasyonunda güvenilir bir tedavi seçeneği olarak öne çıkmaktadır (144). Pediatrik kullanım için özel olarak üretilen zirkonyum kronlar, doğal mine dokusuna benzer sertlik ve mekanik direnç göstermektedir. Ayrıca translüsent yapıları sayesinde doğal diş rengine yakın bir görünüm sağlayarak estetik açıdan başarılı sonuçlar sunmaktadır (145).



Şekil 2.6. Pediatrik zirkonyum kronun klinik görüntüsü (142).

2.4.3. Strip Kronlar

Adeziv sistemlerdeki teknolojik gelişmeler ve kompozitlerin mine ve dentine bağlanma bilme kapasitelerinin artması sonucu Strip kronlar 1970'li yıllardan itibaren süt dişlerinde kullanılmaya başlanmıştır. Özellikle madde kaybı çok fazla olan ön grup dişlerde tercih edilmektedir. Strip kron uygulaması, plastikten üretilmiş diş formundaki uygun bir kalıbın, ilgili dişe uyumlu olacak ebatta seçilmesini ve çürük dokuların uzaklaştırılmasının ardından kalıbın dişe uyarlanmasını içermektedir. Bu işlemin ardından, dişin doğal rengine uygun kompozit rezin materyal kalıp içerisine yerleştirilir (Şekil 2.7) .

Estetik olarak başarılı olması, parlak ve düzgün bir yüzey elde edilebilmesi, ekonomik olması ve doğal dişlere benzer bir görüntü elde edilmesi üstün özelliklerini oluşturmaktadır (146).

Uygulanması sırasında teknik hassasiyet gerektirmeleri, adeziv sistemlerin etkin çalışabilmesi için yeterli miktarda diş dokusuna ihtiyaç duyulması ve çok küçük çocukların kooperasyon problemlerinden dolayı uygulama sırasında yaşanabilecek zorluklar dezavantajları arasında yer almaktadır (146,147).



Şekil 2.7. Strip kron (148).

2.5. Çocuklarda ısırma Kuvvetleri

Isırma kuvveti (bite force), çiğneme sırasında alt ve üst çene dişleri arasında oluşan kapanma kuvvetidir ve çiğneme sisteminin fonksiyonel kapasitesini yansıtan önemli bir biyomekanik parametre olarak kabul edilmektedir. Bu kuvvet, mandibular elevatör kaslarının oluşturduğu kasılma gücüne, çene yapılarının anatomisine, diş dizisine, yaşa, cinsiyete ve bireysel fizyolojik farklılıklara bağlı olarak değişkenlik gösterir (149,150). Çocuklarda ısırma kuvveti, erişkin bireylere kıyasla belirgin şekilde daha düşük olup; büyüme ve gelişim sürecine paralel olarak yaşla birlikte artış göstermektedir (151,152).

Yapılan sistematik derlemelere göre, ortalama maksimum ısırma kuvveti süt dişlenme döneminde 246,22 N (220,47–274,98 N), karma dişlenmede 311,72 N (255,99–379,59 N) ve daimi dişlenmede 489,35 N (399,86–598,87 N) olarak bildirilmiştir (151,153,154). Bu değerler, çiğneme kaslarındaki gelişim, artan kemik yoğunluğu ve oklüzal yüzey alanındaki genişleme ile ilişkilendirilmektedir. Ayrıca yaşla birlikte hem çene kaslarının hipertrofisi hem de motor kontrolün gelişmesi nedeniyle çiğneme etkinliği ve dolayısıyla ısırma kuvveti artmaktadır (150). Cinsiyet faktörü de ısırma kuvveti üzerinde belirleyici bir rol oynamaktadır. Literatürde, erkek çocukların ısırma kuvvetlerinin genellikle kız çocuklara göre daha yüksek olduğu gösterilmiştir. Bu farkın özellikle ergenlik döneminde

ve sonrasında belirgin hale geldiği, bunun da erkeklerdeki daha yüksek kas kütlesi, hormonal farklılıklar ve çiğneme kaslarının kalınlığının fazla olmasıyla ilişkilendirildiği bildirilmektedir (152,155).

Çocuklarda maloklüzyonlar, çiğneme fonksiyonu ve ısırma kuvveti üzerinde belirgin etkilere sahip olabilmektedir. Özellikle tek taraflı posterior çapraz kapanışı bulunan çocuklarda, çiğneme sırasında kas aktivitesi ve fonksiyonel simetri bozulmakta, bu durum da maksimum ısırma kuvvetinde azalmaya yol açmaktadır. Ortodontik genişletme tedavisi sonrasında maksimum ısırma kuvvet değerlerinin arttığı ve çiğneme fonksiyonunun simetrik hale geldiği bildirilmiştir. Benzer şekilde, ön açık kapanış veya sınıf II maloklüzyonlarda da ısırma kuvveti ve çiğneme etkinliğinde azalma görülmekte, ancak bu farkın yaş ve dişlenme dönemiyle ilişkili olabileceği belirtilmektedir (156)

Bazı çalışmalarda engelli çocukların ısırma kuvvetlerinin sağlıklı akranlarına göre daha yüksek olabileceği bildirilmiştir. Özellikle mental retardasyon, otizm spektrum bozukluğu veya serebral palsi gibi nöromotor kontrol bozukluklarında, istemsiz kas kasılmalarına bağlı olarak çene kapanma kuvvetlerinin artabileceği belirtilmiştir. Bu durum, buruksizm sıklığının ve oklüzal aşınmaların daha fazla görülmesiyle ilişkilendirilmiştir (157,158). Bu bulgular, engelli bireylerde kas tonusu artışı veya buruksizm varlığının restoratif tedavilerde yüksek oklüzal streslere neden olabileceğini ve dolayısıyla materyal seçiminde (örneğin yüksek dayanımlı kompozit veya paslanmaz çelik kron kullanımı gibi) dikkat edilmesi gerektiğini göstermektedir

Isırma kuvveti ölçümlerinde kullanılan cihazlar (ör. strain gauge, piezoelektrik sensör, hidrolik sistemler) ve ölçüm bölgesi (örneğin birinci molar bölgesi, kesici diş bölgesi) de elde edilen değerleri etkileyebilmektedir. Genellikle posterior bölgede (birinci molar) yapılan ölçümler, anterior bölgeye göre daha yüksek ısırma kuvveti göstermektedir. Bu fark, kasların noktalarına ve moment kolunun uzunluğuna bağlı olarak oluşan biyomekanik avantajdan kaynaklanmaktadır (159). Çocuklarda ısırma kuvvetinin değerlendirilmesi, yalnızca fonksiyonel analiz için değil; aynı zamanda restoratif materyal seçiminde, ortodontik tedavi planlamasında ve sonlu elemanlar analizinde uygulanacak yükleme koşullarının belirlenmesinde önemli bir referans oluşturmaktadır. Bu nedenle, yaş grubuna uygun ısırma kuvveti aralıklarının bilinmesi, biyomekanik analizlerin gerçekçi sonuçlar vermesi açısından büyük önem taşımaktadır.

2.6. Diş Hekimliğinde Kullanılan Stres Analiz Yöntemleri

Ağız içindeki fonksiyonel ve para fonksiyonel kuvvetler dişlerde, kemiklerde, yumuşak dokularda ve ağız içinde kullanılan dental materyallerde stres oluşumuna sebep olmaktadır. Ağız içinde yapılacak restorasyonların klinik başarısını arttırmak amacıyla geliştirilen materyallerin ve tekniklerin değerlendirilmesinde, bu kuvvetlerin ilgili dokular ve materyaller üzerindeki gerinim dağılımının analiz edilmesi klinik başarı açısından önemli bir yol gösterici rol üstlenmektedir (160). Bu analiz yöntemlerinden bahsetmeden önce bilmemiz gereken bazı terimler mevcuttur. Bunlar:

Kuvvet: Cisimlerin şeklini ve hareketinin yönünü değiştirebilecek veya cismi durdurabilecek dış etkiye kuvvet denilmektedir. Uluslararası birim sistemde (SI) kuvvet birimi Newton'dur (N). Kuvvetin büyüklüğü ve yönü cismin hareketine etkide bulunabilmektedir. Diş hekimliği uygulamalarında kuvvet kavramı, diş restorasyonlarının, protezlerin ve restoratif materyallerin işlevselliğini test etmek için kullanılmaktadır (161).

Gerilme (Stres): Bir cisme kuvvet uygulandığında cisim tarafından kuvvete karşı verilen reaksiyon sonucunda içerde bir direnç oluşur ve bu durum cismin iç yapısında bir gerilme (stres) meydana getirir. Başka bir ifadeyle, bir cisme uygulanan dış kuvvetin, kuvvetin uygulandığı alana oranı, o noktadaki gerilme miktarını belirler. Gerilme birimi Pascal (Pa) olarak ifade edilmektedir. Uluslararası sistemde genellikle S veya σ işaretleri ile gösterilmektedir. Uygulanan kuvvetler sonucu sıkıştırma gerilimi, çekme gerilimi ve makaslama gerilimi şeklinde üç farklı gerilim oluşmaktadır. Cisimler fizyolojik koşullarda bu üç gerilim türünün kombinasyonuna maruz kalmaktadırlar (84,162).

Gerinim (Strain): Bir cismin maruz kaldığı kuvvetler sonucunda oluşan boyutsal değişikliklerin o cismin orijinal boyutlarına oranı gerinim olarak tanımlanmaktadır. Başka bir deyişle, malzemenin deformasyona uğraması sonucu orijinal ölçülerine göre ne kadar uzama veya kısalma yaşandığını ifade etmektedir. Boyutsal değişimler % olarak ifade edilmektedir. Gerinim sonucunda görülen şekil değişikliği geri dönüşümlü ise elastik, geri dönüşümsüz ise plastik olarak adlandırılmaktadır (163).

Elastisite Modülü (Young Modülü): Elastisite modülü, bir cismin yük altında deformasyona karşı gösterdiği direnci ifade eder ve malzemenin elastik davranışını nicel olarak tanımlar. Bu modül Hooke yasası ile ifade edilir ve gerilmenin gerinime oranlanmasıyla hesaplanmaktadır. Diş hekimliğinde restoratif materyallerin elastik

özellikleri, diş dokularına benzer mekanik davranış göstermesi açısından büyük önem taşımaktadır. Bu özellik restorasyon materyallerin doğal diş dokusu ile uyum içinde çalışmasını, oluşan stresin diş yapısına benzer şekilde dağılmasını ve restorasyonun uzun ömürlü olmasını sağlamaktadır (84,164).

Poisson Oranı: Poisson oranı bir materyale uygulanan kuvvetler sonucu o materyaldeki elastik sınırlar dahilinde, eninde meydana gelen birim uzamanın, boyundaki birim uzamaya olan oranını tanımlanmaktadır. Bu oran, malzemenin deformasyon karakteristiklerini anlamada önemli bir rol oynar. Poisson oranı, malzemenin şekil değiştirme kapasitesini belirleyerek, stres altında nasıl davranacağını tahmin etmeye yardımcı olmaktadır (84).

İzotrop Cisim: Bir cismin farklı doğrultularda aynı esneklik özellikleri göstermesi olarak tanımlanmaktadır. İzotrop cisimlerin gerilme ve şekil değiştirme oranları cismin elastisite modülü ile poisson oranı kullanılarak hesaplanmaktadır (84).

Homojen Cisim: Elastiklik özelliklerinin cismin her noktasında aynı olması olarak kabul edilmesidir.

Von Mises stresi, sünek (düktil) malzemelerde plastik deformasyonun başlamasını öngörmek amacıyla kullanılan en yaygın eşdeğer gerilme kriteridir. Bir malzemenin karmaşık yükleme koşulları altındaki gerilme durumu, normal (σ_{xx} , σ_{yy} , σ_{zz}) ve kayma (τ_{xy} , τ_{yz} , τ_{zx}) gerilmelerinin bir araya gelmesiyle tanımlanır. Bu gerilmeler, Von Mises kriteri ile tek bir değere indirgenir ve bu değer malzemenin akma dayanımı ile karşılaştırılarak plastik şekil değiştirmenin başlayıp başlamadığı belirlenir.

Temel Stres (Principal Stres): Temel stres bir malzemenin kompleks kuvvetlere maruz kaldığında, meydana gelen maksimum ve minimum gerilmeleri temsil etmektedir. Bu kavram, özellikle çok eksenli stres durumlarında önemlidir. Temel stres analizi, malzemenin hangi bölgelerinde en yüksek stres yoğunluğu oluştuğunu belirlemektedir ve bu, malzemenin yapısal bütünlüğünü sağlamak için kritik bir öneme sahiptir. Özellikle diş hekimliğinde, diş restorasyonlarının dayanıklılığı ve çürük tedavisi için kritik bölgelerin belirlenmesinde kullanılmaktadır (165).

Çürük ve travmalar sonucunda diş dokuları madde kaybına uğramaktadır ve bu kayıpların tedavisi için yapılan restorasyonların çiğneme ve ısırma sonucu meydana gelen fonksiyonel, para fonksiyonel kuvvetler karşısında nasıl tepki vereceğinin önceden

biliniyor olması restorasyonların başarılı olması ve kalan diş dokularının korunması açısından önemlidir. Bu amaçla diş hekimliğinde kullanılan materyallerin fiziksel özelliklerini değerlendirmek için çeşitli gerilme analizi yöntemleri kullanılmaktadır. Bu yöntemler:

- Foto elastik Stres Analiz Yöntemi
- Strain Gauge (Gerinim Ölçer) ile Analiz Yöntemi
- Holografik İnterferometri ile Stres Analizi
- Kırılğan Vernikle Kaplama Tekniği ile Stres Analizi
- Termografik Stres Analiz Yöntemleri
- Radyotelemetri ile Stres Analizi Yöntemleri
- Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi

2.6.1. Fotoelastik Analiz Yöntemi

Maddelerdeki gerinimi ölçmeye yarayan ilk yöntemlerden biridir ve saydam cisimlerin içinden geçen polarize olmuş ışığın iki kez kırılmasına dayanan optik bir analiz yöntemidir. Karışık maddelerde gelen stres ve baskılar sonucu oluşan kuvvet çizgilerinin polariskop denilen bir alet yardımı ile incelenip fotoğraflanması esasına dayanmaktadır. İki boyutlu ve üç boyutlu model yöntemi ile modelin yüzeyine çift plastik yapıştırma yöntemi gibi üç temel teknikten oluşmaktadır. Basit bir teknik olmasına rağmen basit ve düz yüzeyli modellere uygulanabilmesi ve optik çözünürlüğün yetersiz seviyede olması gibi olumsuz yanları bildirilmiştir. Oral dokular ve kemik dokuların yapılarının homojen olmaması modelleme kapasitesi üzerinde doğal sınırlamalar oluşturmaktadır (166).

2.6.2. Gerilim Ölçer Analiz Yöntemi

Kuvvet atındaki maddelerde oluşan birim şekil değişikliklerinin belirlenmesinde kullanılan aletlere gerinim ölçer denilmektedir. Mekanik, mekano-optik, optik, akustik, elektrik ve elektronik özelliklerde farklı gerinim ölçer uygulamaları mevcuttur. Bu yöntemde incelenecek materyale kuvvet uygulanır ve gerilime duyarlı uçlar aracılığı ile statik ve dinamik gerinim kayıt altına alınmaktadır.

Bu yöntem interferometre aracılığı ile elde ettiğimiz iki farklı lazer ışık demetinin pürüzlü nesnelere statik ve dinamik değişiklikleri hassas bir şekilde ölçmesine dayanan optik bir yöntemdir. Nesnelere çoğunlukla gerçek boyutlarında inceleyebilmekte ve ışın

verilmesi sırasında cisim hareket ettirilerek holografik görüntüdeki mikroskobik gerilim saçakları kaydedilebilmektedir (166).

2.6.3. Kırılğan Vernik ile Kaplama Yöntemi

Kuvvet dağılımının incelenmesi istenen materyal yüzeyine eşit bir şekilde 0,01-0,02 cm vernik sürülür ve fırınlama işlemi yapılır. Uygulanan bu kuvvetin sonucunda verniğin yüzeyinde uygulanan kuvvete dik doğrultuda ve uygulanan noktadan uzaklaştıkça azalan çatlaklar izlenir. Bu çatlakların ölçülmesine dayanan kırılğan vernik ile kaplama yöntemi Brittle Lacquer adı ile bilinmektedir (166).

2.6.4. Termografik Stres Analiz yöntemi

Lord Kelvin tarafından bulunmuş olan bu prensibe göre homojen ve izotropik olan bir materyalin düzenli bir şekilde kuvvet uygulanması sonucu ısıda meydana gelen periodik değişikliklerin materyaldeki ilgili bölgelerin asal streslerinin bütünü ile doğru orantılı olması ilkesine dayanmaktadır (166).

2.6.5. Radyotelemetri ile Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu yöntem bir yazılım ve donanım aracılığı ile elde edilen sonuçların transferi yapılarak kaydedilmesi esasına dayanmaktadır. Bu yöntemde güç kaynağı, radyotransmitter, alıcı, örneğe yapıştırılmış gerilim ölçer, yükseltici anten ve veri kaydedici kullanılmaktadır. Gerilim ölçerdeki direnç değişiklikleri voltajı değiştirerek radyotelemetrenin frekansını etkilemekte ve veriler elde edilmektedir (166).

2.6.6. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi

Günümüzde diş hekimliğinde, tedavilerde kullanılacak materyallerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin yanı sıra, bu materyallerin yüzeylerinde meydana gelen kuvvetlerin büyüklüğünü ve dağılımını anlamak, başarılı bir tedavi süreci için kritik bir öneme sahiptir. Canlı dokulara uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stres bölgelerinin ve bu streslerin büyüklüklerinin belirlenmesi, oldukça karmaşık, zaman alıcı ve maliyetli bir süreçtir. Bu zorlukları aşmak için günümüzde canlı dokuların bilgisayar ortamında modellenmesi ve bu modeller üzerinden stres dağılım analizlerinin gerçekleştirilmesi yaygın olarak tercih edilmektedir. Dokuya veya bir malzemeye etki eden kuvvetlerin neden olduğu streslerin yoğunlaştığı bölgelerin tespit edilmesi ve bu malzemelerin daha dayanıklı hale getirilebilmesi amacıyla stres analizi yöntemlerinin kullanımı büyük önem

taşımaktadır (167). Mühendislik alanında, karmaşık modeller üzerindeki stres dağılım bölgelerini analiz etmek ve bu problemlere çözüm geliştirebilmek amacıyla A. Hrennikoff ve R. Courant tarafından SESA yöntemi geliştirilmiştir. İlk uygulama yıllarında daha çok mühendislik alanında kullanılan bu yöntem, 1970'lerden itibaren diş hekimliği alanında da uygulanmaya başlanmıştır. Günümüzde SESA, yapısal analiz, ısı transferi, akışkanların hareketi, kütle transferi ve elektromanyetik potansiyellerin incelenmesi gibi çeşitli deneysel çalışmalarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu yöntem, araştırmacılara statik ve dinamik analizleri invaziv olmayan bir yaklaşımla gerçekleştirme imkânı sunmaktadır (168).

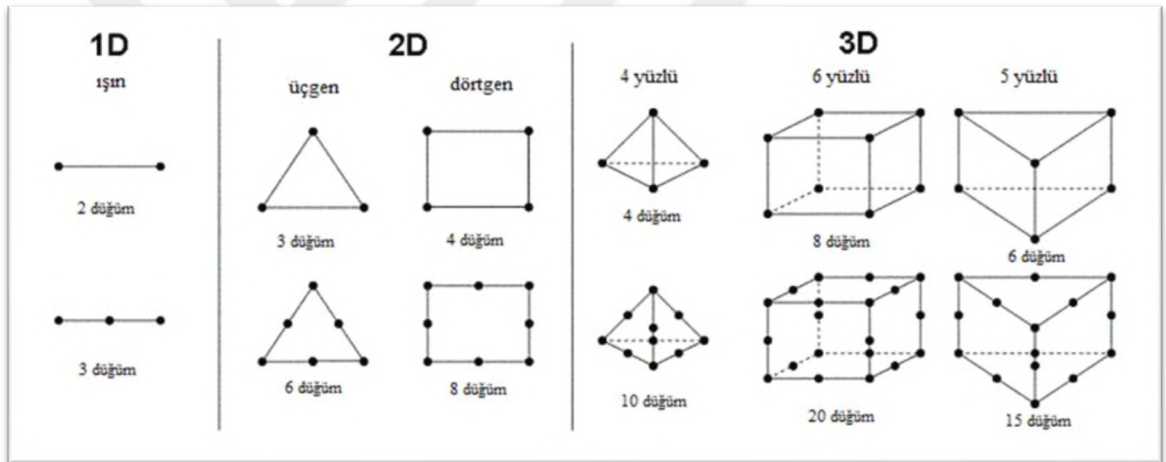
Özellikle diş hekimliği alanında, klinik çalışmalarda bir deneyi veya araştırmayı defalarca tekrarlamak genellikle mümkün değildir. Ancak, SESA yöntemi, bilgisayar programları aracılığıyla deneylerin kolaylıkla tekrarlanabilmesini sağlamaktadır. Bu yöntemde canlı dokulara ihtiyaç duyulmamakta ve diğer tekniklere kıyasla daha kısa sürede sonuç alınmaktadır. Bununla birlikte, SESA'nın bazı olumsuz yanları da bulunmaktadır. Biyolojik yapıların bilgisayar ortamına doğru bir şekilde aktarılmasındaki zorluklar, insan kaynaklı hata olasılığının yüksekliği ve sayısal hesaplamaların karmaşıklığı nedeniyle uzun süren hesaplama süreçleri, bu yöntemin sınırlayıcı yönlerindedir (17,168).

Bu analiz yöntemi, genellikle iki boyutlu veya üç boyutlu modeller kullanılarak uygulanmaktadır. İki boyutlu SESA yöntemi, daha kolay uygulanabilen bir yöntem olup, gelişmiş bilgisayar sistemlerine ihtiyaç duymaz ve sonuçlar daha hızlı elde edilebilir. Ancak, özellikle karmaşık geometrilere sahip biyolojik yapıların analizinde doğruluk açısından sınırlı kalabilir. Üç boyutlu SESA yöntemi ise gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilmesini sağlamaktadır. Bununla birlikte, bu yöntem iki boyutlu analiz yöntemlerine göre daha zaman alıcıdır ve deneyimli mühendislerin uzmanlık gerektirdiği bir süreçtir. Genel olarak, kompleks biyolojik yapılar bilgisayar ortamında modellenecekse, üç boyutlu yöntem tercih edilmelidir (17).

SESA'da kullanılan temel mekanik kavramlar, materyallerin davranışlarını anlamak ve analizler yapmak için kritik öneme sahiptir. Bu kavramlar, malzemenin karşılaştığı kuvvetlerin ve gerilmelerin nasıl bir etki yaratacağına dair bilgi sağlar. Aşağıda, sonlu elemanlar analizinde yaygın olarak kullanılan bazı temel kavramlar ve açıklamaları detaylı şekilde sunulmuştur (169):

Eleman (Element): SESA yöntemi ile analizi yapılacak modelin küçük ve sonlu sayıda parçalara bölünmüş haline eleman denilmektedir. Elemanların birleştirilmesi sonucu lineer veya lineer olmayan formüller elde edilmektedir ve analiz sırasında yükleme şartlarına göre gerilme, deformasyon ve gerinim gibi değerlerin hesaplanmasında kullanılmaktadır. Elde edilen modelin bölündüğü eleman sayısının çokluğu, türü (üçgen, dörtgen, tetrahedral, hexahedral vs.) ve boyutu yapılan analizlerin doğruluğu açısından önem taşımaktadır (162).

Düğüm (Node): Elemanların köşe ve ara noktalarından birbirlerine bağlandıkları noktalara düğüm denilmektedir (Şekil 2.8). Düğümler analiz sürecinde sınır şartlarının belirlenmesinde ve sonuçların değerlendirilmesinde kullanılmaktadır. Düğümlerin doğru noktalara yerleştirilmesi gerilim konsantrasyonlarının ve deformasyon bölgelerinin doğru hesaplanması için kritik önem taşımaktadır (162).



Şekil 2.8. Sonlu elemanlar yönteminde farklı boyutlarda ve sayıda düğüm içeren elemanlar (170).

Ağ Yapısı (Mesh): Analizi yapılacak olan materyalin düğüm ve elemanlardan oluşan sistematik bir bölümü olarak tanımlanmaktadır. Analizin doğruluğu ağ yapısının yoğunluğuna ve optimizasyonuna doğrudan bağlıdır (171).

Katı Modelleme (Solid Modeling): Analizi yapılacak modelin gerçek fiziksel boyutlarını üç boyutlu olarak temsil etmek amacıyla yapılan modelleme işlemidir. Bilgisayar destekli tasarım yazılımları aracılığı ile oluşturulan modeller karmaşık yapıların gerilim ve deformasyon davranışlarının gerçeğe yakın hesaplanmasına olanak tanımaktadır .

Bu kavramlar, SESA yönteminin temelini oluşturur ve malzeme davranışlarını, yapısal dayanıklılığı ve güvenliği anlamak için gereklidir. Diş hekimliğinde, bu analizler, restorasyon materyallerinin seçimi, protezlerin tasarımı ve diş yapısının korunması gibi

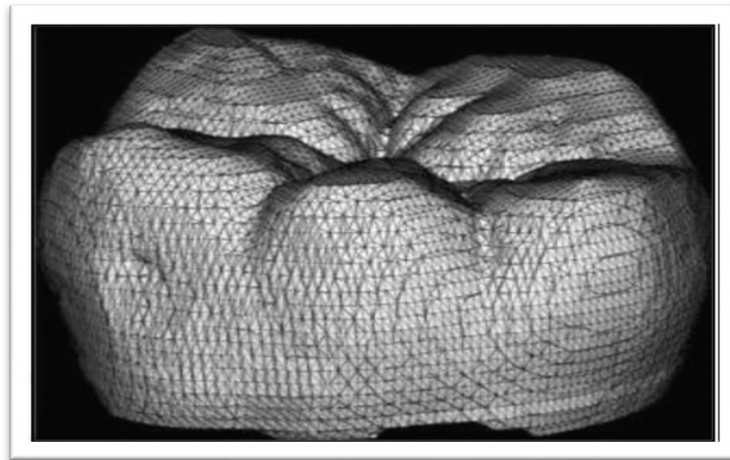
önemli alanlarda büyük bir rol oynamaktadır. Sonlu elemanlar analizi, bu tür karmaşık hesaplamalar için etkili ve verimli bir araç sunarak, klinik uygulamaları daha güvenli ve başarılı hale getirmektedir.

2.6.6.1. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Aşamaları

Ön İşlem (Pre Processing)

Analizi yapılacak yapı, öncelikle gerçek ölçülerine uygun olarak bir CAD (Computer Aided Design -Bilgisayar Destekli Tasarım) yazılımı yardımıyla bilgisayar ortamında biyolojik dokuların üç boyutlu geometrileri oluşturulur. Ardından, yapının boyut ve şekil özelliklerine uygun bir biçimde bölümlere ayrılmasıyla, matematiksel model olarak adlandırılan ağ (mesh) yapısı oluşturulur (172,173). SESA yönteminde; katı, sıvı veya gaz halindeki fiziksel cisimler, “sonlu eleman” adı verilen küçük alt bölümlere ayrılır ve bu elemanlar birbirine düğüm noktaları (node) üzerinden bağlanır. Düğüm noktaları, elemanların sınırlarında yer alan bağlantı bölgeleridir (172).

Model, sanal yükler altında incelendiğinde, ağ yapısını oluşturan elemanlarda gerilme ve deformasyon meydana gelir. Bu etkiler, buldukları elemandan komşu elemanlara iletilerek tüm sistemin yükten etkilenmesi sağlanır (172). Gerilme ve şekil değişimlerinin hesaplanmasında sınır koşulları dikkate alınır; bu koşullar, modelin hangi bölgelerden sabitlendiğini ve kuvvetlerin hangi yönden uygulandığını gösterir. Elemanlar, köşe noktalarıyla birbirine bağlanan ve sınırlı sayıda olan eşit boyutlu parçalardan oluşur. Daha doğru ve gerçekçi sonuçlara ulaşmak için düğüm noktası sayısının artırılması tercih edilir; ancak düğüm sayısındaki artış, hesaplama hatası riskini de yükseltebilir (162,174)



Şekil 2.9. Matematiksel modeli elde edilmiş ve ağ yapısı oluşturulmuş diş modeli

Analiz

Modelleme aşamasında elemanların mekanik özellikleri (Poisson oranı, elastisite modülü) ve yükleme koşulları yazılıma (ABAQUS) tanımlanır. Her eleman analizi yapılacak olan ana modelin tüm özelliklerini taşıyarak yük altında yapının bütünlüğünü simüle eder ve elde edilen veriler farklı yükleme koşullarında kaydedilir (172).

Son işlem (Post Processing)

Analiz sonrasında oluşturduğumuz modelin tüm alt yapıları kuvvetlerin uygulanmasının ardından ayrı ayrı değerlendirilerek genel sonuçlar elde edilir (172). Bu süreçte planlanmış olduğumuz her kuvvet uygulamasında oluşan stres, deformasyon ve strain değerleri tespit edilebilir. Hesaplamalar matematiksel yöntemlerle yapıldığından istatistiksel analiz mümkün değildir (170). Farklı yükleme koşullarında asal gerilmeler, eksensel ve eşdeğer gerilmeler ile deformasyon verileri elde edilebilir.

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu tez çalışmasında süt molar dişlerin restorasyonunda kullanılan farklı restoratif materyallerin [(Nanohibrit kompozit (3M Filtek Z350 XT, 3M ESPE, Germany), kompomer (Dyract XP, Dentsply Sirona, Germany), YVCİS (Equia Forte HT, GC Corp, Tokyo, Japan)] SESA yöntemi ile incelenmesi ve restorasyonsuz dişte oluşan stres değerleri ile karşılaştırılarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Çalışmanın bilimsel etik kurallara uygunluğu İstanbul Sağlık ve Teknoloji Üniversitesi Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Kurulu tarafından (22.4.2024 ve 2024/02-03 sayılı karar ile değerlendirilmiştir. (Bkz. Ek.1)

3.1. Dişe Ait Üç Boyutlu Katı Modelin Oluşturulması

Etik Kurul onayının alınmasını takiben üç boyutlu süt dişi modelinin hazırlanması için gerekli olan işlemlere başlanmıştır. Çalışmada İstanbul Sağlık ve Teknoloji Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Pedodonti Anabilim Dalına teşhis ve tedavi için başvurmuş ve İstanbul Sağlık ve Teknoloji Üniversitesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda tanı amaçlı Planmeca 3D Mid (ProMax, Helsinki Finland) marka KIBT cihazı ile bilgisayarlı tomografi görüntüleri alınmış hastaların DICOM formatında görüntüleri retrospektif olarak taranmıştır. Kronal madde kaybı bulunmayan alt süt ikinci molar dişin tomografi görüntüsü bilgisayar programları aracılığı ile modelleme yapılması amacı ile seçilmiştir.

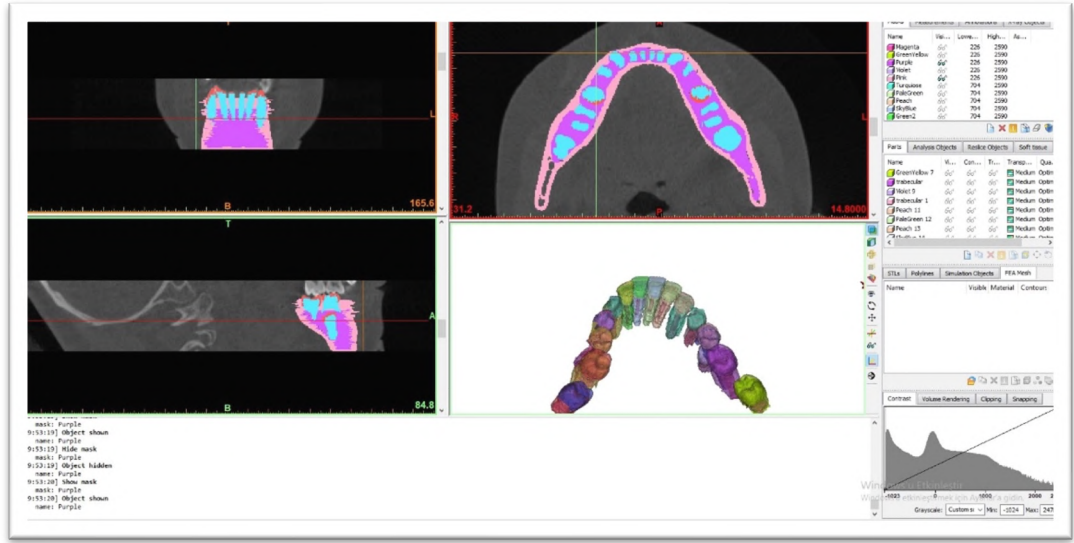
Görüntüleme işlemi, X-ışınının rotasyon merkezi etrafında 40 mm çapında ve 40 mm yüksekliğinde bir silindirik hacim üzerinde gerçekleştirilmiştir. Görüntülerin elde edilmesinde kullanılan parametreler arasında, 90 kVp (Peak kilovoltage, X-ışını tüpünün en yüksek voltajı) ve 5 mA (miliamper, elektrik akımı değeri) yer almakta olup, bu parametreler örneklere göre değiştirilebilmektedir. Görüntülerin çekilmesinde kullanılan diğer parametreler ise 160 qm pozlama miktarı ve 9 saniyelik pozlama süresidir. Elde edilen veriler 16x16 cm ve 16x9 cm ölçülerde olup iki farklı görüş alanı (FOV: Field of View) aralığında, kesit kalınlığı 1mm olup, 0,4 mm³ izotropik voksel çözünürlüğünde elde edilmiştir (Tablo 3.1).

Tablo 3.1. Planmeca 3D Mid marka KIBT cihazının parametreleri

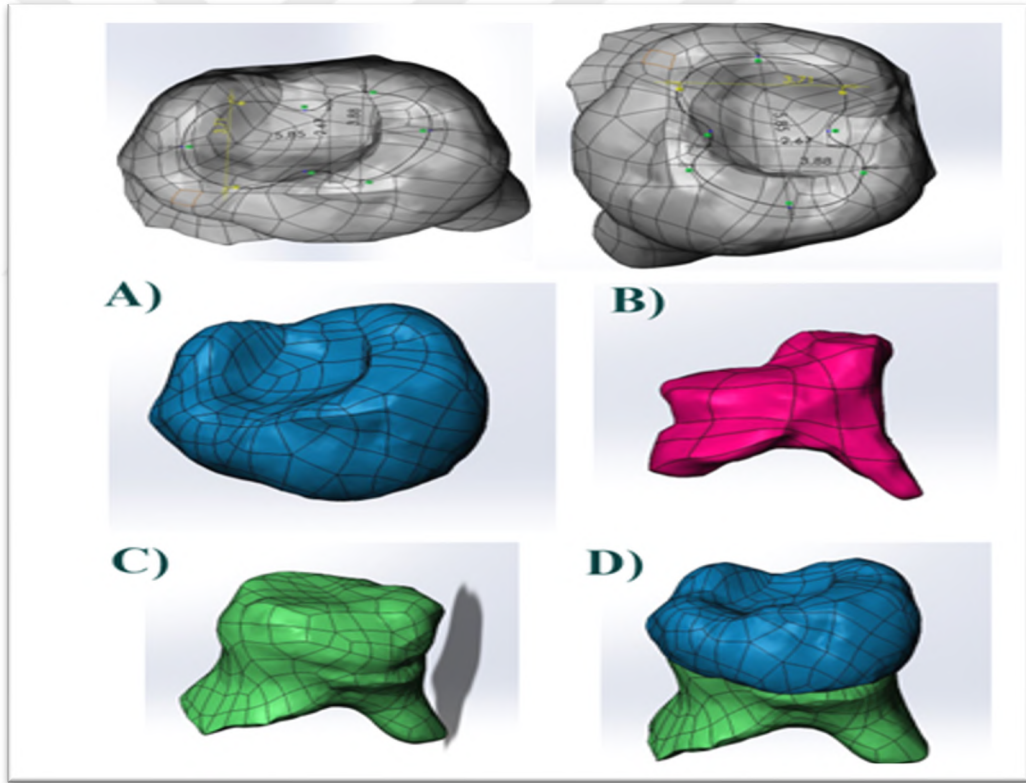
Parametre	Değer / Açıklama
Hacim	40 mm çap × 40 mm yükseklik (silindirik)
X-ışını tüp voltajı (kVp)	90 kVp (örneğe göre değiştirilebilir)
X-ışını tüp akımı (mA)	5 mA (örneğe göre değiştirilebilir)
Pozlama miktarı	160 qm
Pozlama süresi	9 saniye
Görüş alanı (FOV)	16 × 16 cm ve 16 × 9 cm (iki farklı seçenek)
Kesit kalınlığı	1 mm
Voksel çözünürlüğü	0,4 mm ³ (izotropik)

Çekilen görüntüler, DICOM formatında kaydedilmiş olup, bu dosyalar daha sonra Materialise Interactive Medical Image Control System (Mimics 12.00, Leuven, Belçika) yazılımına aktarılarak görüntünün kafes modeli oluşturulmuştur. Modelin elde edilmesi aşamasında program içerisinde kullanılan Hounsfield (HU) değerleri esas alınarak dişin sınırları belirlenmiştir. HU değeri belirlendikten sonra program otomatik olarak maskeleme işlemini gerçekleştirmiştir. Mimics programı kullanılarak sınır çizgilerindeki olası hatalar düzeltilmiş, modelin kenar ve yüzeyindeki nokta dağılımları homojen hale getirilmiş ve her doku tipi (trabeküler kemik, kortikal kemik, mine, dentin, pulpa) için özel maskeler oluşturulmuş ve ardından bu maskeler STL (Standard Tessellation Language) dosyalarına dönüştürülmüştür (Şekil 3.1). STL dosyaları, Geomagic Design X programına (Geomagic Design X 2020.0) aktarılmıştır ve burada gerekli düzenlemeler, örneğin yüzey yumuşatma işlemleri yapılmıştır. Bu işlem sonucu elde edilen dosyalar, STP (Standard for the Exchange of Product model data) formatında kaydedilmiştir.

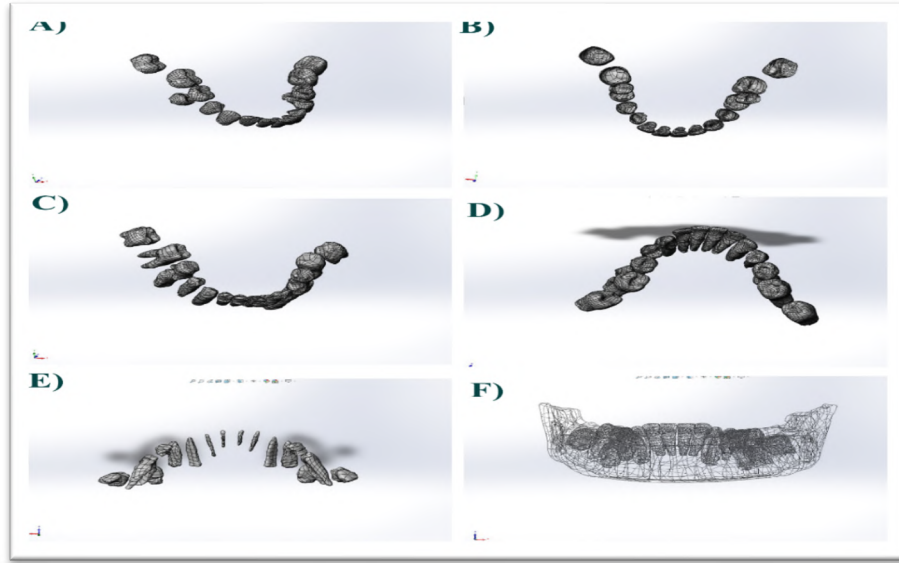
Elde edilen STP dosyaları, daha ileri analizlerin yapılması için Solidworks programına (Solidworks Corp. ABD) aktarılmıştır. Bu aşamada, analiz yapılacak olan 5 numaralı süt dişi üzerinde dişin farklı histolojik dokulara ait modellemeler yapılmıştır (Şekil 3.2, Şekil 3.3).



Şekil 3.1. Trabeküler kemik, Kortikal kemik, Mine, Dentin ve Pulpa dokusunun izole edilmesi için oluşturulan maske



Şekil 3.2. 5 numaralı süt dişine ait solid görsel A. Mine B. Pulpa C. Dentin D. Diş modeli

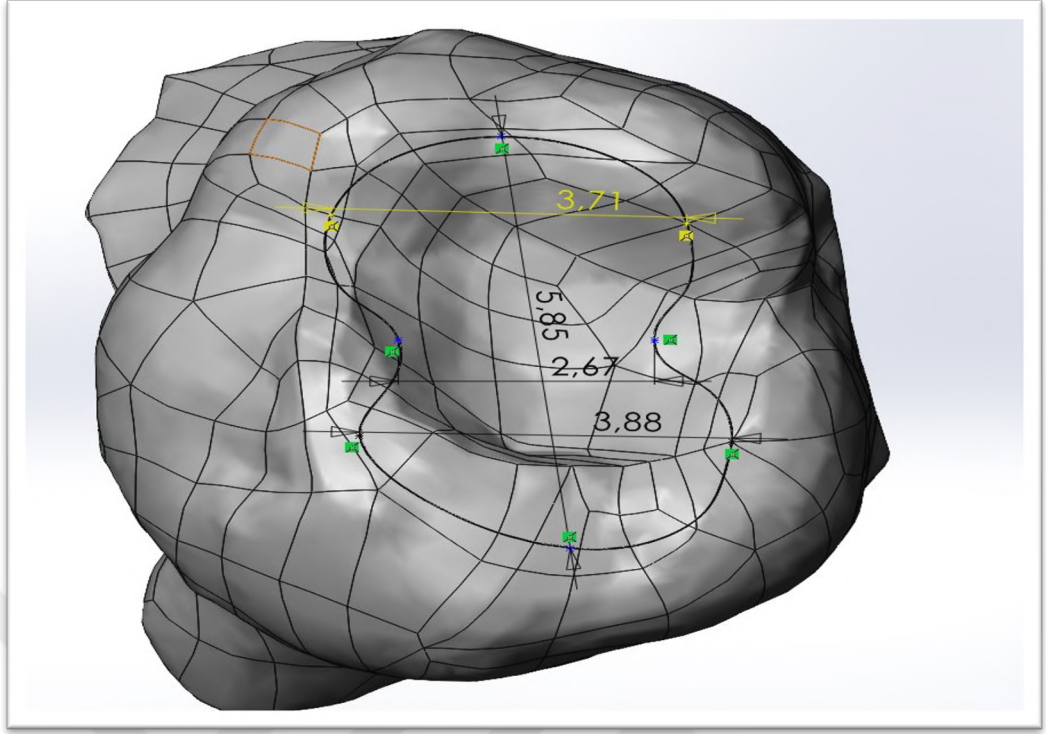


Şekil 3.3. A Mine (apikal açı), B. Mine (oklüzal görüntü) C. Dentin (apikal açı) D. Dentin (oklüzal görüntü) E. Pulpa F. Model

3.2. Kavite Tipleri ve Restoratif Materyallerin Üç Boyutlu Katı Modellerinin Oluşturulması

Kavite tasarımları [Sınıf I (O) ve sınıf II (DO-MO-MOD)] literatür bilgisi doğrultusunda gerçekleştirilmiştir (95,175). Kavite tasarımlarında kavite derinliği 2.7 mm, kavite genişliği bukkal-lingual mesafenin üçte ikisi olacak şekilde ve gingival basamak genişliği 1,6 mm olarak oluşturulmuştur. Kavite kavosurface açısına sahip değildir. Bond kalınlığı ise kullanıcı talimatlarına uygun şekilde 10 mikrometre olacak şekilde uygulanmıştır (176). Tüm modellerde, kavite şekilleri ve boyutları, daha doğru ve karşılaştırılabilir sonuçlar elde edebilmek için standardize edilmiştir (Şekil 3.4).

Solidworks programı aracılığı ile oluşturduğumuz modellere stres analizlerini yapmayı planladığımız materyaller firmaların talimatları doğrultusunda uygulanmıştır. Bu materyaller;



Şekil 3.4. Kavite tasarımı

Solidworks programı aracılığı ile oluşturduğumuz modellere stres analizlerini yapmayı planladığımız materyaller firmaların talimatları doğrultusunda uygulanmıştır. Bu materyaller;

- 1-Gelenekel kompozit rezin (Filtek Z350 XT, Germany)
- 2-Kompomer (Dyract XP, Germany)
- 3-YVCİS (Equia Forte HT, Japan)
- 4- Adeziv (Scotchbond Universal Plus, Germany).

Çalışmada kullanılan materyaller, kimyasal bileşimleri ve üretici firmaları Tablo 3.2’de verilmiştir.

Tablo 3.2. Çalışmada kullanılan restoratif materyaller

Materyal	Tipi	Üretici	İçeriği
Equia Forte HT	Bulk-fill, Cam hybrid	GC Corp, Tokyo, Japan	Poliakrilik Asit Tozu, Yüzeyi Muamele Edilmiş Cam
Dyract XP	Kompomer Materyal	Dentsply Sirona, Konstanz, Germany	UDMA, TCB Rezin, TEGDMA, Dimetakrilat ve Trimetakrilat Rezin, Kamforkinon, Etil- 4(dimetilamino) Benzoat, BHT, UV Stabilizatör, Stronsiyum-Alümino- Sodyum- Floro-Fosfor-Silikat Cam, Silikon Dioksit, Stronsiyum Flor, Demir Oksit ve Titanyum Oksit Pigmentler
Filtek Z350 XT	Nano- kompozit	3M ESPE Germany	BIS-GMA, UDMA, TEGDMA, bis- EMA6, PEGDMA, Filler: non-agglomerated 4- 11 zirconia filler, Agregated zirconia/silica cluster filler
Scotchbond Universal Plus	Adeziv Materyal	3M ESPE, Germany	MDP phosphate monomer, Bis- GMA, HEMA, vitrebond Copolymer, ethanol, photoinitiator, fillers, water,silan, decametyldimetacrylat

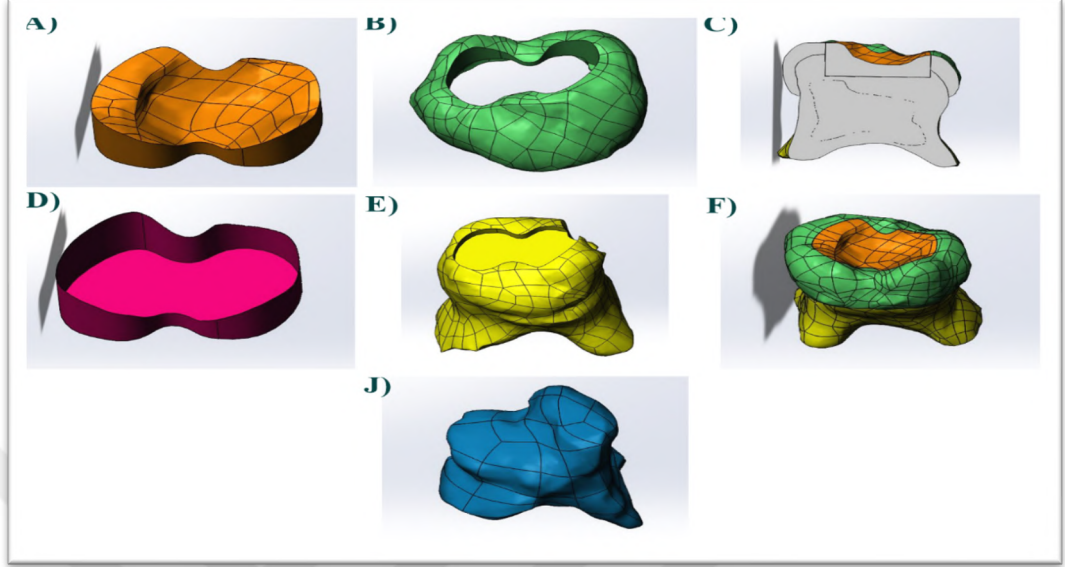
SolidWorks programı kullanılarak hazırlanan, biri kontrol modeli olmak üzere toplam 5 diş modeli üzerinde ısırma ve çiğneme kuvvetlerini taklit etmek amacı ile toplam 13 farklı senaryo oluşturulmuştur. Bu modeller Tablo 3.3'te gösterilmiştir.

Tablo 3.3. Çalışma Modelleri

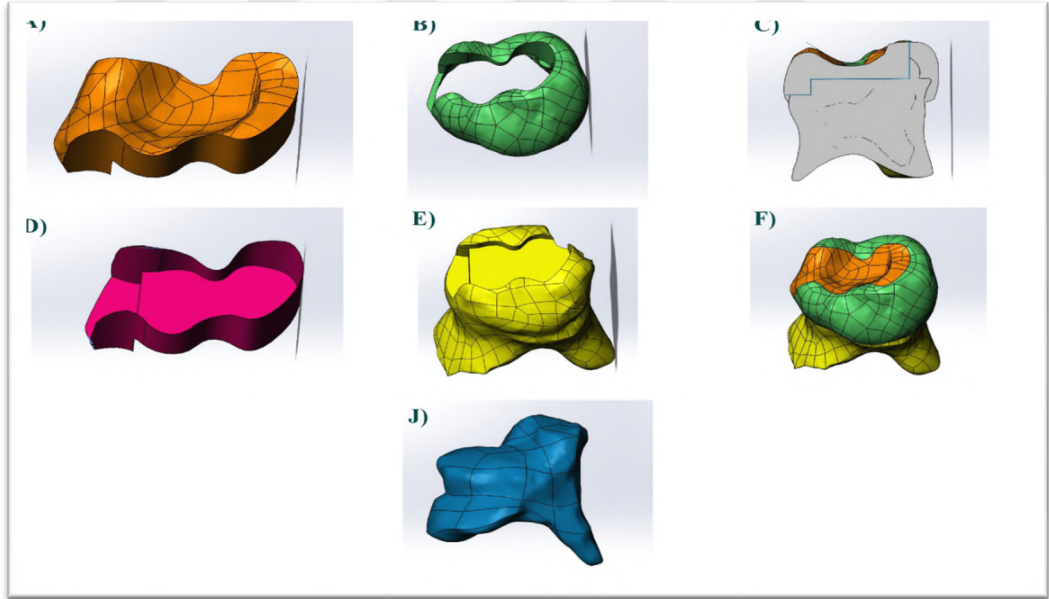
Kontrol Gurubu	Sağlam diş modeli
1-Model 1: Sınıf I (O) Kavite (Şekil 3.5)	<ul style="list-style-type: none">• Model 1A: Kompozit ile restore edilmiş oklüzal kaviteli diş modeli• Model 1B: Kompomer ile restore edilmiş oklüzal kaviteli diş modeli• Model 1C: YVCİS ile restore edilmiş oklüzal kaviteli diş modeli
2-Model 2: Sınıf II (DO) Kavite (Şekil 3.6)	<ul style="list-style-type: none">• Model 2A: Kompozit ile restore edilmiş DO kaviteli diş modeli• Model 2B: Kompomer ile restore edilmiş DO kaviteli diş modeli• Model 2C: YVCİS ile restore edilmiş DO kaviteli diş modeli
3- Model 3: Sınıf II (MO) Kavite (Şekil 3.7)	<ul style="list-style-type: none">• Model 3A: Kompozit ile restore edilmiş MO kaviteli diş modeli• Model 3B: Kompomer ile restore edilmiş MO kaviteli diş modeli• Model 3C: YVCİS ile restore edilmiş MO kaviteli diş modeli
4- Model 4: Sınıf II (MOD) Kavite (Şekil 3.8)	<ul style="list-style-type: none">• Model 4A: Kompozit ile restore edilmiş MOD kaviteli diş modeli• Model 4B: Kompomer ile restore edilmiş MOD kaviteli diş modeli• Model 4C: YVCİS ile restore edilmiş MOD kaviteli diş modeli

SolidWorks programı kullanılarak hazırlanan modellerin programdaki görselleri, Şekil 3.5, Şekil 3.6, Şekil 3.7 ve Şekil 3.8’de sunulmuştur. Bu şekillerde, her bir modelin yapısal detayları, kavite preparasyonları ve restoratif materyallerin konumlandırılması

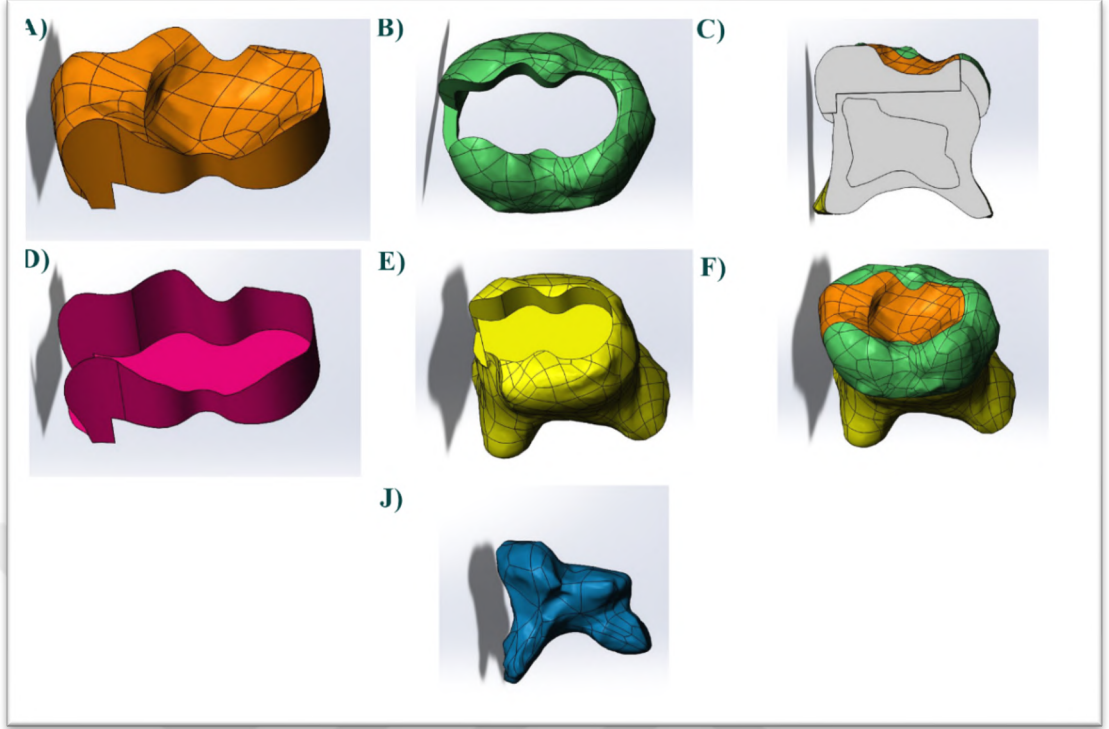
açıkça görülmektedir. Ayrıca modellerin stres analizine uygun hale getirilme süreçleri ve malzeme özelliklerinin tanımlanması da ilgili görsellerde ayrıntılı olarak gösterilmiştir.



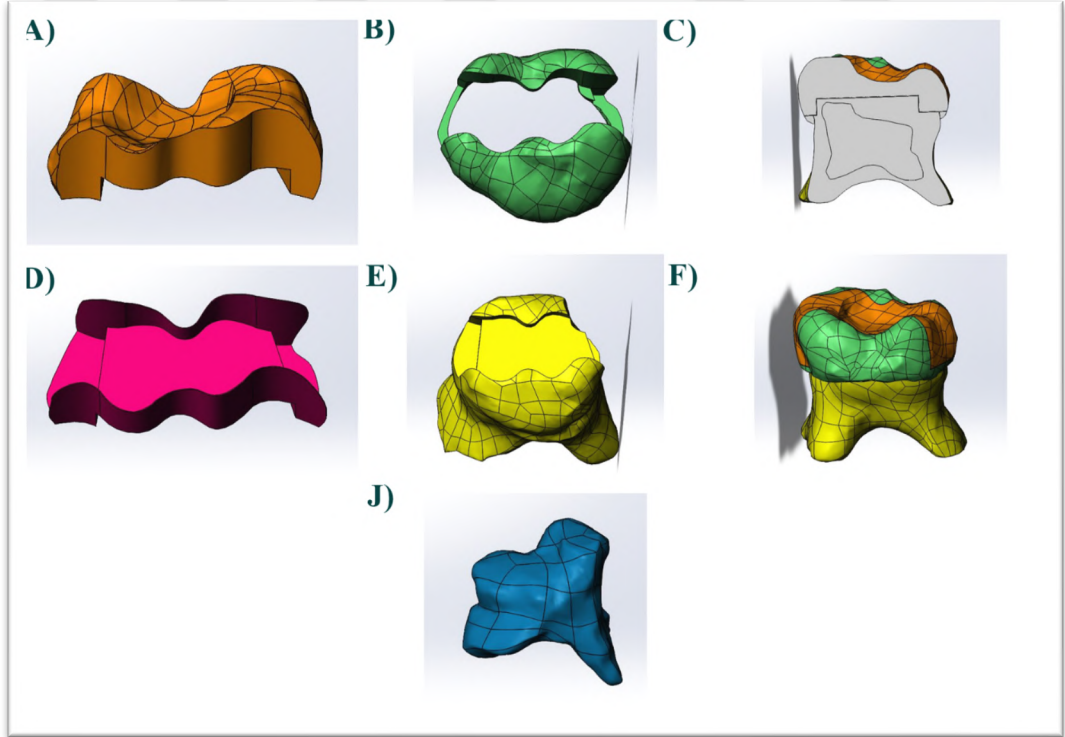
Şekil 3.5. Solidworks programında oluşturulan oklüzal kavite modeli. A) Restorasyon, B) Mine C) model kesiti D) Adeziv tabaka E) Dentin F) Diş modeli J) Pulpa



Şekil 3.6. Solidworks programında oluşturulan DO kavite modeli. A) Restorasyon, B) Mine C) model kesiti D) Adeziv tabaka E) Dentin F) Diş modeli J) Pulpa



Şekil 3.7 Solidworks programında oluşturulan MO kavite modeli. A) Restorasyon, B) Mine C) model kesiti D) Adeziv tabaka E) Dentin F) Diş modeli J) Pulpa



Şekil 3.8. Solidworks programında oluşturulan MOD kavite modeli. A) Restorasyon, B) Mine C) model kesiti D) Adeziv tabaka E) Dentin F) Diş modeli J) Pulpa

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

ABAQUS programında, diş dokularını ve restoratif materyalleri temsil etmek için sonlu eleman modelleri oluşturulmuştur. Bu modelleme sürecinde, her bir dokunun ve materyalin doğru şekilde temsil edilebilmesi için gerekli parametreler olan Young modülü ve Poisson oranları yazılıma aktarılmıştır. Bu iki parametre, modelleme sırasında her materyalin mekanik tepkisini doğru bir şekilde simüle edebilmek için kullanılmıştır. Young modülü ve Poisson oranı, her doku ve materyal türü için özel olarak belirlenmiş ve Tablo 3.4'te sunulmuştur

Tablo 3.4. Kullanılan dokuların ve materyallerin Young modülleri ve Poisson oranları (149,177) .

	Young Modülü (GPa)	Poisson Oranı
Mine	80.350	0.33
Dentin	19.890	0.31
Pulpa	2	0.45
Trabeküler kemik	490	0.3
Kortikal kemik	14.700	0.3
Filtek Z350 XT	12.77	0.31
Dyract XP	10.7	0.28
Equia Forte HT	6.27	0.25
Scotchbond Universal Plus	1.8	0.25

Oluşturulan modellerin güvenilirliğini artırmak ve elde edilen sonuçların doğruluğunu sağlamak amacıyla, SESA analizlerinde yüksek çözünürlüklü sonlu eleman ağı kullanılmıştır. Bu kapsamda, modellerde yeterli düzeyde düğüm ve eleman sayısına ulaşılmış, böylece kavite morfolojisinin ve materyal özelliklerinin ayrıntılı temsil edilmesi mümkün olmuştur. Gerçekleştirilen yakınsama analizleri ile hesaplama doğruluğu sağlanmış; ayrıca modelin geometrik ve malzeme parametrelerine duyarlılığını değerlendirmek amacıyla duyarlılık analizleri, aşırı yüklenme koşullarında davranışını sınamak için ise limit analizleri gerçekleştirilmiştir. Çalışmada kullanılan ağ tipi, üç

boyutlu lineer tetrahedral elemanlardan oluşmaktadır. Tablo 3.5'te, farklı kavite tipleri için oluşturulan modellerde kullanılan toplam düğüm ve eleman sayıları sunulmaktadır.

Tablo 3.5. Diş modellerine ait toplam düğüm ve eleman sayıları

	Düğüm Sayısı	Eleman Sayısı
O kavite	107218	539610
DO kavite	94286	469061
MO kavite	95324	490269
MOD kavite	102987	502596

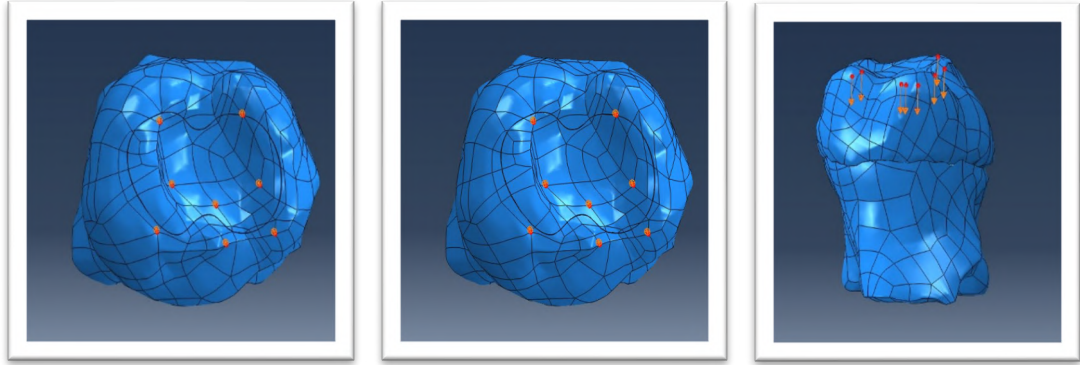
3.4. ABAQUS Programı ile Kuvvetlerin Uygulanması ve Sonuçların Elde Edilmesi

ABAQUS programı kullanılarak oluşturulan sonlu elemanlar modelinde, her bir diş modeli üzerinde ısırma ve çiğneme kuvvetlerini taklit etmek amacıyla vertikal ve oblik yönlerde dört farklı kuvvet uygulanmıştır. Bu kuvvetler, dişin çeşitli bölgelerine ve farklı açılarda uygulanarak restoratif materyaller ile diş dokuları arasındaki etkileşimlerin daha iyi anlaşılması hedeflenmiştir. Her bir yükleme, belirli noktalara ve yönlere göre tasarlanarak, dişin farklı yükleme koşullarına karşı gösterdiği mekanik tepkiler detaylı şekilde analiz edilmiştir.

Çalışmada değerlendirilen alt süt ikinci molar diş modellerinde, maksimum ısırma kuvvetini taklit etmek amacıyla literatür doğrultusunda sekiz yükleme noktası belirlenmiştir. Bu noktalar; bukkal tüberküllerin dış eğimlerine üç, bukkal tüberküllerin iç eğimlerine üç ve lingual tüberküllerin iç eğimlerine iki nokta olacak şekilde seçilmiştir (178,179). Belirlenen bu noktalara, dişin oklüzal yüzeyinden aksiyal yönde maksimum ısırma kuvvetini simüle edecek şekilde 240 N büyüklüğünde yük uygulanmıştır (150,151,180). Kuvvet, her bir noktaya eşit olarak 30 N düşecek şekilde dağıtılmış ve uygulanan bu kuvvet sayesinde, dişin oklüzal yüzeyinde oluşan gerilimlerin detaylı olarak incelenmesi sağlanmıştır (178,181) (Şekil 3.9).

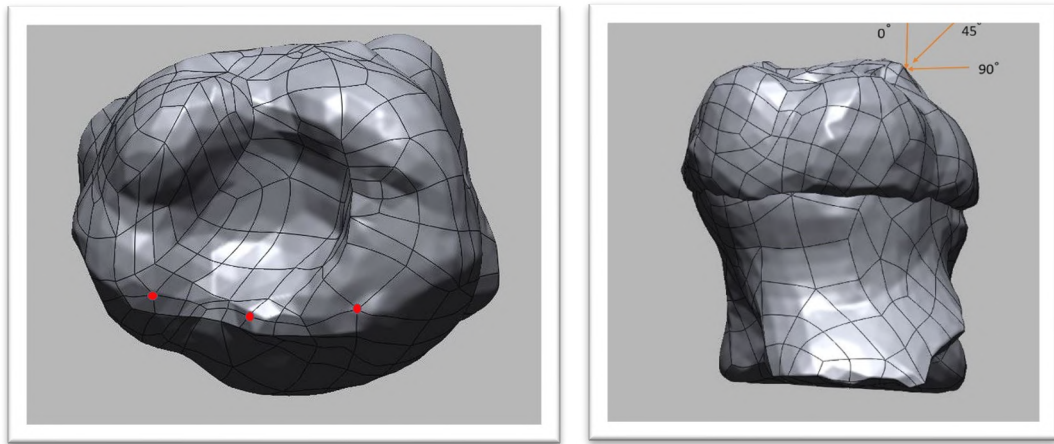
Literatür doğrultusunda olağan çiğneme kuvvetiyle maksimum ısırma kuvveti arasında yaklaşık %37 ile %40 fark olduğu bilgisi doğrultusunda (178,182) 100 N'luk yük, dişlerin yanal çiğneme kuvvetleri karşısındaki davranışlarını gözlemlemek amacı ile

bukkal tüberküllerin bukkal eğimlerine üç noktadan 0° , 45° ve 90° açı ile eşit şekilde bölünerek uygulanmıştır. Bu kuvvetler dişlerin oblik gelen çigneme kuvvetleri karşısındaki davranışlarını gözlemlemek için uygulanmıştır (Şekil 3.10).



Şekil 3.9. Maksimum ısırma kuvvetini (240 N) simüle eden vertikal yönde yükleme noktaları ve yönleri

Literatür doğrultusunda olağan çigneme kuvvetiyle maksimum ısırma kuvveti arasında yaklaşık %37 ile %40 fark olduğu bilgisi doğrultusunda (178,182) 100 N'luk yük, dişlerin yanal çigneme kuvvetleri karşısındaki davranışlarını gözlemlemek amacı ile bukkal tüberküllerin bukkal eğimlerine üç noktadan 0° , 45° ve 90° açı ile eşit şekilde bölünerek uygulanmıştır. Bu kuvvetler dişlerin oblik gelen çigneme kuvvetleri karşısındaki davranışlarını gözlemlemek için uygulanmıştır (Şekil 3.10).



Şekil 3.10. Maksimum ısırma kuvvetini simüle eden yükleme noktaları (100 N kuvvet oblik yönden üç farklı açıdan dişin uzun aksı ile 0° , 45° ve 90° olacak şekilde uygulanmıştır)

Uygulanan dört farklı kuvvetin, üç farklı restoratif materyal ile restore edilmiş diş modelleri üzerindeki etkileri değerlendirilmiştir. Her bir kuvvet uygulaması sonucunda, diş dokusu, restoratif materyal ve adeziv tabakada oluşan stres bölgeleri ayrıntılı olarak

analiz edilmiştir. Farklı materyallerin, dişin her katmanında farklı stres yoğunluklarına ve dağılımlarına neden olup olmadığı karşılaştırmalı olarak incelenmiştir. Ayrıca, aynı dişe ait farklı restorasyon modellerinde stres dağılımları değerlendirilerek; restoratif materyal, adeziv tabaka ve diş dokusunun bu streslere karşı gösterdiği mekanik performans karşılaştırılmıştır.

Çalışmamızda elde edilen tüm gerilme bileşenleri (σ_{xx} , σ_{yy} , σ_{zz} , τ_{xy} , τ_{yz} , τ_{zx}) sonlu eleman analizi (SESA) ile hesaplanmış ve her eleman için Von Mises eşdeğer gerilmesine dönüştürülmüştür. Böylelikle farklı kavite tipleri ve restoratif materyallerde oluşan gerilme dağılımları karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir.

Von Mises gerilmesi aşağıdaki denklemle hesaplanmıştır:

$$\sigma_{vm} = \sqrt{\frac{1}{2} \left[(\sigma_{xx} - \sigma_{yy})^2 + (\sigma_{yy} - \sigma_{zz})^2 + (\sigma_{zz} - \sigma_{xx})^2 \right] + 3(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2)}$$

Modeller, 240 N vertikal ve 100 N oblik kuvvet senaryoları altında yüklenmiş; bu kuvvetler sırasıyla sekiz oklüzal ve üç bukkal eğim noktasına eşit olarak dağıtılmıştır. Her yükleme durumu için SESA yazılımı ile tüm gerilme bileşenleri hesaplanmış ve Von Mises kriteri kullanılarak eşdeğer gerilmelere indirgenmiştir. Sonuçların doğruluğu ve güvenilirliği yakınsama duyarlılık ve limit analizleri ile test edilmiştir. Elde edilen von Mises stres dağılımları restoratif materyaller arasında karşılaştırma yapmak amacıyla kullanılmış; kritik bölgelerdeki maksimum eşdeğer gerilmeler belirlenerek ilgili materyallerin mekanik dayanımlarıyla karşılaştırılmıştır.

Modeller 240 N dik ve 100 N yanal kuvvet senaryoları altında yüklenmiş; bu kuvvetler sırasıyla sekiz oklüzal nokta (dik yük) ve üç bukkal eğim noktasına (yanal yük) eşit olarak dağıtılmıştır. Her yükleme durumu için SESA yazılımı ile tüm gerilme bileşenleri hesaplanmış ve Von Mises kriteri kullanılarak eşdeğer gerilmelere indirgenmiştir. Sonuçların doğruluğu ve güvenilirliği yakınsama, duyarlılık ve limit analizleri ile test edilmiştir. Elde edilen von Mises stres dağılımları restoratif materyaller arasında karşılaştırma yapmak amacıyla kullanılmış; kritik bölgelerdeki maksimum eşdeğer gerilmeler belirlenerek ilgili materyallerin mekanik dayanımlarıyla karşılaştırılmıştır.

Stres dağılımları, kırmızıdan maviye uzanan renk skalası ile görselleştirilmiş; kırmızı renk maksimum Von Mises stres bölgelerini, koyu mavi ise minimum stres bölgelerini temsil etmiştir.

4. BULGULAR

Bu tez çalışmasında, kompozit, kompomer ve YVCİS ile restore edilen dört farklı kavite modelinde (O, MO, OD, MOD), dikey (0°), oblik (45°) ve lateral (90°) yönlerde uygulanan kuvvetler sonucunda restorasyonlar ve diş dokularında oluşan von Mises stres değerleri değerlendirilmiştir. Elde edilen bulgular, aynı şartlar altında analiz edilen sağlam diş modeli ile karşılaştırılmıştır.

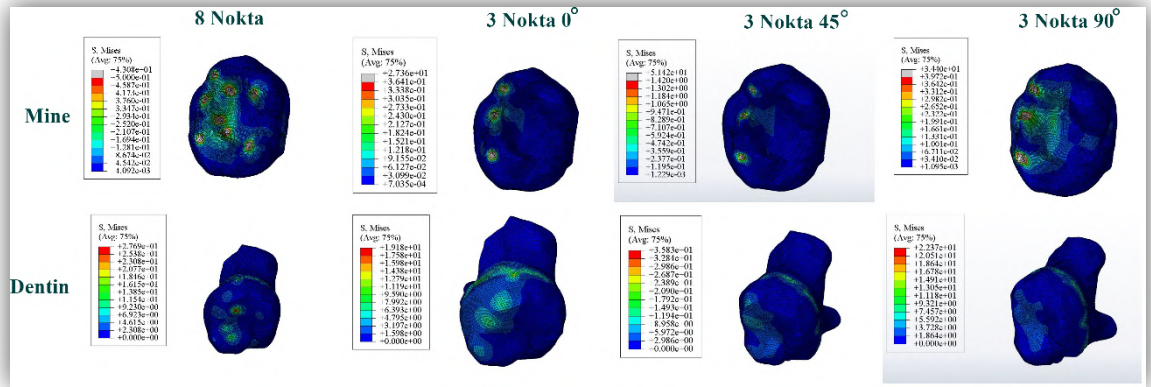
Ayrıca yalnız mutlak stres değerleri değil, kontrol modeline göre normalize edilmiş karşılaştırmalar da yapılmıştır. Böylece her kavite-materyal kombinasyonunun sağlam dişe kıyasla ne kadar kat artışı veya azalma yarattığı sayısal olarak ortaya konulmuştur. Bu yaklaşım özellikle farklı yükleme senaryolarının etkilerini anlaşılır biçimde değerlendirmeye olanak tanımıştır.

4.1. Kontrol Grubuna Ait Bulgular

Kontrol grubuna bakıldığında, mine ve dentin dokusuna uygulanan farklı yükleme açılarına göre von Mises stres değerleri incelenmiştir. Yapılan analizler sonucunda, en yüksek von Mises stres değeri 100 N ve 45° açıyla uygulanan yükleme şeklinde ortaya çıkmıştır (minede 51,42 MPa, dentinde 35,83 MPa). Bu yükleme şekli, dişin yapısal bütünlüğünü en fazla zorlayan durum olarak belirlenmiş ve bu açıyla uygulanan yük altında dişin mine ve dentin dokusunda en yüksek gerilme değerleri gözlemlenmiştir.

Öte yandan, en düşük Von Mises stres değeri ise 100 N ve 0° açıyla yapılan yükleme şeklinde gözlemlenmiştir (minede 27,36 MPa, dentinde 19,18 MPa). 0° açıyla uygulanan yük, dişin doğal yapısına daha uygun bir yönelimle gerçekleştiği için, yapısal olarak dişi daha az zorlamış ve stres değeri daha düşük kalmıştır.

45° gibi eğimli açılar, yükün dağılımını değiştirdiğinden daha yüksek stres birikimine yol açarken, vertikal yükleme açıları, dişin yapısal bütünlüğünü daha iyi koruyarak daha düşük stres değerlerine sebep olmuştur.(Şekil 4.1, Tablo 4.1)



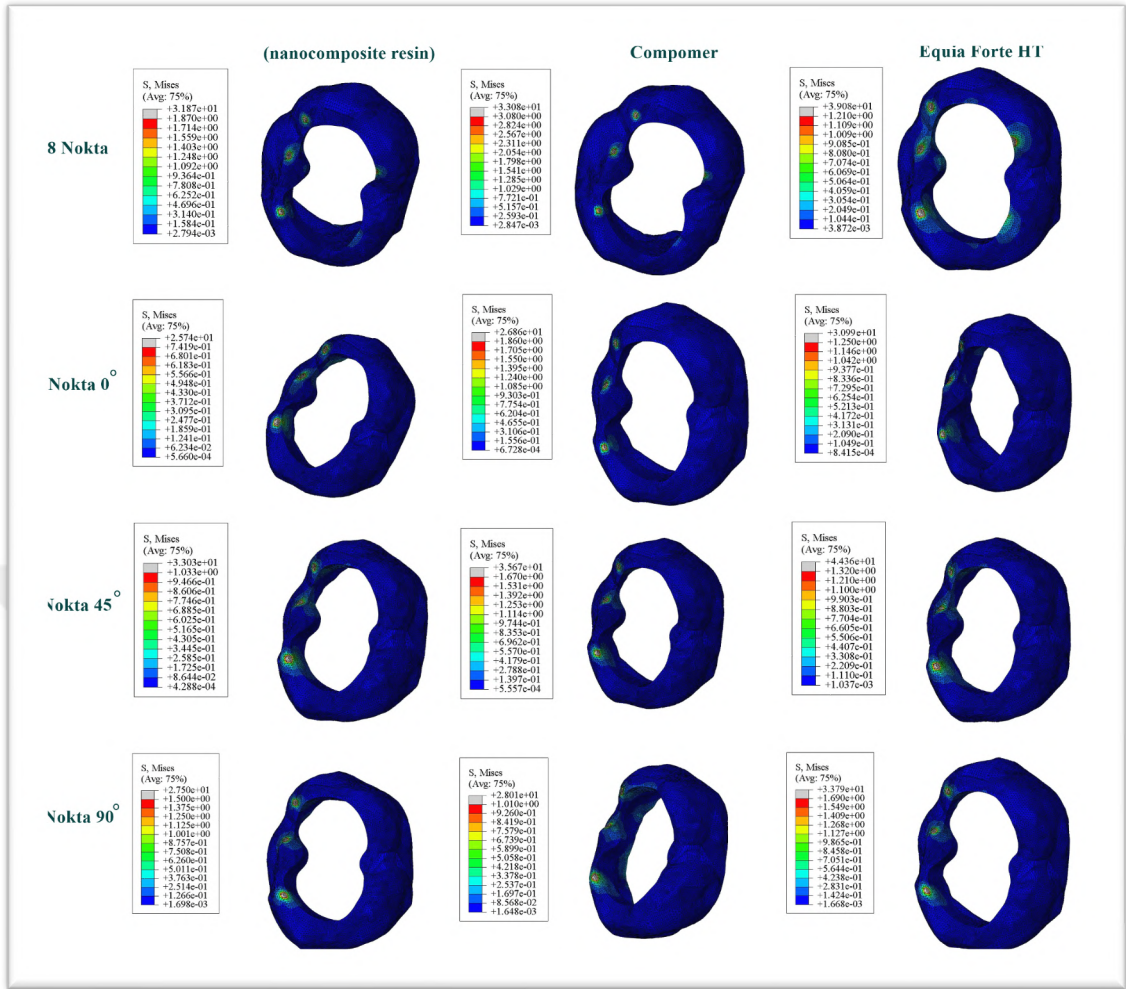
Şekil 4.1. Kontrol grubunda mine ve dentine ait stres dağılım bölgeleri

Tablo 4.1. Kontrol grubu olarak seçilen sağlam diş modeline ait diş dokularında oluşan stresin ortalama değerleri (MPa)

	8 nokta	100 N, 0°	100 N, 45°	100 N, 90°
Mine	43,08	27,36	51,42	34,40
Dentin	27,69	19,18	35,83	22,37

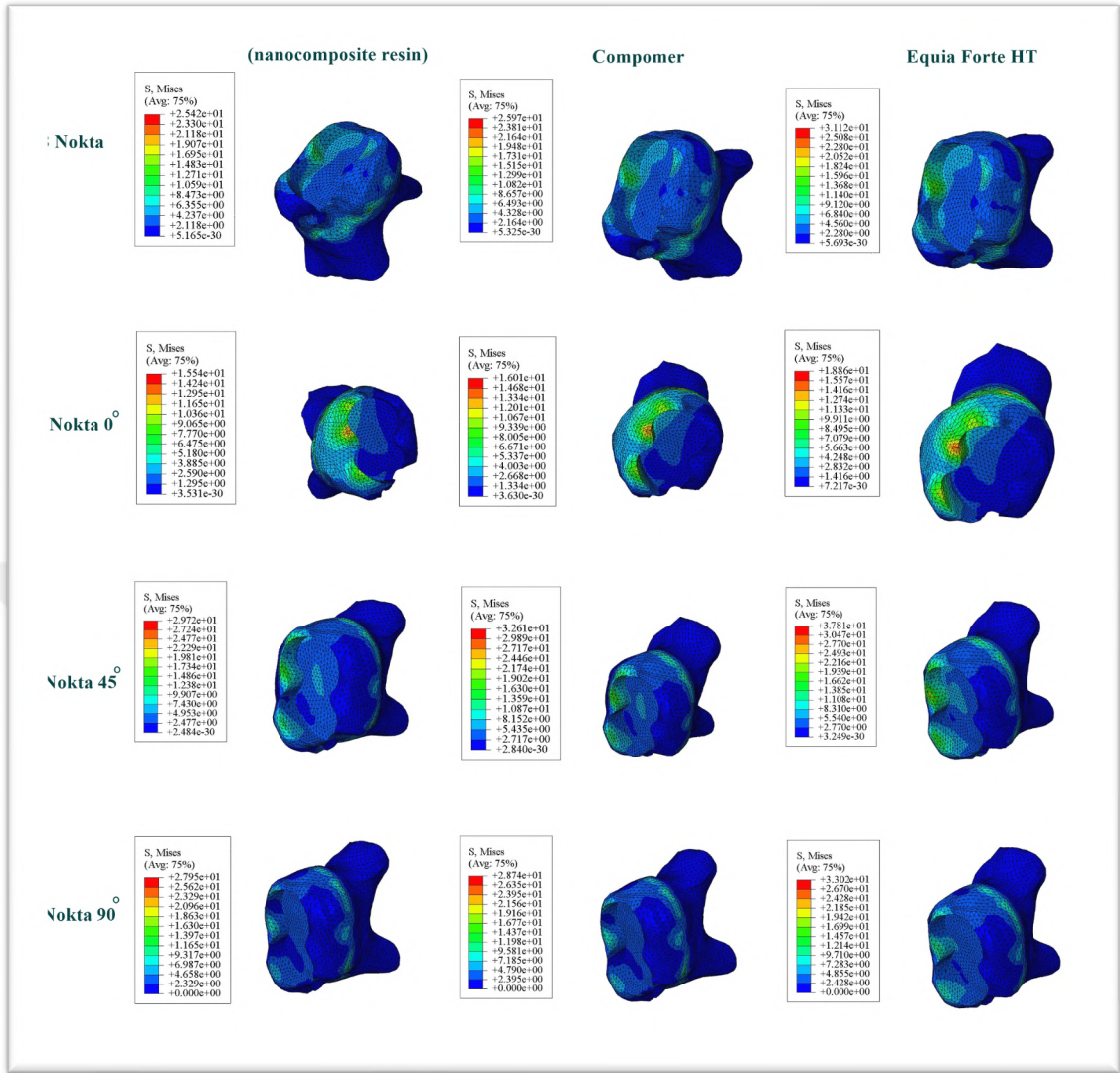
4.2. Oklüzal Kaviteli Modellere Ait Bulgular.

Oklüzal kaviteli modellerde yapılan analizler sonucunda, mine dokusuna gelen stres değerleri, farklı yükleme açıları ve kullanılan dolgu materyallerine bağlı olarak önemli farklılıklar göstermiştir. 240 N yükün 8 noktadan vertikal olarak uygulandığı durumda stresin en yoğun olduğu bölgeler fonksiyonel tüberküllerin eğimli yüzeyleri ve kavite kenarlarında yoğunlaşmıştır. Oblik yüklemelerde (100 N, 45° ve 90°) stresin en yoğun olduğu bölgeler marjinal sırtlar ve kavite kenarlarında yoğunlaşmıştır. Yapılan sonlu elemanlar analizi minede en yüksek stres değerinin 3 noktaya 45° açıyla eşit olarak uygulanan 100 N'luk yük altında ve dolgu materyali olarak Equia Forte HT (38,32 MPa) kullanılan modelde ortaya çıktığını göstermektedir. Öte yandan, minede en düşük stres değeri ise 3 noktaya 0° açı ile yükleme yapılan ve dolgu materyali olarak Filtek Z350 XT (25,74 MPa) kullanılan modelde gözlemlenmiştir (Şekil 4.2, Tablo 4.2).



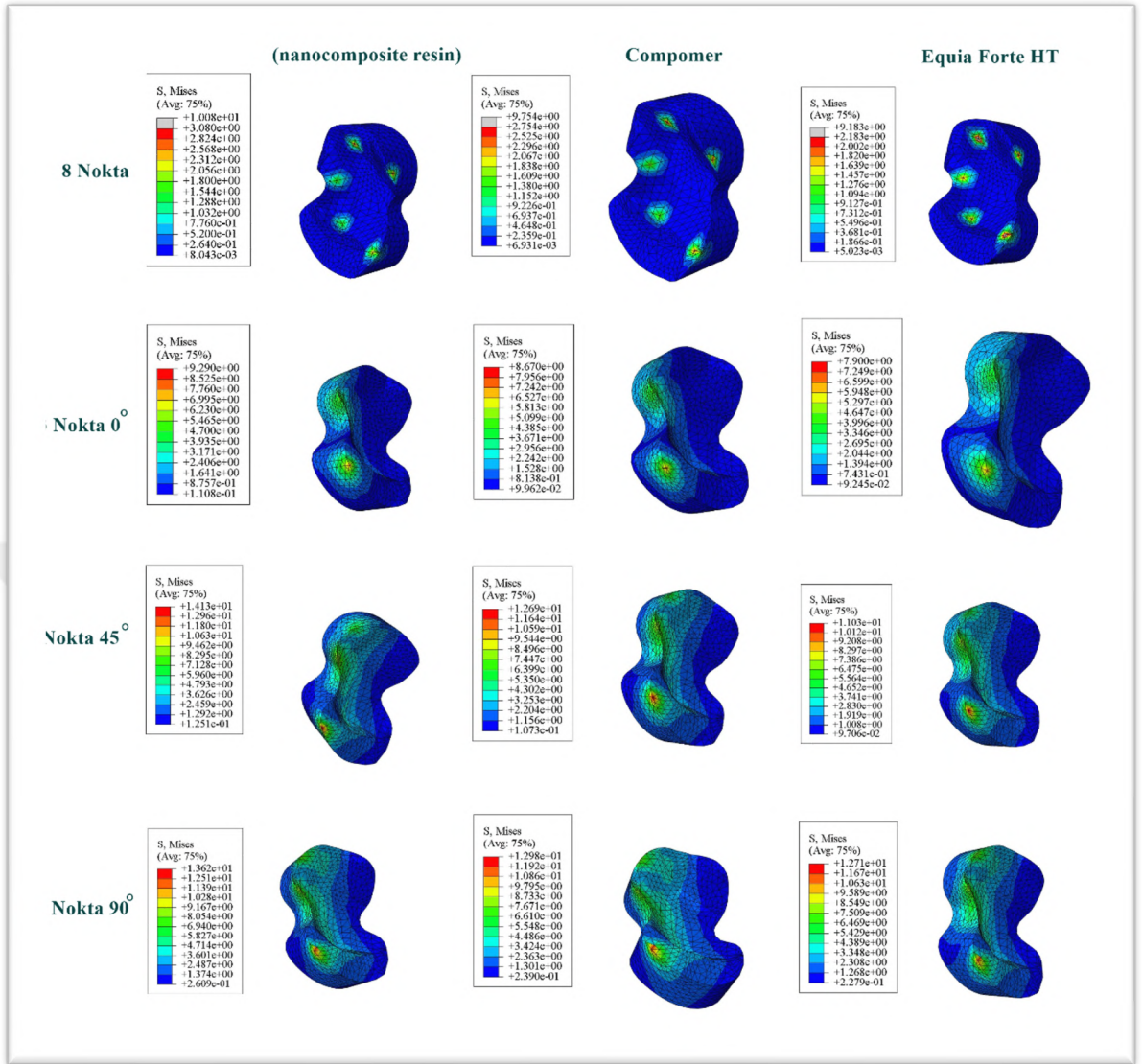
Şekil 4.2. Oklüzal kaviteli modelde mine dokusuna ait stres dağılım bölgeleri

Oklüzal kaviteli modele yapılan analizler sonucunda, dentin dokusuna gelen en yüksek stres değerleri 3 noktadan 45° açıyla uygulanan yük altında ve dolgu materyali olarak Equia Forte HT (33,24 MPa) kullanılan modelde ortaya çıktığını göstermiştir. Öte yandan, en düşük stres değeri ise 3 noktadan 0° yükleme açısında ve dolgu materyali olarak Filtek Z350 XT(15,54 MPa) kullanılan modelde gözlemlenmiştir. Dentin dokusunda stresin en yüksek olduğu alanlar, genellikle kavite duvarlarında ve mine-dentin ve adezive materyalin birleştiği pulpal duvara yakın yerde görülmüştür. Oblik yüklemelerde marjinal sırtlar, kavite kenarları servikal bölgede belirginleşmiştir (Şekil 4.3 Tablo 4.2).



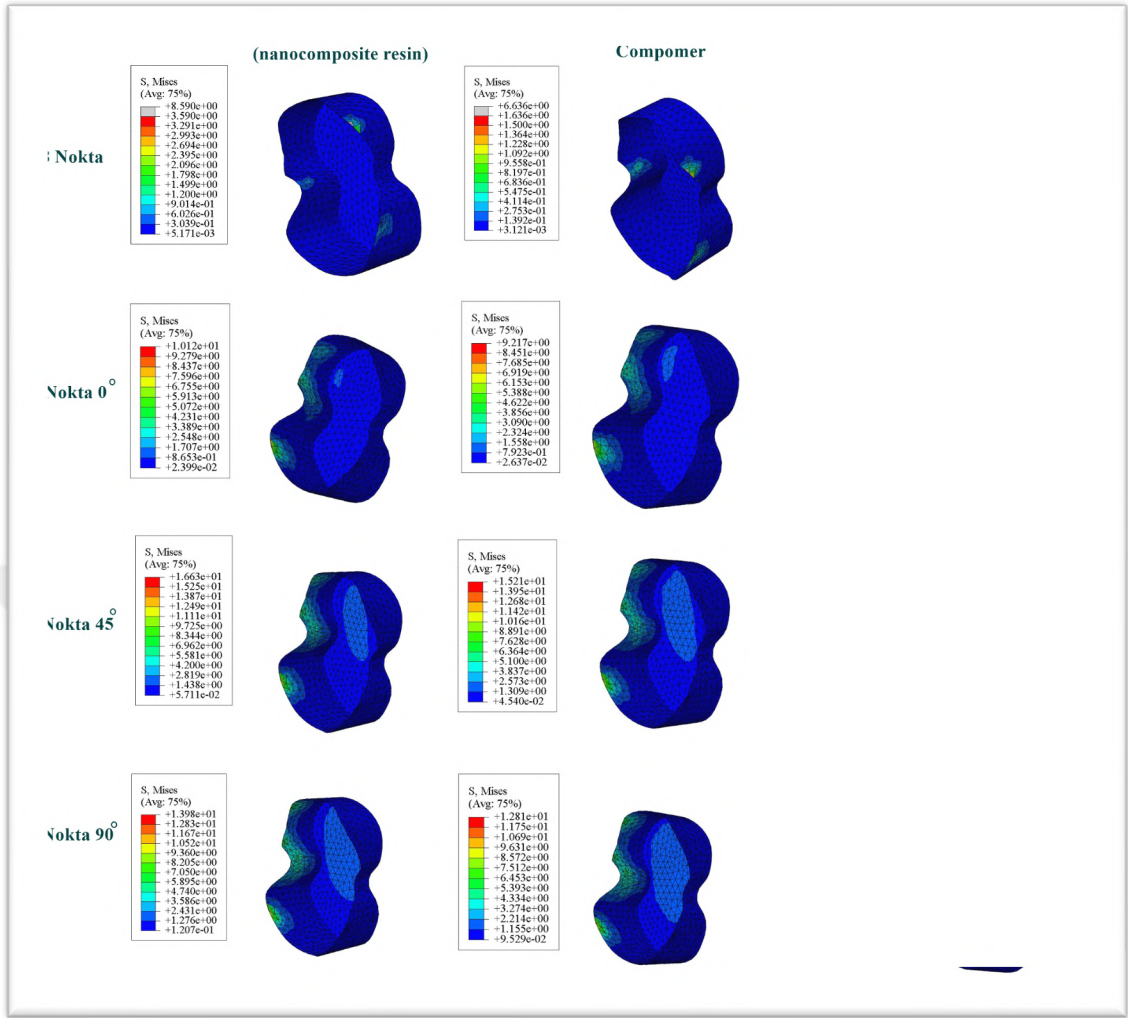
Şekil 4.3. Oklüzal kaviteli modelde dentin dokusuna ait stres dağılım bölgeleri

Oklüzal kaviteli modele yapılan analizler sonucunda, restorasyon materyaline gelen stres değerler en yüksek 3 noktadan 45° açıyla uygulanan yük altında ve dolgu materyali olarak Filtek Z350 XT (14,13 MPa) kullanılan modelde, en düşük stres değeri ise 3 noktadan 0° yükleme açısında ve dolgu materyali olarak Equia Forte HT (7,90 MPa) kullanılan modelde gözlemlenmiştir. Restorasyonda stresin en yüksek çıktığı alanlar, genellikle dolgunun dişle temas ettiği bölgelerde, yükleme noktalarında ve tüberkül tepelerinde gözlemlenmiştir. Kompozit rezin materyalde yüksek elastikiyet modülüne bağlı olarak yükün büyük bir kısmını kendi bünyesinde absorbe ettiği ve stresin daha homojen dağıldığı görülmüştür (Şekil 4.4, Tablo 4.2).



Şekil 4.4. Oklüzal kaviteli modelde restorasyon materyaline ait stres dağılım bölgeleri

Oklüzal kaviteli modele yapılan analizler, adeziv materyaline gelen en yüksek stres değerleri, 3 noktadan 45° açıyla uygulanan yük altında ve dolgu materyali olarak Filtek Z350 XT (16,63 MPa) kullanılan modelde ortaya çıktığını göstermektedir. Öte yandan, en düşük stres değeri ise 8 nokta yükleme şeklinde ve dolgu materyali olarak Equia Forte HT (5,919 MPa) kullanılan modelde gözlemlenmiştir. Adeziv materyalde stresin en yüksek çıktığı alanlar, genellikle dolgu ile temas ettiği bölgelerde ve kavite tabanında belirgin izlenmiştir (Şekil 4.5, Tablo 4.2).



Şekil 4.5. Oklüzal kaviteli modelde adeziv materyale ait stres dağılım bölgeleri

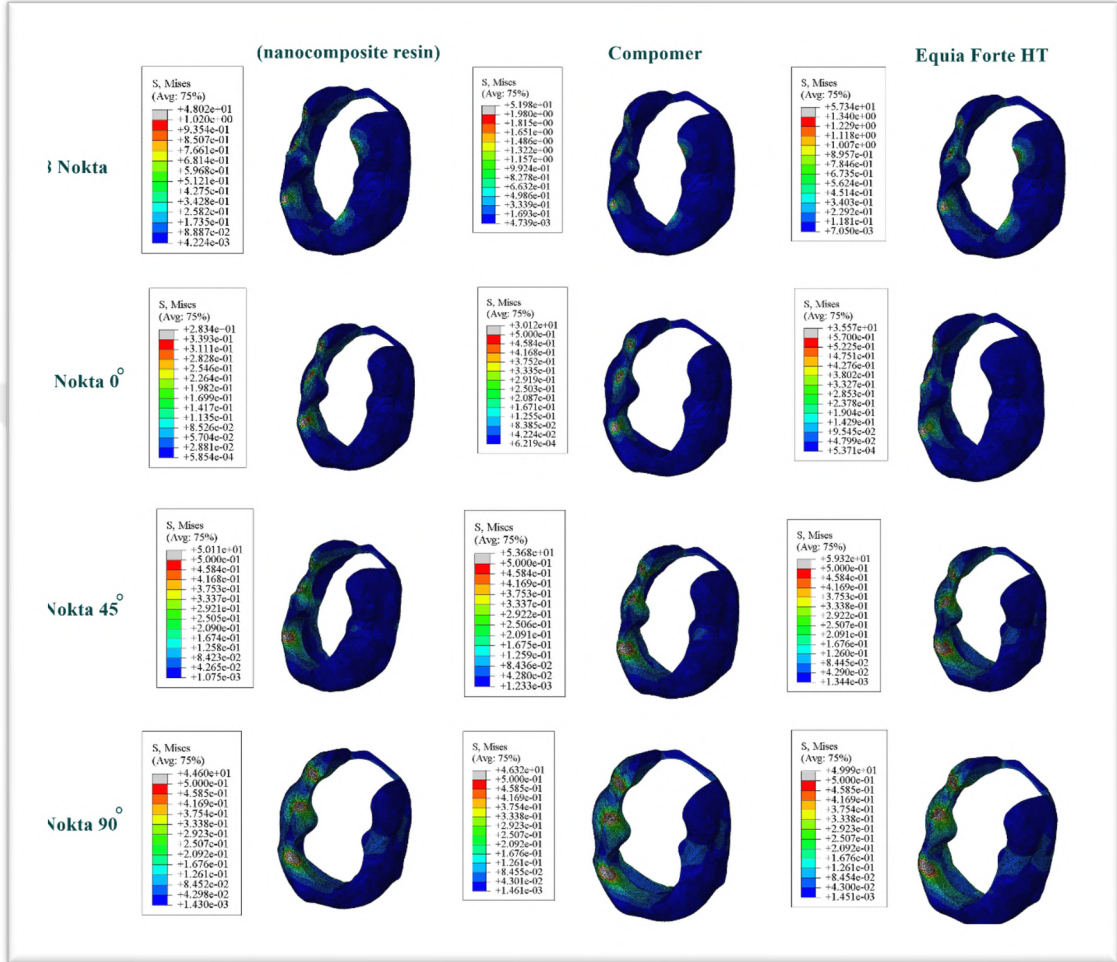
Tablo 4.2. Oklüzal kaviteli modelde diş dokuları ve restoratif materyallerde oluşan maksimum stres değerleri

Materyal	Mine (MPa)	Dentin (MPa)	Restorasyon (MPa)	Adeziv (MPa)
240 N - 8 Noktadan - 0°				
Filtek Z350 XT	31,87	25,42	10,08	8,590
Dyract XP	33,08	25,97	9,754	6,636
Equia Forte HT	35,62,	28,33	9,052	
100 N - 3 Noktadan - 0°				
Filtek Z350 XT	25,74	15,54	9,29	10,12
Dyract XP	26,86	16,01	8,67	9,217
Equia Forte HT	28,33	17,18	7,02	
100 N - 3 Noktadan - 45°				
Filtek Z350 XT	33,03	29,72	14,13	16,63
Dyract XP	35,67	32,61	12,69	15,21
Equia Forte HT	38,88	34,35	10,56	
100 N - 3 Noktadan - 90°				
Filtek Z350 XT	27,50	27,95	13,62	13,98
Dyract XP	28,01	28,74	12,98	12,81
Equia Forte HT	29,56	30,82	12,00	

4.3. Disto-Oklüzal (DO) Kavite Uygulanmış Modele Ait Bulgular

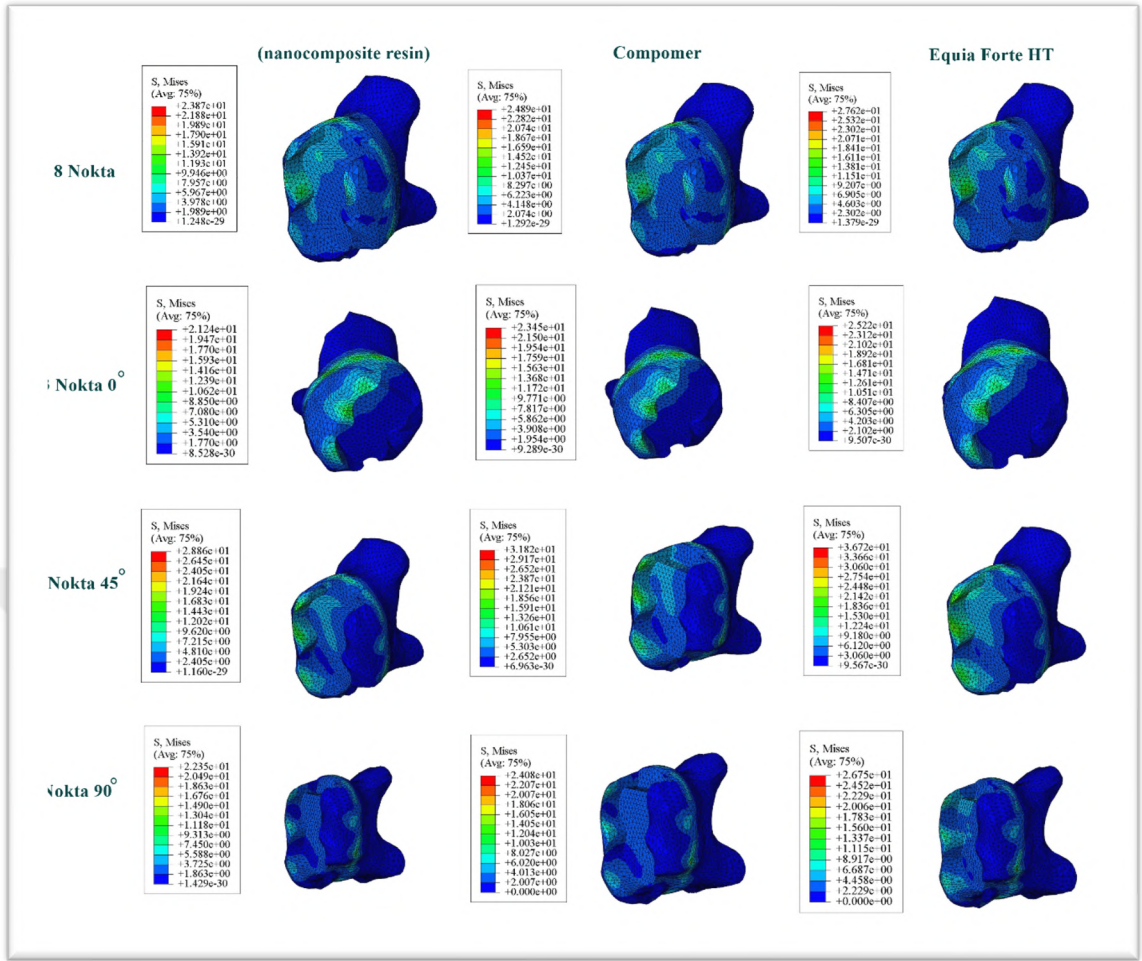
DO kaviteli modele yapılan analizler sonucunda, mine dokusuna gelen stres değerleri, farklı yükleme açıları ve kullanılan dolgu materyallerine bağlı olarak önemli farklılıklar göstermiştir. Distal taraftaki marjinal sırtın kaldırılması gerilme birikiminin özellikle kalan mezial bukkal tüberküllerde ve restorasyon çevresindeki mine dokusunda yoğunlaşmasına neden olmuştur. Yapılan sonlu elemanlar analizi, oblik yüklemeler altında diş dokularında daha yüksek stresler meydana geldiğini ve en yüksek stres değerinin 3 noktadan 45° açıyla uygulanan yük altında ve dolgu materyali olarak Equia Forte HT (59,32 MPa) kullanılan modelde ortaya çıktığını göstermiştir. Öte yandan, en düşük stres değeri ise 3 noktadan 0° yükleme açısında ve dolgu materyali olarak Filtek

Z350 XT (28,34 MPa) kullanılan modelde gözlemlenmiştir. Mezial tüberkülün altındaki dentin bölgesi ile disto-lingual kenarında (yani restorasyon-diş ara yüzünde) streslerde artış görülmüştür (Şekil 4.6, Tablo 4.3).



Şekil 4.6. Disto- Oklüzal kaviteli modelde mine dokusuna ait stres dağılım bölgeleri

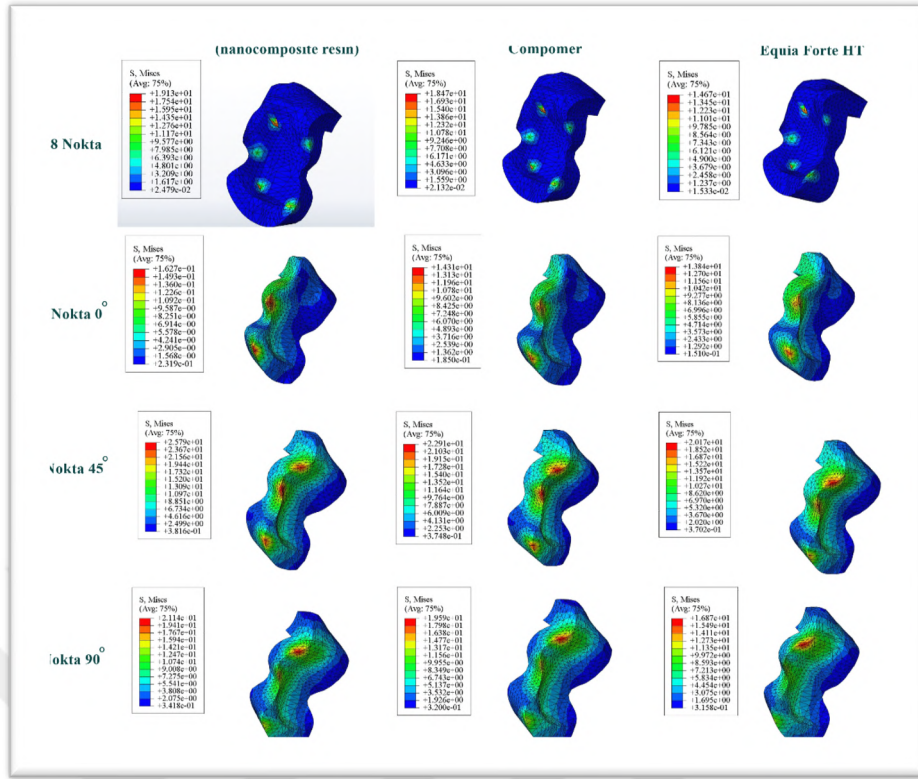
DO kaviteli modele yapılan analizler sonucunda, dentin dokusuna gelen stresler en çok kavite tabanında, pulpaya yakın dentin bölgelerinde ve dişin mine sement birleşiminin altında alveolar kemiğe gömüldüğü yerlerde gözlemlenmiştir. Yapılan sonlu elemanlar analizi, en yüksek stres değerinin 3 noktadan 45° açıyla uygulanan yük altında ve dolgu materyali olarak Equia Forte HT (36,72 MPa) kullanılan modelde ortaya çıktığını göstermektedir. Öte yandan, en düşük stres değeri ise 3 noktadan 0° yükleme açısında ve dolgu materyali olarak Filtek Z350 XT (21,24 MPa) kullanılan modelde gözlemlenmiştir (Şekil 4.7, Tablo 4.3).



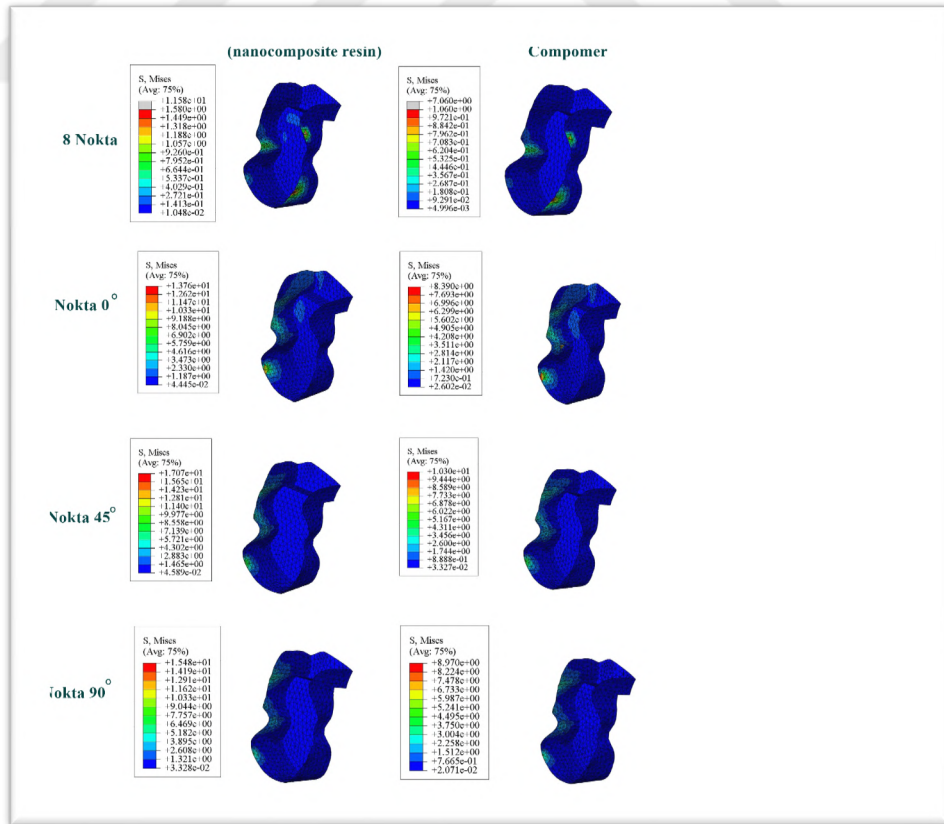
Şekil 4.7. Disto- Oklüzal kaviteli modelde dentin dokusuna ait stres dağılım bölgeleri

DO kaviteli modele yapılan analizler sonucunda, restoratif materyale gelen stresler en çok restorasyon ile dişin temas noktalarında ve oklüzal yüzeyde yükün uygulandığı alanlarda gözlenmiştir. Yapılan SESA’da, en yüksek stres değerinin 3 noktadan 45° açıyla uygulanan yük altında ve restorasyon materyali olarak Filtek Z350 XT (25,79 MPa) kullanılan modelde ortaya çıktığını göstermektedir. Öte yandan, en düşük stres değeri ise 3 noktadan 0° yükleme açısında ve dolgu materyali olarak Equia Forte HT (13,84 MPa) kullanılan modelde gözlemlenmiştir (Şekil 4.8, Tablo 4.3).

DO kaviteli modele yapılan analizler sonucunda, adeziv materyaline gelen stres en çok adeziv materyal ile dişin bağlantı noktasında değerinin 3 noktadan 45° açıyla uygulanan yük altında ve restorasyon materyali olarak Filtek Z350 XT (17,07 MPa) kullanılan modelde ortaya çıktığını göstermektedir. Öte yandan, en düşük stres değeri ise 8 noktadan yükleme şeklinde ve dolgu materyali olarak Equia Forte HT (6,32 MPa) kullanılan modelde gözlemlenmiştir (Şekil 4.9, Tablo 4.3).



Şekil 4.8. Disto-Oklüzal kaviteli modelde restorasyon materyaline ait stres dağılım bölgeleri



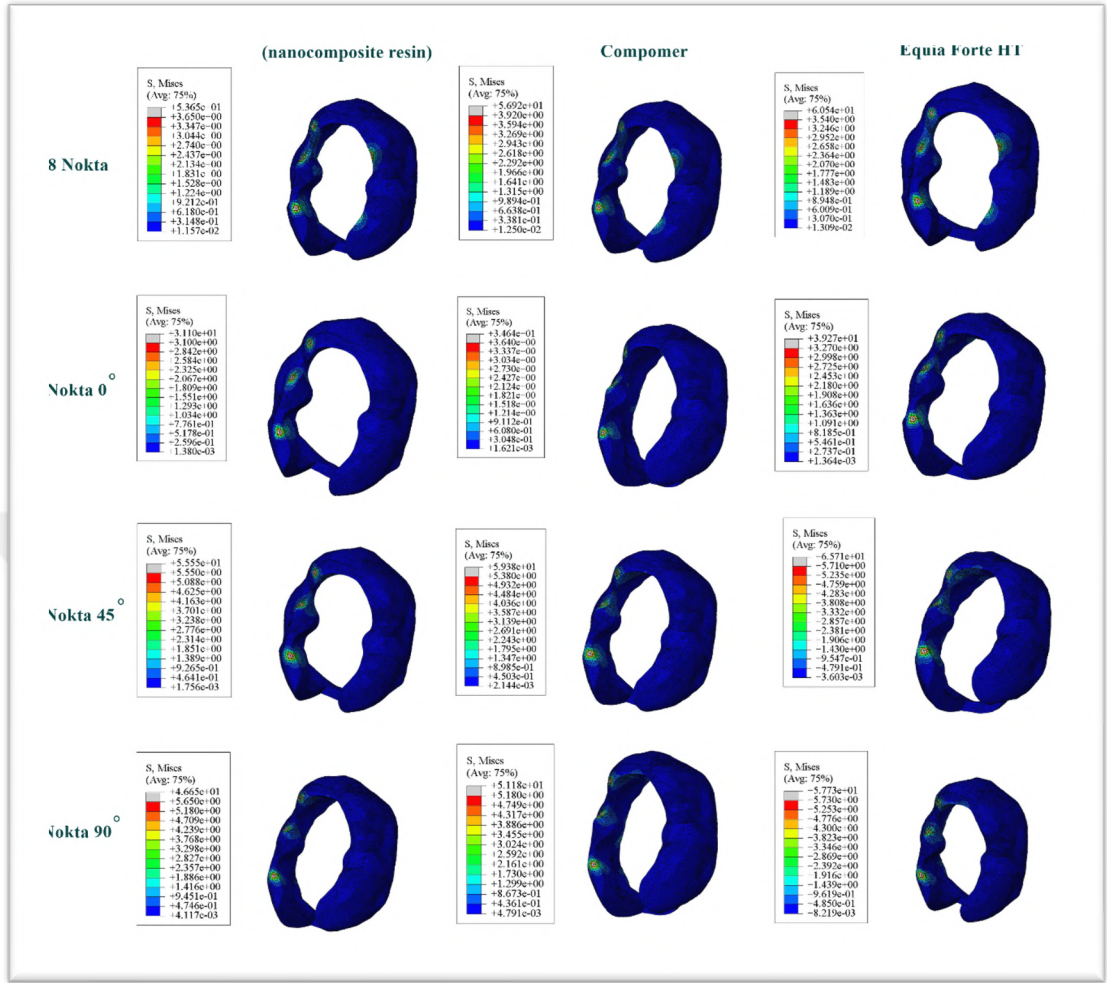
Şekil 4.9. Disto- Oklüzal kaviteli modelde adeziv materyaline ait stres dağılım bölgeleri

Tablo 4.3. Disto-Oklüzal kaviteli modelde diş dokuları ve restoratif materyallerde oluşan maksimum stres değerleri

Materyal	Mine (MPa)	Dentin (MPa)	Restorasyon (MPa)	Adeziv (MPa)
240 N - 8 Noktadan - 0°				
Filtek Z350 XT	48,02	23,87	19,13	11,58
Dyract XP	51,98	24,89	18,47	7,06
Equia Forte HT	59,69	28,32	13,08	
100 N - 3 Noktadan - 0°				
Filtek Z350 XT	28,34	21,24	16,27	13,76
Dyract XP	30,12	23,45	14,31	8,39
Equia Forte HT	37,86	26,31	12,17	
100 N - 3 Noktadan - 45°				
Filtek Z350 XT	50,11	28,86	25,79	17,07
Dyract XP	53,68	31,82	22,91	10,30
Equia Forte HT	60,89	37,22	19,64	
100 N - 3 Noktadan - 90°				
Filtek Z350 XT	44,60	22,35	21,14	15,48
Dyract XP	46,32	24,08	19,59	8,97
Equia Forte HT	51,02	28,67	15,36	

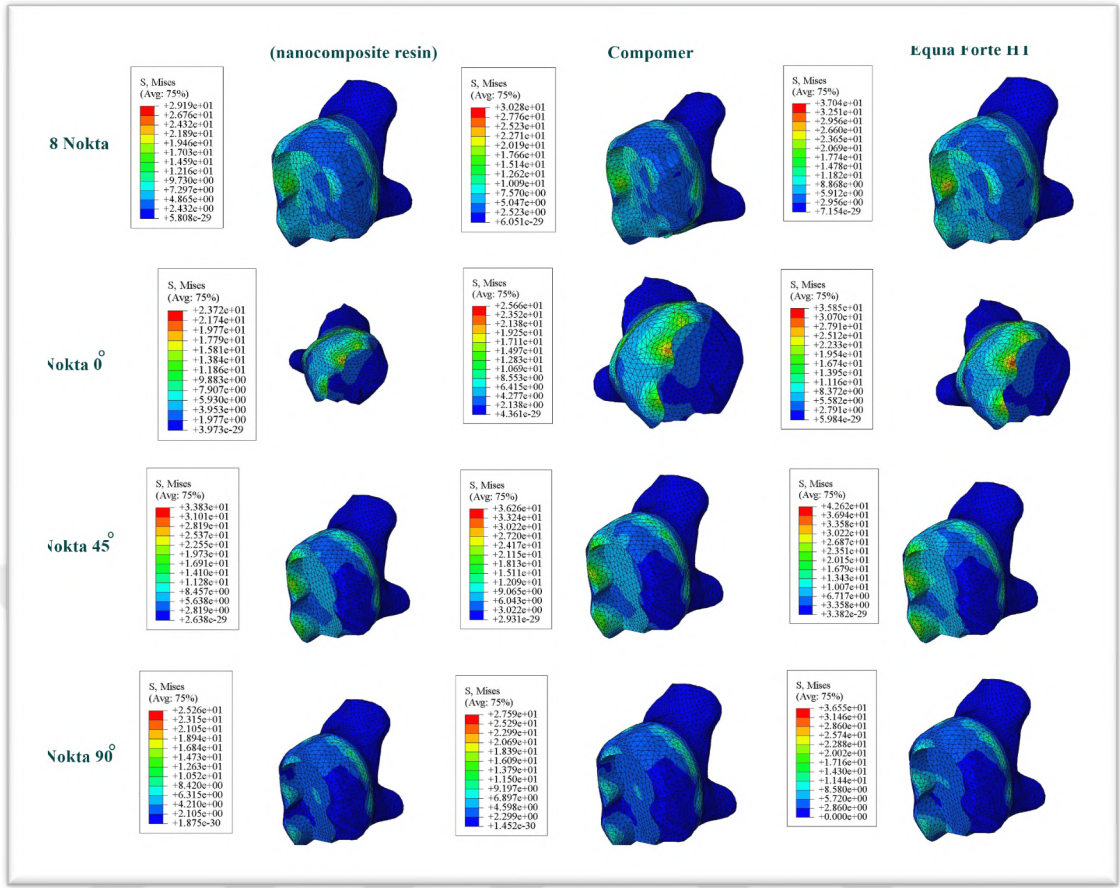
4.4. Mezio-Oklüzal (MO) kaviteli modele ait bulgular

MO kaviteli modele yapılan analizler sonucunda, mine dokusuna gelen stres en çok bukkal tüberküllerin disto oklüzal eğiminde yoğunlaşmıştır. Mezial taraftaki marjinal sırtın kaldırılması gerilme birikiminin özellikle distal bukkal tüberküllerde ve restorasyon çevresindeki mine dokusunda yoğunlaşmasına neden olmuştur. Oblik yüklemelerde ise stresler yük yönüne bakan tüberkül kenarlarında görülmüştür. En yüksek stres 100 N, 45° açıyla uygulanan yük altında ve dolgu materyali olarak Equia Forte HT (65,71 MPa) kullanılan modelde ortaya çıktığını göstermektedir. Öte yandan, en düşük stres değeri ise 100 N, 0° yükleme açısında ve dolgu materyali olarak Filtek Z350 XT (31,10 MPa) kullanılan modelde gözlemlenmiştir (Şekil 4.10, Tablo 4.4).



Şekil 4.10. Mezio- Oklüzal kaviteli modelde mine dokusuna ait stres dağılım bölgeleri

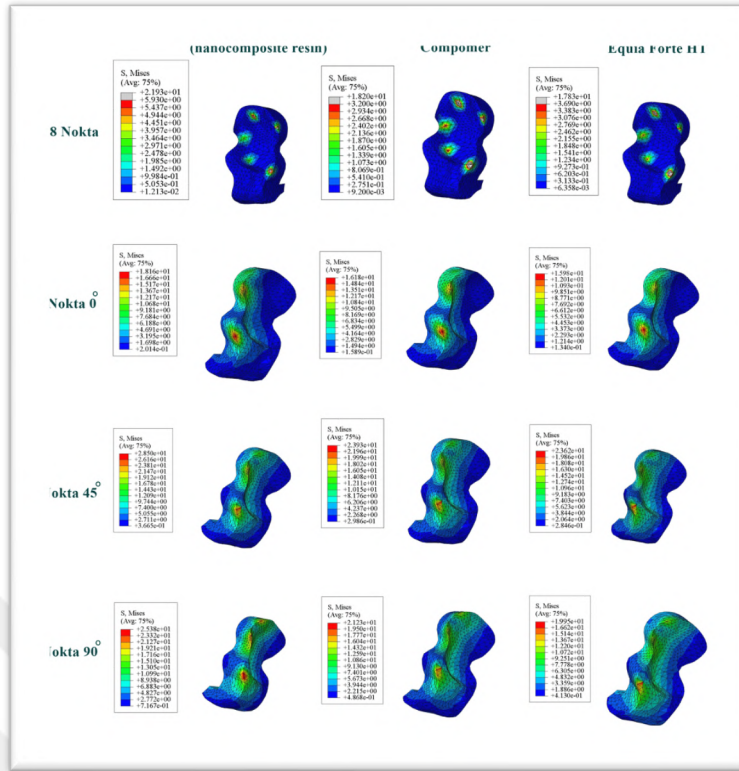
MO kaviteli modele yapılan analizler sonucunda, dentin dokusuna gelen stres kavite duvarında özellikle bukkal duvarda, mine sement birleşimi hattının altında servikal bölgelerde gözlemlenmiştir. Oblik kuvvetlerde yük yönüne bakan kavite duvarlarında lokalize stres artışı saptanmıştır. Yapılan sonlu elemanlar analizi, en yüksek stres değerinin 3 noktadan 45° açıyla uygulanan yük altında ve dolgu materyali olarak Equia Forte HT (40,30 MPa) kullanılan modelde ortaya çıktığını göstermektedir. Öte yandan, en düşük stres değeri ise 3 noktadan 0° yükleme açısında ve dolgu materyali olarak Filtek Z350 XT (23,72 MPa) kullanılan modelde gözlemlenmiştir (Şekil 4.11, Tablo 4.4).



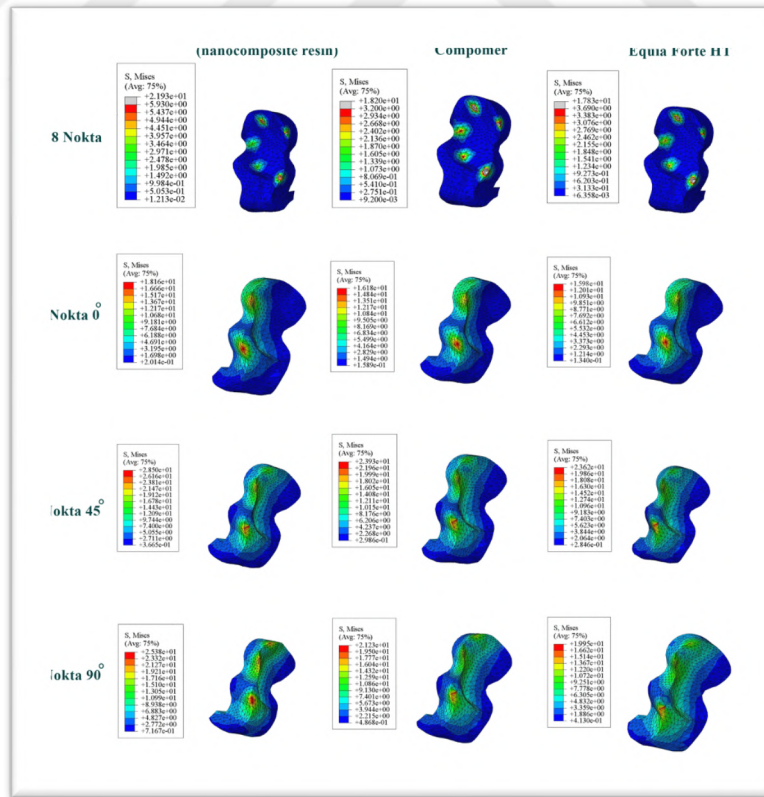
Şekil 4.11. Mezio- Oklüzal kaviteli modelde dentin dokusuna ait stres dağılım bölgeleri

MO kaviteli modele yapılan analizler sonucunda, restorasyon materyaline gelen stres en çok diş ile bağlantı noktalarında, oklüzal yüzeye yakın bölgelerde ve marjinal sırtlara yakın alanlarda gözlemlenmiştir. Yapılan SESA’da, en yüksek stres değerinin 100 N, 45° açıyla uygulanan yük altında ve restorasyon materyali olarak Filtek Z350 XT (28,50 MPa) kullanılan modelde ortaya çıktığını göstermektedir. Öte yandan, en düşük stres değeri ise 100 N, 0° yükleme açısında ve restorasyon materyali olarak Equia Forte HT (12,09 MPa) kullanılan modelde gözlemlenmiştir (Şekil 4.12, Tablo 4.4).

Mezio-Oklüzal kaviteli modele yapılan analizler sonucunda, adeziv materyale gelen stres adeziv materyal ile diş-restorasyon arasında kalan bağlantı yerlerinde gözlemlenmiştir. Yapılan SESA’da, en yüksek stres değerinin 100 N, 45° açıyla uygulanan yük altında ve restorasyon materyali Filtek Z350 XT (17,00 MPa) olarak kullanılan modelde ortaya çıktığını göstermektedir. Öte yandan, en düşük stres değeri ise 240 N’luk yükleme altında ve restorasyon materyali olarak Equia Forte HT kullanılan modelde (7,54MPa) gözlemlenmiştir (Şekil 4.13, Tablo 4.4).



Şekil 4.12. Mezio-Oklüzal kaviteli modelde restorasyon materyaline ait stres dağılım bölgeleri



Şekil 4.13. Mezio- Oklüzal kaviteli modelde adezive materyaline ait stres dağılım bölgeleri

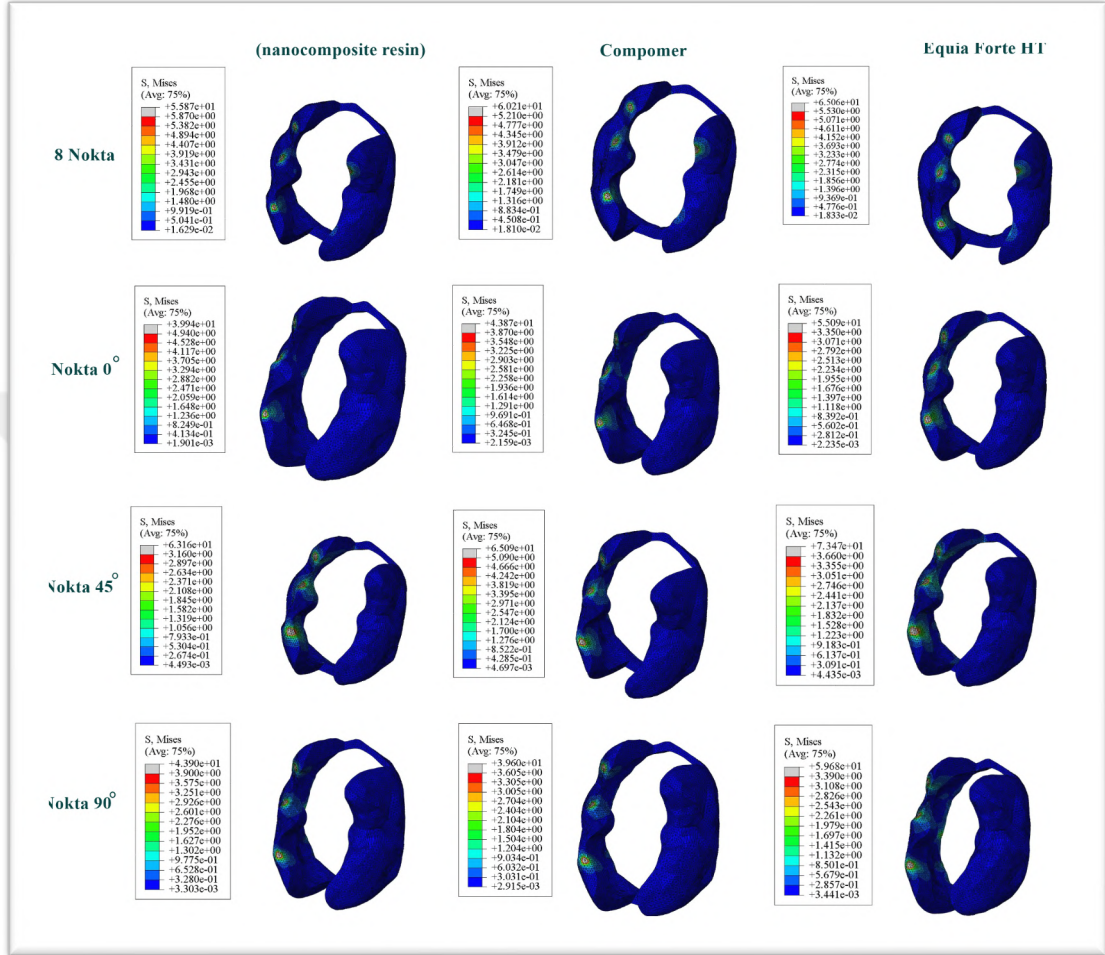
Tablo 4.4. Mezio-Oklüzal kaviteli modelde diş dokuları ve restoratif materyallerde oluşan maksimum stres değerleri

Materyal	Mine (MPa)	Dentin (MPa)	Restorasyon (MPa)	Adeziv (MPa)
240 N - 8 Noktadan - 0°				
Filtek Z350 XT	53,65	29,19	21,93	12,94
Dyract XP	56,92	30,28	18,20	9,38
Equia Forte HT	61,14	37,38	13,45	
100 N - 3 Noktadan - 0°				
Filtek Z350 XT	31,10	23,72	18,16	14,79
Dyract XP	34,64	25,66	16,18	11,61
Equia Forte HT	41,19	34,87	12,66	
100 N - 3 Noktadan - 45°				
Filtek Z350 XT	55,55	33,83	28,50	17,00
Dyract XP	59,38	36,26	23,93	15,08
Equia Forte HT	67,11	41,60	20,85	
100 N - 3 Noktadan - 90°				
Filtek Z350 XT	46,65	25,26	25,38	15,21
Dyract XP	51,18	27,59	21,23	13,09
Equia Forte HT	58,55	37,15	17,56	

4.5. Mezio-Oklüzal-Distal (MOD) kaviteli modele ait bulgular

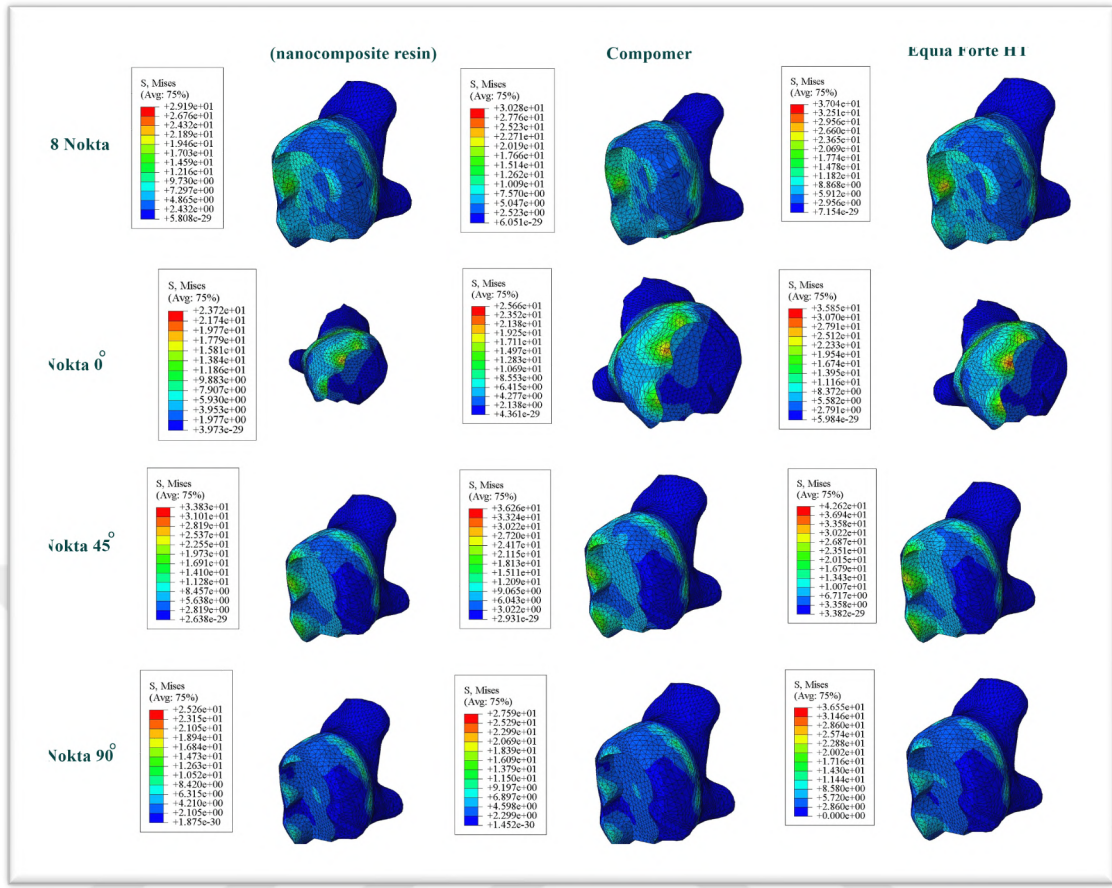
MOD kaviteli modele yapılan analizler sonucunda, mine dokusuna gelen stresler bukkal kusplarda, yoğunluklu olarak da mezio bukkal kuspta gözlenmiştir. En belirgin stres birikimi, oklüzal temas alanına yakın bölgelerde gözlenmiştir. 240 N yükleme altında stres dağılımı daha geniş alanlara yayılmış, özellikle mezio-disto-oklüzal marjinal bölgelerde yoğunluk artmıştır. 3 noktalı (100 N) yüklemelerde ise (0°, 45°, 90°), stresler daha lokalize olup kavite kenarlarında ve tüberkül birleşim noktalarında maksimum değerlerine ulaşmıştır. Yapılan sonlu elemanlar analizi, en yüksek stres değerinin 100 N, 45° açıyla uygulanan yük altında ve restorasyon materyali olarak Equia Forte HT (70,66 MPa) kullanılan modelde ortaya çıktığını göstermektedir. Öte yandan, en düşük stres

değeri ise 100 N, 0° yükleme açısında ve restorasyon materyali olarak Filtek Z350 XT (39,94 MPa) kullanılan modelde gözlemlenmiştir (Şekil 4.14, Tablo 4.5).



Şekil 4.14. Mezio-Oklüzal-Distal kaviteli modelde mine dokusuna ait stres dağılım bölgeleri

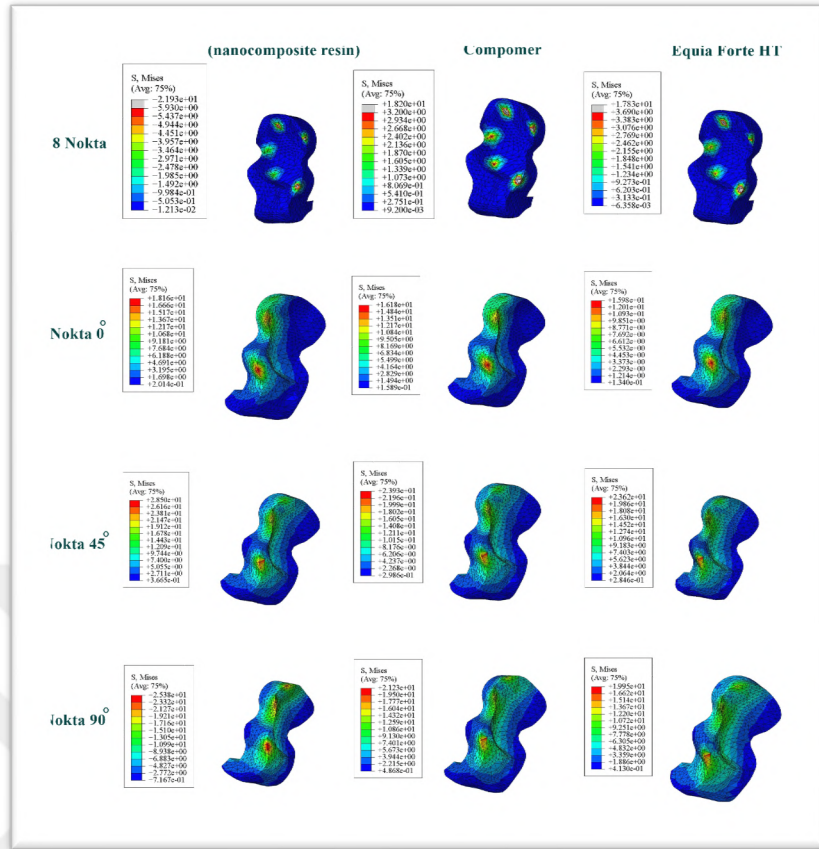
MOD kaviteli modele yapılan analizler sonucunda, dentin dokusuna gelen stres kavite tabanında, mine ve dentinin birleştiği bölgelerde ve bukkal duvarda gözlemlenmiştir. Yapılan SESA’da , en yüksek stres değerinin 100 N, 45° açıyla uygulanan yük altında ve restorasyon materyali olarak Equia Forte HT (50,02 MPa) kullanılan modelde ortaya çıktığını göstermektedir. Öte yandan, en düşük stres değeri ise 100 N, 0° yükleme açısında ve restorasyon materyali olarak Filtek Z350 XT (28,96 MPa) kullanılan modelde gözlemlenmiştir (Şekil 4.15, Tablo 4.5).



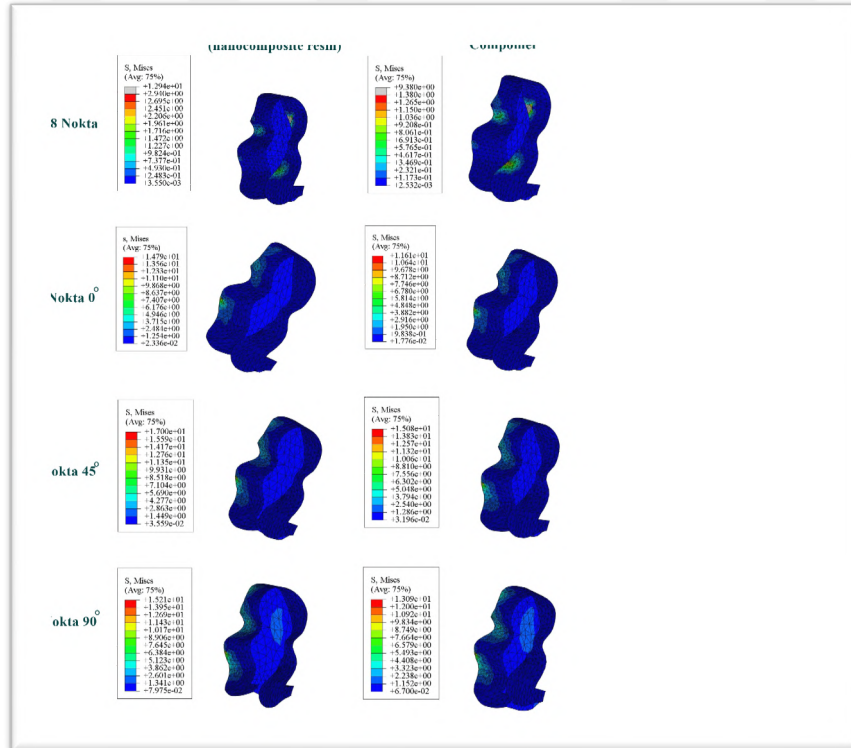
Şekil 4.15. Mezio-Oklüzal-Distal kaviteli modelde dentin dokusuna ait stres dağılım bölgeleri

MOD kaviteli modele yapılan analizler sonucunda, restorasyon materyaline gelen stres; restorasyonun bukkal yüzünde, oklüzale yakın bölgelerde ve restorasyonun diş dokuları ile temas ettiği bölgelerde gözlemlenmiştir. Yapılan SESA’da, en yüksek stres değerinin 100 N’, 45° açıyla uygulanan yük altında ve restorasyon materyali olarak Filtek Z350 XT (29,31 MPa) kullanılan modelde ortaya çıktığını göstermektedir. Öte yandan, en düşük stres değeri ise 100N, 0° yükleme açısında ve restorasyon materyali olarak Equia Forte HT (15,44 MPa) kullanılan modelde gözlemlenmiştir (Şekil 4.16, Tablo 4.5).

MOD kavite uygulanmış modele yapılan analizler sonucunda, adeziv materyale gelen stres; özellikle kavite kenarlarında ve diş-restorasyon arayüzünde yoğunlaşmıştır. Yapılan sonlu elemanlar analizi, en yüksek stres değerinin 100 N, 45° açıyla uygulanan yük altında ve restorasyon materyali olarak Filtek Z350 XT (17,33 MPa) kullanılan modelde ortaya çıktığını göstermektedir. Öte yandan, en düşük stres değeri ise 8 noktadan yükleme şeklinde ve restorasyon materyali olarak Equia Forte HT (10,15 MPa) kullanılan modelde gözlemlenmiştir (Şekil 4.17, Tablo 4.5).



Şekil 4.16. Mezio Oklüzal-Distal kaviteli modelde restorasyon materyaline ait stres dağılım bölgeleri



Şekil 4.17. Mezio-Oklüzal-Distal kaviteli modelde adeziv materyale ait stres dağılım

Tablo 4.5. Mezio-Oklüzal-Distal kaviteli modelde diş dokuları ve restoratif materyallerde oluşan maksimum stres değerleri

Materyal	Mine (MPa)	Dentin (MPa)	Restorasyon (MPa)	Adeziv (MPa)
240 N - 8 Noktadan - 0°				
Filtek Z350 XT	55,87	33,99	24,61	13,19
Dyract XP	60,21	34,70	21,58	12,41
Equia Forte HT	64,71	38,09	19,64	
100 N - 3 Noktadan - 0°				
Filtek Z350 XT	39,94	28,96	16,32	14,88
Dyract XP	43,87	31,97	14,18	13,39
Equia Forte HT	53,71	34,99	13,12	
100 N - 3 Noktadan - 45°				
Filtek Z350 XT	63,16	36,30	29,31	17,33
Dyract XP	65,09	39,23	26,82	14,49
Equia Forte HT	71,78	52,37	21,06	
100 N - 3 Noktadan - 90°				
Filtek Z350 XT	43,90	30,92	26,92	15,03
Dyract XP	47,08	32,95	24,95	14,27
Equia Forte HT	56,36	38,12	20,28	

Ayrıca tüm modellere yapılan analizler, mine dokusuna gelen en yüksek stres değeri MOD kaviteli modelde 100 N, 45° açıyla uygulanan yük altında ve restorasyon materyali olarak Equia Forte HT kullanılan modelde (70,66 MPa) ortaya çıktığını göstermektedir. Öte yandan, en düşük stres değeri ise oklüzal kaviteli modelde 100N, 0° yükleme açısında ve restorasyon materyali olarak Filtek Z350 kullanılan modelde (25,74MPa) gözlemlenmiştir.

Dentin dokusuna gelen en yüksek stres değerinin MOD kaviteli modelde 100 N, 45° açıyla uygulanan yük altında ve restorasyon materyali olarak Equia Forte HT kullanılan modelde (50,02 MPa) ortaya çıktığını göstermektedir. Öte yandan, en düşük stres değeri

ise oklüzal kaviteli modelde 100 N, 0° yükleme açısında ve restorasyon materyali olarak Filtek Z350 XT kullanılan modelde (15,54 MPa) gözlemlenmiştir.

Restorasyon materyaline gelen en yüksek stres değerinin MOD kaviteli modelde 100 N, 45° açıyla uygulanan yük altında ve restorasyon materyali olarak Filtek Z350 XT kullanılan modelde (29.31MPa) ortaya çıktığını göstermektedir. Öte yandan, en düşük stres değeri ise oklüzal kaviteli modelde 100 N, 0° yükleme açısında ve restorasyon materyali olarak Equia Forte HT kullanılan modelde (7,90 MPa) gözlemlenmiştir.

Adeziv materyale gelen en yüksek stres değerinin MOD kaviteli modelde 100N, 45° açıyla uygulanan yük altında ve restorasyon materyali olarak Filtek Z350 XT kullanılan modelde (17,33 MPa) ortaya çıktığını göstermektedir. Öte yandan, en düşük stres değeri ise oklüzal kaviteli modelde 240 N yükleme şeklinde ve restorasyon materyali olarak Equia Forte HT kullanılan modelde (10,15 MPa) gözlemlenmiştir.

Kısaca özetlemek gerekirse 240 N yükün vertikal olarak uygulandığı durumda stresler öncelikle oklüzal tüberkül eğimleri, tüberkül tabanları ve pulpal duvarlarda yoğunlaşmıştır. Vertikal yüklemelerdeki stresler mine ve dentinde daha homojen, oblik yüklemelerde ise (100 N yük, 0°, 45°, 90°) stresler özellikle marjinal sırtlar, kavite kenarları ve servikal bölgelerde yoğun olarak gözlemlenmiştir.

Tablo 4.6. Farklı. Materyal ve yükleme koşullarında dokularda oluşan en yüksek ve en düşük von Mises stresleri

Doku Materyal	En yüksek stres (Model-Koşul) Materyal	En düşük stres (Model-Koşul) Materyal
Mine	MOD-3 nokta 45°-Equia Forte HT	Oklüzal-3 Nokta 0° - Filtek Z350
Dentin	MOD-3 nokta 45°-Equia Forte HT	Oklüzal-3 Nokta 0° - Filtek Z350
Restorasyon	MOD-3 nokta 45°- Filtek Z350 XT	Oklüzal-3 Nokta 0° - Equia Forte
Adeziv	MOD-3 nokta 45°- Filtek Z350 XT	Oklüzal-3 Nokta 0° - Equia Forte

4.6. Farklı Kavite ve Materyallerde Oluşan Gerilmelerin Kontrol Diş Göre Normalizasyon Analizi

Normalizasyon analizi, her bir restoratif senaryoda ölçülen maksimum Von Mises stres değerinin, aynı senaryonun kontrol (restorasyonsuz sağlam diş) değerine bölünmesi ile

elde edilmiştir. Böylece sonuçlar, “kontrole göre kaç kat artış ya da azalma olduğu” şeklinde ifade edilmiştir.

Oran < 1 : Restorasyonlu model, sağlam dişe kıyasla daha düşük stres göstermektedir.

Oran ≈ 1 : Restorasyonlu model, sağlam dişe benzer stres göstermektedir.

Oran > 1 : Restorasyonlu model, sağlam dişe kıyasla daha yüksek stres göstermektedir.

Bu yöntem, özellikle klinik açıdan hangi kombinasyonların dişi daha fazla zorladığını anlaşılır biçimde ortaya koymaktadır.

Tablo 4.7. Farklı Kavite ve Materyallerde Oluşan Gerilmelerin Kontrol Dişe Göre Normalize Analizi

Kavite	Senaryo	Materyal	Mine kontrol	Dentin Kontrol	Klinik Yorum
O Kavite	S3 (45°)	Kompozit	0.64	0.83	Kontrole göre daha düşük stres, güvenli
DO Kavite	S2 (0°)	YVCİS	1.30	1.32	Kontrole göre yüksek stres, riskli
MO Kavite	S2 (0°)	YVCİS	1.43	1.75	Kontrole göre yüksek stres, riskli
MOD Kavite	S3 (45°)	YVCİS	1.37	1.40	Kritik kombinasyon, yük

5. TARTIŞMA

Çürük süt dişlerinde görülen madde kayıpları hem estetik hem de fonksiyonel açıdan ciddi sorunlara yol açabilmektedir. Bu nedenle tedavi yaklaşımı yalnızca enfekte dokunun uzaklaştırılmasını değil, aynı zamanda kaybedilen koronal yapının uygun restoratif materyallerle yerine konmasını da içermelidir. Özellikle çocuk hastaların tedavi süreçlerinde iş birliğinin sınırlı olabilmesi nedeniyle, daha az işlem basamağı gerektiren, hızlı uygulanabilen ve tekniğe duyarlılığı düşük materyallerin tercih edilmesi klinik açıdan önemli bir avantaj sağlamaktadır (183). Günümüzde ise diş dokularının üzerinde biriken streslerin olumsuz etkilerini azaltmak ve restorasyonların başarısını artırmak amacıyla farklı restoratif materyaller tek başına veya kombine şekilde kullanılabilir (184). Çalışmamızın amacı alt ikinci süt azı dışında Sınıf I (O), Sınıf II (MO, DO ve MOD) kaviteelerde kompozit rezin, kompomer ve yüksek viskoziteli cam iyonomer simanla yapılan restorasyonların, 240 N dikey ve 100 N'de 0°/45°/90° ile uygulanan yükler altındaki gerilme dağılımlarını SESA yöntemiyle karşılaştırmalı olarak değerlendirmektir.

Süt dişlerinin anatomik özellikleri nedeniyle çürükler hızlı ilerleyerek belirgin koronal madde kaybına yol açmaktadır. Bu sebeple fizyolojik düşme zamanına kadar fonksiyonun korunabilmesi için uygun restoratif materyal seçimi büyük önem taşır. Seçimde biyouyumluluk, adeziv bağlanma gücü, florür salınımı, yeniden yüklenebilirlik ve klinik uygulanabilirlik temel kriterlerdir (71). Ancak süt dişleri için en ideal restoratif materyal konusunda henüz kesin bir görüş birliği bulunmamaktadır. Süt azı dişlerinde yapılan Sınıf I ve II restorasyonların uzun dönem başarısını değerlendiren sistematik bir derlemede, yedi farklı restoratif materyalin (amalgam, kompozit, kompomer, cam iyonomer siman [CİS], metal takviyeli CİS, rezin modifiye CİS ve paslanmaz çelik kron [PÇK]) klinik performansları karşılaştırılmıştır. Derleme bulgularına göre yıllık başarısızlık oranı en düşük materyal kompozit rezin (%1,7–2,9), en yüksek materyal ise metal ile güçlendirilmiş CİS (%10–29,9) olarak belirlenmiştir. En yüksek genel başarı oranı ise %96,1 ile paslanmaz çelik kronlarda gözlenmiştir. Başarısızlıkların en yaygın nedeni sekonder çürük oluşumu olarak rapor edilmiştir (185).

Çalışmamızda kompozit rezin esaslı materyal olarak Filtek Z350 XT seçilmiştir. Nano partikül içeriği sayesinde yüksek sertlik ve rijitlik göstermekte, ayrıca klinik yükleri

karşılacak eğme-basma davranışına ulaşabilmektedir. Yapılan bir in vitro çalışmada, bu özellikleri sayesinde posterior restorasyonlarda kabul edilebilir klinik sonuçlar elde edildiği rapor edilmiştir (186). Süt azı dişlerinde sınıf II restorasyonlarda yapılan randomize klinik çalışmada Filtek Z350 XT'nin 1 yılda başarı ve sağkalım olasılıklarının, bulk-fill kompozitle istatistiksel olarak benzer bulunması (sırasıyla %88,7 ve %90), materyalin süt dişlerinde güvenle tercih edilebileceğine işaret etmektedir (187). Yetişkin posterior restorasyonlarda ise Scotchbond Universal ile birlikte kullanılan Filtek Z350 XT'nin 3 yıllık takipte genel klinik performansının kabul edilebilir olduğu, farklı kompozit sistemlerle karşılaştırıldığında anlamlı performans farklarının izlenmediği rapor edilmiştir(188). Sonuç olarak, nanohibrit kompozit seçimi hem Sonlu Elemanlar Stres Analizi yönteminde yüksek elastikiyet modülüne sahip rezin esaslı materyal olması, stres aktarımını karşılaştırmalı olarak incelemeye olanak sağlaması, hem de güncel klinik kanıtlarla uyumlu olması sebebiyle tercih edilmiştir.

Çalışmamızda kompomer materyali olarak Dyract XP tercih edilmiştir. AAPD kompomerlerin süt dişlerinde sınıf I/II restorasyonlar için uygun bir seçenek olarak önermekte ve fiziksel özelliklerinin CİS/RMCİS'ten genellikle daha iyi, karyostatik etkilerinin ise bu materyallere benzer olduğunu vurgulamaktadır (189). Andaş ve ark. yayınladıkları incelemede kompomerlerin süt dişlerinde sınıf I restorasyonlarda rezin modifiye cam iyonomer simanlara, kompozitlere ve amalgama benzer bir performans sergilediğini bildirmişlerdir (190). Trawinska ve ark. yayınladıkları bir derlemede kompomerlerin CİS'lerden daha az, kompozit reçinelerden ise daha fazla florür saldıgını ve salınım hızının pH'dan önemli ölçüde etkilendiğini bildirmişlerdir. Ayrıca diş macunu veya vernik gibi harici uygulamalar yoluyla florun yeniden yükleme potansiyeli olduğunu vurgulamışlardır (191). Son olarak, kompozit ile cam iyonomer arasında yer alan hibrit yapısı nedeniyle Dyract XP, bu tezdeki SESA analizlerinde orta rijitlikte rezin esaslı bir materyal olarak tercih edilmiş; böylece stres aktarımının materyale göre değişimi karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir.

Çalışmamızda yüksek viskoziteli cam iyonomer siman olarak Equia Forte HT tercih edilmiştir. Dasgupta ve ark. Equia Forte HT'nin florür salımı/sistemik yeniden "reşarj" edilebilme kapasitesi ile yüksek çürük riskli çocuk hastalarda sekonder çürük kontrolüne katkıda bulunduğunu ifade etmişlerdir (192). Wafaie ve ark., beş yıllık değerlendirme sonucunda küçük ve orta büyüklükteki Sınıf II kaviterlerde kompomerlerin, nanohibrit

kompozitlerle karşılaştırılabilir düzeyde klinik başarı ve sağkalım gösterdiğini, bu nedenle bu kavite boyutlarında uygulanabilir bir seçenek olduğunu bildirmişlerdir (193). AAPD, süt dişlerinde cam iyonomer temelli yaklaşımları endikasyona göre uygun seçenekler arasında değerlendirmektedir. Bu bilgiler ışığında Equia Forte HT düşük–orta elastisite modülüne sahip bir karşıt materyal olarak seçilmiş; Filtek Z350 XT ve Dyract XP ile kıyaslandığında stres aktarımındaki farklılıklar SESA yöntemiyle incelenmiştir.

Restorasyonların başarısı, restorasyonların maruz kaldığı çiğneme/okluzal kuvvetler ile bu kuvvetlerin materyal ve diş dokularında oluşturduğu gerilmelerin birlikte incelenmesiyle değerlendirilmektedir (194). Çiğneme kuvvetlerinin canlı dokudaki biyomekanik etkilerini in vivo olarak doğrudan ve etik açıdan sorunsuz biçimde ölçmek çoğu durumda mümkün değildir (195). Ayrıca hem in vivo hem de in vitro çalışmalarda, anatomik farklılıklar, yumuşak doku taklidindeki yetersizlikler ve uygulama koşullarındaki değişkenlikler standardizasyonu güçleştirmektedir. Diş hekimliği alanında kuvvetlerin biyomekanik açıdan değerlendirilmesinde fotoelastik analiz, gerinim ölçer (strain gauge) sistemleri ve sonlu elemanlar stres analizi (SESA) yöntemleri kullanılmaktadır. Fotoelastik analizde, gerilmenin yoğunlaştığı bölgeler görsel olarak tespit edilebilmekte, ancak bu bölgelerdeki stresin sayısal değerleri elde edilememektedir. Ayrıca, kullanılan fotoelastik modeller, incelenen yapıların gerçek fiziksel ve mekanik özelliklerini tam olarak yansıtamamaktadır. Gerinim ölçer yönteminde ise ölçüm uçlarının yalnızca belirli noktalara yerleştirilebilmesi nedeniyle her alanda uygulama mümkün olmamakta ve bu durum yöntemin kullanımını sınırlandırmaktadır (196–198). Literatürde bildirilen mevcut tekniklerin sınırlılıkları bulunmasına rağmen, SESA yöntemi ile hem standardizasyon sağlanabilmekte hem de stres dağılımları sayısal olarak elde edilebilmektedir. Bu nedenle son yıllarda diş hekimliğinin farklı alanlarında yaygın şekilde kullanılmaya başlanmıştır (199–201). Geliştirilen modeller ile ilgili yapıların tüm anatomik detaylarını tam olarak yansıtamaması bir sınırlılık olarak değerlendirilebilir. Ayrıca bu yöntemle yapılan analizlerde, kullanılan materyallerin özellikleri sonlu elemanlar analizinin kullanımı sayesinde, çeşitli materyal türleri ve preparasyon teknikleri klinik veya deneysel çalışmalarla doğrudan değerlendirilmek yerine, fonksiyonel yükleme sırasında ortaya çıkan gerilmelerin belirlenmesi amacıyla biyomühendislik yöntemleriyle analiz edilebilmektedir. SESA yöntemi ile uygulanan kuvvetlerin yönü ve şiddeti kolaylıkla değiştirilebilmekte, böylece analizlerin tekrarlanabilirliği sağlanmakta ve farklı vaka senaryolarının değerlendirilmesine olanak

sağlamaktadır. Sonlu elemanlar yöntemi, diğer deneysel tekniklere kıyasla sonuçların daha hızlı elde edilebilmesine de olanak tanımaktadır (198).

Analiz sürecinde üç boyutlu modellerin kullanımı, nesnelere hacimsel özelliklerinin, düzensizliklerinin ve farklı katmanlara ait yapısal değişikliklerin ortaya konulması açısından büyük önem taşımaktadır. Dental yapıların simetrik veya homojen olmayan karmaşık yapılar içermesi sebebi ile iki boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemleri gerçek durumu yeterince yansıtmakta yetersiz kalmaktadır (202). İki ve üç boyutlu analizlerin karşılaştırıldığı bir çalışmada, üç boyutlu modelleme ile elde edilen stres dağılım sonuçlarının, iki boyutlu modellere göre daha doğru ve güvenilir olduğu tespit edilmiştir. Bu farkın nedeni olarak, karmaşık yapıların üç boyutlu modellerde daha gerçekçi biçimde temsil edildiği sonucuna varılmıştır (203). Diş hekimliği ve tıp alanındaki çok sayıda araştırmada, üç boyutlu SESA yöntemi tercih edilmiştir (204–206). Bu çalışmalar doğrultusunda, çalışmamızda da üç boyutlu modelleme kullanılarak analizler gerçekleştirilmiş ve gerçek koşullara en yakın sonuçların elde edilmesi hedeflenmiştir.

Biyolojik yapılar doğaları gereği homojen veya izotropik değildir. Ancak sonlu elemanlar yöntemi ile yapılan analizlerde, bu yapılar çoğunlukla ortalama değerlere dayalı olarak homojen ve izotropik varsayılmakta, bu yaklaşım sonuçların güvenilirliğini önemli ölçüde etkilememektedir (207–209). Özellikle stres değerlerinin karşılaştırılmasına odaklanan çalışmaların pek çoğunda, modellerin homojen ve izotropik kabul edildiği ve bu varsayımın sonuçlar üzerinde belirgin bir olumsuz etkisi olmadığı bildirilmiştir (210,211). Çalışmamızda da benzer şekilde modeller homojen, izotropik ve elastik varsayımlar altında analiz edilmiştir.

SESA yönteminde 3 boyutlu değerlendirmelerin yapılabilmesi için bu verilerin öncelikle medikal görüntü işleme yazılımlarına aktarılması gerekmektedir. Bu yazılımlar aracılığı ile DICOM verileri, nokta bulutu yapısına çevrilerek dijital modelleme sürecine uygun hale getirilmektedir. Özellikle tıp ve diş hekimliği alanındaki pek çok çalışmada, bu dönüşüm sürecini gerçekleştirmek ve elde edilen modeller üzerinde düzenlemeler yapmak amacıyla Mimics yazılımı yaygın şekilde tercih edilmiştir (212–214). Mimics yazılımı, görüntü verilerini kullanarak yüksek hassasiyetle üç boyutlu anatomik yapıların tüm katmanlarını oluşturmaya olanak tanıdığı ve aynı zamanda bu modellerin düzenlenmesi ve iyileştirilmesi süreçlerini desteklediği için çalışmamızda medikal görüntü işleme yazılımı olarak Mimics programı (Mimics 12.00, Materialise, Leuven,

Belçika) tercih edilmiştir. Literatürde restoratif materyallerin modellenmesi amacıyla farklı yazılım çözümlerinden yararlanıldığı görülmektedir (204,212,215). Çalışmamızda nokta bulutlarının katı modellere dönüştürülmesi ve incelenecek yapıların dijital olarak inşa edilmesi amacıyla SolidWorks yazılımı tercih edilmiştir (212). SolidWorks ve Geomagic yazılımlarının karşılaştırıldığı bir çalışmada, Mimics programına ek olarak SolidWorks kullanımının, Geomagic'e kıyasla daha yüksek doğruluk sağladığı rapor edilmiştir (216–218).

3D SESA yönteminde modelde kullanılan eleman ve düğüm sayısının artması, elde edilen sonuçların biyolojik gerçekliğe daha yakın olmasını sağladığı bilinmektedir. Gerilme altındaki düğümlerde gözlenen değişim miktarı analizin seyirini belirlediğinden, ağır eleman sayısının yüksek tutulması yükün yapıya yayılımını olumlu etkilemektedir (219). Modellerin eleman büyüklüğü 150–300 µm aralığında bölümlendirilmesi önerilmektedir. Eleman boyutununun 300 µm'yi aşması halinde analiz sonuçlarında sapmalar meydana gelebileceği bildirilmiştir (220). Bununla birlikte, eleman ve düğüm sayısının artması çözüm süresini uzattığından, çalışmalarda genellikle belirli sınırlar içinde artırılabilmiştir (202). SESA kullanılarak, sınıf II MOD kaviteli süt azı dişindeki düşük ve yüksek viskoziteli kompozit rezinlerin stres dağılımlarınının değerlendirildiği bir çalışmada eleman sayıları 104673 ile 98374 arasında ve düğüm sayıları 161335 ile 153295 arasında değişmiştir (213). Süt dişlerinde paslanmaz çelik kron restorasyonlarının farklı preparasyon miktarlarının restorasyonda, yapıştırıcı simanda ve dentin dokusunda oluşturduğu streslerin incelendiği bir sonlu elemanlar çalışmasında, modeller 32.133–70.438 eleman ve 6.347–10.414 düğüm ile analiz edilmiştir (179). Eleman sayılarının yüksek tutulması yükün yapıya yayılımını olumlu etkilemektedir. Çalışmamızda eleman sayıları 469.061-539.610, düğüm sayıları 94.286 -107.218 aralığında hazırlanmış olup, bu yüksek çözünürlük sayesinde analizlerin klinik duruma en yakın şekilde gerçekleştirilmesi amaçlanmıştır.

Restorasyonun yalnızca dişin kron bölgesini kapsadığı ve kök yapısını içermediği durumlarda, sonlu elemanlar analizinde yalnızca kronal kısmın modellenmesinin, elde edilen sonuçların doğruluğu üzerinde olumsuz bir etkiye neden olmadığı belirtilmiştir (221). Süt dişlerine yönelik restorasyonların incelendiği SESA çalışmalarında da benzer şekilde yalnızca kron yapısının modellenerek analizlerin bu sınırlı yapı üzerinde gerçekleştirildiği görülmektedir. Çalışmamızda oluşturulan modellerde de yalnızca dişin

kron kısmı dikkate alınmış; krondaki mine, dentin ve pulpa dokuları üç boyutlu modellere dahil edilmiş olup, kökler dahil edilmemiştir (177,213,214).

Koronal restorasyonların dayanıklılığını değerlendiren sonlu elemanlar analizlerinde, uygulanan kuvvetlerin yönü ve büyüklüğü klinik gerçekliği yansıtacak şekilde olmalıdır. Pediatrik hasta grubunda ısırma kuvvetlerine ilişkin yapılan çeşitli çalışmalarda, süt dişlenme döneminde molar bölgedeki ortalama ısırma kuvveti 287 N, erken karışık dişlenme döneminde ise 333 N olarak bildirilmiştir (222,223). Yaş gruplarına göre değerlendirilen bir başka çalışmada ise ortalama kuvvet değerleri; 3–5 yaş arasında 196 N, 6–8 yaş arasında 296 N ve 9–11 yaş arasında 393 N olarak belirlenmiştir (224). Owais ve arkadaşları, farklı dentisyon evrelerinde maksimum oklüzal kuvvetleri sırasıyla; erken süt dişlenmesinde 176 N, geç süt dişlenmede 240 N, erken karışık dişlenmede 289 N, geç karışık dişlenmede 433 N ve daimi dişlenme döneminde 527 N olarak bildirmişlerdir (153). Tüm bu literatür bulguları doğrultusunda, çalışmamızda ağız içi klinik şartları yansıtacak şekilde maksimum ısırma kuvvetleri simüle etmek amacıyla 240 N'luk kuvvet değeri esas alınmıştır. Kuvvetler, oklüzal temas noktalarından uygulanmış; aksiyal kuvvetler dişin uzun aksına paralel şekilde yönlendirilmiştir. Mandibular hareketlerin karmaşık ve kinematik yapısı sebebi ile özellikle çiğneme ve buruksizm gibi durumlarda ısırma kuvvetlerinin yalnızca dikey değil enine yönlerde de geldiği bilinmektedir (225). Bu nedenle, lateral çiğneme kuvvetlerini taklit etmek için bukkal tüberküllerin dış eğimlerine 100 N'lik yük, üç farklı açıyla (dikey 0°, oblik 45° ve lateral 90°) uygulanmıştır. Bu yükleme düzeni, çiğneme sırasında dişlerin maruz kaldığı lateral ve oblik kuvvetleri temsil etmede literatürde yaygın olarak kullanılmıştır (179,226,227).

Çalışmamızda alt süt ikinci azı dişini seçmemizin temel nedeni, bu dişin oklüzal yükün daha büyük bir kısmını taşıyarak çiğneme sırasında daha yüksek kuvvetlere maruz kalması ve böylece stres analizi açısından daha anlamlı bir senaryoyu temsil etmesidir. Karibe ve ark. yaptıkları çalışmada birinci ve ikinci süt azılarının toplam oklüzal kuvvet içindeki paylarının sırasıyla yaklaşık %11 ve %30 olduğunu ve ikinci süt azı dişindeki ısırma kuvvetinin, birinci süt azı dişinden yaklaşık 2,7 kat daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir (228). Benzer şekilde Buzaribah ve ark yaptıkları çalışmalarında süt ikinci azı dişlerinin DMFT değerlerinin (1,72) süt birinci azı dişlerine (1,33) göre daha yüksek olduğunu rapor etmişlerdir (229). Bu veriler doğrultusunda alt ikinci süt azı dişinin model olarak seçilme sebebi klinikte karşılaşılan yükleme koşullarını daha gerçekçi biçimde

yansıtması ve restoratif materyaller ile kavite tasarımlarının dayanım farklılıklarını daha net ortaya koyacağı düşüncesidir.

Yükleme koşullarının restorasyon başarısına etkisi de literatürde kapsamlı şekilde incelenmiştir. Soares ve ark. yükün uygulama noktası, sayısı ve yönünün restorasyonun gerilme dağılımında belirleyici olduğunu göstermişlerdir (230). Bu nedenle klinikte ideal oklüzal temas noktalarının planlanması, mikro çatlak oluşumunun önlenmesinde kritik öneme sahiptir. Ayrıca, açılı kuvvetlerin restorasyonlarda lokalize gerilme birikimlerini artırdığını ve bu durumun, özellikle buruksizm hastalarında restorasyon ömrünü kısalttığı literatürde bildirilmektedir (231). Tek noktadan yapılan yüklemeler, lokal stres yoğunlaşmalarına neden olabilirken, çok noktalı yükleme stratejileri daha yaygın bir stres dağılımı sağlayarak restoratif materyallerin davranışını daha gerçekçi biçimde ortaya koymaktadır (232,233). Çalışmamızla uyumlu olarak yapılan farklı çalışmalarda kuvvetin, dişin oklüzal yüzeyine sekiz farklı noktadan uygulanması tercih edilmiş, böylece oklüzal temasların çok noktalı yapısını tercih eden daha fonksiyonel ve homojen bir yükleme modeli elde edilmiştir (178,213).

Bulgularımız, yük büyüklüğü ve yönünün, kavite geometrisinin ve seçilen materyalin elastik özelliklerinin oluşan stresleri belirgin ölçüde etkilediğini, özellikle marjinal sırtlar, kavite duvarları ve adeziv ara yüzlerde birikimlerin kritik olduğunu göstermektedir. Oblik yüklemeler, tüm modellerimizde vertikal yüklemelere kıyasla daha yüksek stres oluşumuna neden olmuş; bu streslerin özellikle marjinal sırtlar, servikal bölgeler ve kavite köşelerinde yoğunlaştığı gözlenmiştir. Bu bulgu, Abuarqoub ve ark.'nın çalışmasıyla uyumludur. Söz konusu araştırmada, alt süt ikinci molar dişlere uygulanan paslanmaz çelik kron, zirkonyum kron ve amalgam restorasyonlarda farklı preparasyon tasarımlarının stres dağılımı SESA yöntemiyle değerlendirilmiş ve oblik kuvvetlerin vertikal kuvvetlere göre daha yüksek Von Mises stres değerleri oluşturduğu rapor edilmiştir (234). Selma Jakupović ve arkadaşları da altı farklı restoratif materyal kullanılarak tedavi ettikleri alt premolar dişlerde oluşturulan abfraksiyon lezyonlarına aksiyal ve oblik kuvvetler uygulamışlar ve oblik yönde uygulanan kuvvetlerin restoratif materyaller üzerinde aksiyal kuvvetlere kıyasla yaklaşık dört kat daha fazla stres oluşturduğu bildirmişlerdir (235). Bu sonuçlar çalışmamıza benzer şekilde vertikal ve oblik yükleme yapan Prabhakar ve ark.'nın sonuçlarıyla da örtüşmektedir (179,205). Literatürde Sınıf I kavitelerde farklı restoratif materyallerin (RMCİS, kompomer, giomer,

cam karbomer ve biyoaktif rezin) stres dağılımları değerlendirilmiş ve mine dokusunun dentine kıyasla daha yüksek stresler taşıdığı, ayrıca dikey yüklem sırasında oluşan streslerin oblik yüklemeye göre daha fazla olduğu rapor edilmiştir (214). Bizim çalışmamızda tüm modellerde oblik kuvvetler dikey kuvvetlere kıyasla daha yüksek streslere sebep olmuştur. Bu farkın oblik yüklemelerdeki yük yönünün farkından kaynaklandığı düşünülmektedir (229).

Slavicek yayınladığı makalesinde insan çiğneme hareketinin yalnızca dikey kapanıştan oluşmadığını; dişler arası kayma, intercuspal pozisyona yakın kısa bir duraklama ve geniş lateral çene hareketleri ile karakterize olduğunu bildirmiştir. Bu fizyolojik çiğneme paterni, oklüzal kuvvetlerin önemli bir kısmının oblik bileşenler içerdiğini ve restorasyonların yalnızca basma kuvvetlerine değil, aynı zamanda kayma ve eğilme bileşenlerine maruz kaldığını göstermektedir (236). Yüksek elastikiyet modülüne sahip restoratif materyallerin oblik kuvvetleri daha etkin şekilde taşıyarak diş dokularında stres birikimini azaltabileceği literatürde vurgulanan önemli bir biyomekanik avantajdır çünkü rijitliği yüksek materyaller eğik yükler altında deformasyona daha az uğrar ve yükü diş dokularına daha kontrollü bir şekilde aktarır (213,227). Tüm bu bulgular birlikte değerlendirildiğinde, çalışmamızın H_0 hipotezi reddedilmiştir.

Literatürde bildirilen çalışmalar, restoratif materyaller ile diş dokuları arasındaki elastik modül farkının yüksek olmasının, restorasyon ile diş yapısı arasındaki mekanik sürekliliğin bozulmasına yol açtığını ve bunun sonucunda yüksek stres birikimine neden olduğunu ortaya koymaktadır (213,214,237). Mine diş sisteminde en yüksek elastik modüle sahip doku olup, kontrol grubumuz olan restorasyonsuz diş modelinde uygulanan kuvvetin dentine daha az iletilmesini sağlamıştır. Restoratif materyallerin elastisite modülünün artmasıyla birlikte materyal içerisinde daha yüksek stres oluşmasına rağmen, diş dokularına aktarılan stresin azaldığı ve bunun sonucunda diş dokusunun daha etkin bir biçimde korunabildiği bildirilmiştir (238). Asmussen'in Sınıf I ve Sınıf II kompozit restorasyonlarda gerçekleştirdikleri SESA çalışmasında, restorasyon modülünün 5 GPa'dan 20 GPa 'ya artırılmasının mine kenarlarındaki maksimum gerilmeyi yaklaşık %36 oranında azalttığını ifade etmişlerdir (211). Bu bulgular, çalışmamızda elde edilen sonuçlarla uyum göstermektedir. Sınıf I ve Sınıf II kaviteli modellerde kullanılan üç farklı materyal için gerilme dağılımı benzer bir örüntü sergilese de elastisite modülündeki farklılıklar nedeniyle stres aktarım büyüklüklerinde değişimler gözlenmiştir.

Çalışmamızda kullanılan materyallerin elastisite modülleri sırasıyla Filtek Z350 XT (12,77 GPa), Dyract XP (10,7 GPa) ve Equia Forte HT (6,27 GPa) GPa'dır. Bu mekanik farklılık, kavite modellerinde elde edilen stres dağılımlarını doğrudan etkilemiştir. Özellikle Filtek Z350 XT'nin yüksek elastisite modülü, uygulanan kuvvetlerin daha iyi bir şekilde absorbe edilmesini sağlamış, böylece kalan diş dokusunu destekleyerek stresin mine ve dentine daha sınırlı oranda aktarılmasına katkıda bulunmuştur. Çalışmamızda, MOD kavite modelinde 240 N yük altında nanohibrit kompozit 24,61 MPa, kompomer 21,58 MPa ve YVCİS 20,79 MPa maksimum stres değerleri göstermiştir. Nano hibrit kompozitler, yüksek elastik modül ve üstün mekanik dayanıklılıkları nedeniyle son yıllarda ön plana çıkmıştır. Şengül ve ark. benzer şekilde hibrit kompozit rezinlerin restorasyon sonrası mine dokusunda daha düşük streslere sebep olduğunu buna karşın daha esnek malzemelerin (akışkan kompozit, kompomer, RMCİS, giomer) mine üzerinde daha yüksek gerilme oluşturduğunu rapor etmişlerdir. Güler tarafından SESA yöntemi kullanılarak yapılan çalışmada, süt azı dişlerinde sınıf II MOD inley kavitesinde düşük ve yüksek viskoziteli bulk-fill kompozit rezinlerin stres dağılımları değerlendirilmiştir (213). Bulgular, mine dokusunda dentine kıyasla daha yoğun gerilme birikimi olduğunu göstermiştir. Ayrıca elastikiyet modülü daha düşük olan yüksek viskoziteli bulk-fill kullanılan modelde düşük viskoziteli bulk-fill kullanılan modele göre daha yüksek gerilme değerleri tespit edilmiştir. Bizim çalışmamızda da benzer şekilde, YVCİS ile restore edilen MOD kaviteli modelde 240 N yük altında minede 62,53 MPa, dentinde 37,40 MPa ve restoratif materyalde 20,79 MPa stres değerleri izlenirken nanohibrit kompozit ile restore edilmiş modelde minede 55,87 MPa, dentinde 33,99 MPa ve restoratif materyalde 13,19 MPa stres değerleri izlenmiştir. Maaly ve ark. yürüttükleri çalışmada Filtek Z350 XT'nin basma ve eğilme dayanımını cam iyonomer ve rezin-modifiye cam iyonomer esaslı materyallerden anlamlı düzeyde yüksek bulmuşlar ve bu materyalin yüksek elastikiyet modülüne bağlı üstün mekanik performansını in vitro olarak desteklemişlerdir (239). Bu sonuçlar, yüksek elastisite modülüne sahip materyallerin gerilimi restorasyon bünyesinde absorbe ederek daha düşük gerilme değerleri oluşturduğunu buna karşılık düşük elastisite modülüne sahip materyallerin stresi mine ve dentine daha fazla iletmediğini ortaya koymakta olup literatürde bildirilen sonuçlarla örtüşmektedir (240). Bu bulgular doğrultusunda H_{1B} hipotezimiz kabul edilmiştir.

Ausiello ve ark. yürüttükleri çalışmada daimi molar diş modelinde oluşturulan Sınıf II MOD kavitelere cam-seramik inley ve ısıyla sertleşen kompozit inleylerin stres

davranışını SESA yöntemi ile değerlendirmişler ve tüm modellerde en yüksek gerilmelerin tüberkül temas bölgelerinde yoğunlaştığını rapor etmişlerdir. Alt tabakada kullanılan simanın elastisite modülünün sonuçları belirgin şekilde etkilediği, yüksek elastisite modüllü siman grubunda stres değerlerinin daha fazla olduğu belirtilmiştir. Isıyla polimerize olan kompozit inley uygulanan modellerde ise, diğer materyal gruplarına kıyasla daha dengeli bir stres dağılımı ve daha düşük gerilme seviyeleri gözlenmiştir. Bu durumun, kompozit materyalin rezin esaslı yapısı sayesinde cam-seramik inleyle göre stresi daha etkin yayabilmesiyle ilişkili olduğu ifade edilmiştir. Çalışma genelinde, optimum stres büyüklüğü ve dağılımının düşük elastisite modülüne sahip restoratif materyaller ile elde edildiği bildirilmiştir (241). Bunun aksine, bizim analizimizde yüksek elastisite modülü gösteren materyallerin oklüzal yükleri daha fazla absorbe ederek dentin ve mine dokularına aktarılan gerilmeleri azalttığı tespit edilmiştir. Bu karşıt sonuçların, iki çalışma arasındaki modelleme yaklaşımı ve metodolojik tasarım farklılıklarından kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

Dyract Xp ise cam iyonomer ve kompozit teknolojilerinin hibrit yapısını taşımaktadır ve mekanik davranış yönüyle kompozit ve CİS arasında bir performans sergilemiştir. Özellikle pediatrik diş hekimliğinde tercih edilmesinin nedeni, flor salınımı ile dişlerin çürük oluşumuna karşı direncini artırmasıdır(242). Bununla birlikte, literatürde mekanik dayanıklılığının nanokompozitlere kıyasla daha düşük olduğu ve özellikle açılı ve konsantrik yükler altında yetersiz kalabileceği belirtilmiştir(177). Kirzioğlu ve ark.'nın süt molar dişlere uygulanan onley restorasyonları karşılaştırdıkları çalışmalarında, kompozit onley uygulanan modelde, kompomer onley uygulanan modele kıyasla diş dokularına daha düşük stres iletiliği bildirilmiştir (177). Bu sonuçlar, Dyract XP'nin elastisite modülü ve mekanik davranışı açısından cam iyonomer siman ile kompozit rezin arasında (orta rijitlikte) konumlandığını bildiren in vitro çalışmalarla da uyumludur. Güner ve ark., flor salınımını diş rengindeki restoratif materyallerin nano yüzey sertliği, elastik modülü ve yüzey pürüzlülüğünü değerlendirdikleri in vitro çalışmada, Dyract XP kompomerin cam iyonomer simandan daha yüksek, bazı kompozit materyallerden ise daha düşük elastik modül ve nanohardness değerleri gösterdiğini; yani mekanik özellikler bakımından ara bir düzeyde yer aldığını bildirmişlerdir (243). Bizim bulgularımızda bu sonuçlarla uyumludur. Uygulanan 240 N yük altında MOD kavitede yapılan deneyler sonucunda minede oluşan stresler nanohibrit kompozitte 55.87 MPa, kompomerde 60.21 MPa ve YVCİS'da 64,71 MPa şeklinde gözlemlenmiştir. Dyract XP, Equia forte HT'ye

kıyasla dişi daha iyi destekleyerek mine ve dentinde stres birikimini azaltmış, ancak kompozit kadar yüksek bir rijitliğe sahip olmadığından, kompozit restorasyona göre diş dokularına biraz daha fazla gerilme iletmiştir.

Equia Forte HT biyolojik uyumluluk, flor salınımı ve kendiliğinden sertleşme özellikleri ile diş dokusuna uyumlu bir yapı sunmaktadır. Ancak bu materyallerin mekanik dayanıklılığı, özellikle çiğneme kuvvetlerinin yüksek olduğu posterior bölgelerde sınırlı kalabilmektedir (244). Czarnecka ve ark. cam hibrit materyallerin yüksek oklüzal stres altında çatlama ve kırılma riski taşıdığını belirtmiş, mekanik testlerde yorgunluk dayanımlarının özellikle yüksek gerilme konsantrasyonlarının bulunduğu bölgelerde düşük olduğunu vurgulamışlardır (245). Klinik olarak bu durum, özellikle posterior sınıf II restorasyonlarda cam hibritlerin kullanımına dikkat edilmesi gerektiğini göstermektedir. Bizim çalışmamızda da bu bulgulara paralel olarak Equia Forte HT tüm modellerimizde mine dokusunda belirgin şekilde yüksek stres değerlerine neden olmuştur. Bu bilgiler doğrultusunda YVCİS'lerin basınç dayanımı kompozit kadar yüksek olmadığından, özellikle kalınlığı yetersiz bırakılırsa oklüzal aşınma veya materyal kırığı görülebilmektedir(246). Di Lauro ve ark. çalışmalarında iki tabakalı restorasyon tekniğı ile (üstte kompozit, altta YVCİS) tek tabakalı kompozit ve tek tabakalı YVCİS ile restore ettikleri daimi azı dişinde oluşan stresleri SESA yöntemi ile incelemişlerdir. Bulgular YVCİS 'in kaide materyali olarak kullanıldığı modelde dentin seviyesindeki gerilme birikiminin azaldığını ve elastisite modülü daha düşük ve polimerizasyon büzülmesi olmayan bir kaide malzemesinin çiğneme kuvvetleri karşısında stresleri daha iyi yönettiğı sonucuna varmışlardır (246). Bunun Equia Forte HT'nin elastisite modülünün dentin dokusuna yakın olmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Anatavara ve ark. yaptıkları çalışmada rezin kompozit restorasyonların altında astar olarak farklı elastikiyet modülüne sahip akışkan kompozit kullanılmasının polimerizasyon büzülme stresi ve oklüzal kuvvet üzerindeki sonuçlarını SESA yöntemi araştırmışlar ve bunun için Sınıf I rezin kompozit restorasyon modelleri oluşturmuşlardır. Kontrol modeline akışkan kompozit astar uygulanmamıştır. On üç test modelinde ise farklı elastikiyet modülüne sahip akışkan kompozit rezinler uygulayarak stres ve gerinim enerji yoğunluğunu incelemişlerdir. Sonuçlar, tüm akışkan kompozit astarların diş restorasyon sistemlerinde mine, dentin, hibrit tabaka ve adeziv tabakadaki polimerizasyon büzülme stresini ve oklüzal kuvvetleri çeşitli derecelerde azaltabildiğini

göstermiştir. Bu nedenle, kalan stresi azaltmak ve restorasyonların uzun vadeli başarısını sağlamak için ek teknikler uygulanabileceği sonucuna varmışlardır (247).

Kavite tipi ve diş morfolojisi, stres dağılımını doğrudan etkilemiştir. Çalışmamızda, küçük ve sadece oklüzal yüzeyle sınırlı sınıf I ve sınıf II DO kaviteelerde gerilme dağılımları daha lokalize bölgelerde gözlenmiştir. Wafai ve ark.'nın yürüttükleri randomize kontrollü çalışmada, küçük hacimli Sınıf II restorasyonların beş yıllık takibinde yüksek viskoziteli cam iyonomer simanlarda yüzey parlaklığı ve renk uyumunda bazı yetersizlikler görülmüş olsa da bu materyallerin mikro hibrit rezin kompozitlere kıyasla küçük ve orta büyüklükteki Sınıf II kaviteelerde başarılı klinik performans sergilediği bildirilmiştir (193). Benzer şekilde, çalışmamızdaki oklüzal kaviteli modelde elde edilen stres değerleri ile restoratif materyaller arasında belirgin farklılıklar gözlenmemiştir. Filtek Z350 XT için 10,08 MPa, Dyract XP için 9,754 MPa ve Equia Forte HT için 9,052 MPa olarak ölçülen stres değerleri, klinik çalışmalarda bildirilen sonuçlarla uyumlu bulunmuştur. Fakat MOD kavite gibi geniş ve çok yüzeyli kavite yapıları, özellikle eğik kuvvetler altında daha yüksek stres birikimi ile karakterizedir. Sınıf II kavitede yapısal destek azaldığı için gerilmeler daha geniş alanlara yayılmış ve özellikle aproksimal kutu etrafında yoğunlaşmıştır. Bu durum, sınıf II restorasyonların marjinal sızıntı, sekonder çürük veya diş dokusunda çatlak oluşumu gibi sorunlara daha açık olabileceğini göstermektedir. Dolayısıyla, geniş kavite preparasyonlarda kullanılacak materyalin gerilme dağılım performansı daha kritik hale gelmektedir (248).

Ouldierou ve ark.(249) yaptıkları çalışmalarında 600 N gibi oldukça yüksek bir oklüzal yük altında farklı kavite tasarımlarında farklı elastisite modüllerine sahip amalgam ile elastikiyet modülleri 10 ile 26 arasında değişen 5 farklı kompozit ve cam karbomer simanın (CKS) biyomekanik performanslarını incelemişler ve Sınıf II MOD preparasyonlarda daha fazla diş yapısının çıkarılmasının daha büyük bir kavite hacmine ve daha fazla diş yapısı kaybına neden olduğunu ve bunun da kalan diş yapısında artan streslere yol açtığını bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda da buna paralel olarak modellerimizde kavite genişliği arttıkça mine ve dentin üzerindeki stres dağılımlarının daha olumsuz etkilendiği gözlemlenmiş ve materyal seçiminin bu etkiyi azaltmada kritik bir rol oynadığı görülmüştür.

Gomes de Carvalim ve ark. farklı kavite tasarımlarını kıyasladıkları çalışmalarında retantif olmayan büyük hacimli onley MOD kavite tiplerinde hem polimerizasyon stresinin hem de yük stresinin en yüksek olduğunu bildirmişlerdir (250). Çalışmamızdan elde edilen bulgular özellikle MOD kavite ve MO kavite biyomekanik açıdan en olumsuz senaryoyu temsil ettiğini ortaya koymuştur. Sınıf II MO ve MOD kavite modellerimizde gözlemlenen stres değerleri, Sınıf II DO kavite modellerimiz ile kıyaslandığında hem diş dokularında hem de restoratif materyallerde anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur. 240 N kuvvetin uygulandığı nanohibrit kompozit rezinle restore edilmiş modellerde mine dokusunda ölçülen von Mises stres değerleri sırası ile oklüzal kavite modelde 31.87 MPa, DO kavite modelde 48,02 MPa iken, MO kavite modelimizde 53,65 MPa ve MOD kavite modelde 55.87 MPa ölçülmüştür. Benzer şekilde Fidancıoğlu ve ark. tarafından gerçekleştirilen üç boyutlu sonlu eleman analizinde Class II kavite tipleri ayrı modeller olarak değerlendirilmiş ve mezio-oklüzal (MO) kavite disto-oklüzal (DO) kavitelerden daha yüksek Von Mises streslerinin oluştuğu bildirilmiştir (239). Bu bulgular MO ve MOD kavite dişlerin restorasyonlarında daha hızlı deformasyon beklenebileceğini düşündürmektedir. Alt süt azı dişlerinin mezialinde stresin daha yüksek bulunmasının nedeni bu bölgedeki anatomik ve fonksiyonel farklılıklardır (251). Mezial kökün daha ince dentin duvarına sahip olması, köklerin distale eğimi nedeniyle gelen kuvvetlerin daha küçük bir alana yoğunlaşması ve çiğneme sırasında fonksiyonel yüklerin mezial köke daha fazla iletilmesine sebep olur. Kavite preparasyonu veya doku kaybı mezial bölgede gerçekleştiğinde, kalan dentin miktarı azaldığı için stres konsantrasyonu daha da artar. Sonuç olarak, alt süt azı dişlerinin mezialinde yüksek stres görülmesi hem kök morfolojisi hem de fonksiyonel yüklerin dağılımı ile ilişkilidir ve bu bölgedeki dentin dokusunun korunması, dişin uzun dönem dayanıklılığı açısından kritik öneme sahiptir (251). Bu çalışmalar dikkate alındığında MO kavite gerilimlerinde görülen streslerin DO kavite gerilimlerinden daha yüksek görülmesi buna bağlanabilir.

Abuarqoub ve ark. farklı restorasyon materyallerini karşılaştırdıkları MO kaviteye sahip pulpotomili süt azı dişi modellerine 245 N değerinde vertikal ve oblik yükler uygulamışlardır. Bu çalışma da yük yönünün ve malzeme rijitliğinin dokuya aktarılan gerilmeyi belirlemede anahtar olduğunu ve çalışmamıza paralel olarak oblik yükler eksenele kıyasla servikal ve marjinal bölgelerde belirgin bir şekilde yüksek gerilim üretmişlerdir. SSC ve özellikle Zr kronların yüksek elastisite modülleri sayesinde oklüzal stres restorasyon içinde taşıyarak dentine aktarılan gerilmeyi azalttığını; amalgamda ise

dentin gerilmelerinin karşılaştırmalı olarak daha yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Pulpotomili modellerde bu fark daha da belirgin izlenmiştir. Böylece “yüksek rijitlik = restorasyon içinde daha fazla gerilme, diş dokusuna daha az iletim” ilkesi iki çalışma arasında tutarlı biçimde doğrulanmaktadır (234). Çocuk diş hekimliğinde kooperasyon ve zaman yönetimi kadar biyomekanik koruma hedeflendiğinde, daha rijit sistemlerin (ör. Zr kron ya da PÇK) diş dokularına aktarılan gerilmeyi düşürme eğiliminde olduğu; düşük rijitlikteki materyallerin (ör. YVCİS) ise özellikle oblik yüklerde diş dokularında daha yüksek gerilme birikimine yol açabildiği söylenebilir.

American Academy of Pediatric Dentistry (AAPD), pulpa amputasyonu uygulanmış ve ömrü iki yıldan az olan süt dişlerinde, yeterli miktarda mine dokusu mevcutsa rezin bazlı materyallerin veya amalgamın kullanılmasını önermektedir (252). Ancak, Guelmann ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada, 21 aylık takip süresi sonunda Sınıf II restorasyonlarda başarısızlık oranlarının %26'ya kadar ulaştığı bildirilmiştir. Bu durum, rezin bazlı materyallerin ve amalgamın kısa dönem için uygun olsa da uzun dönem klinik başarısının sınırlı olabileceğini göstermektedir (253). Bu nedenle, geniş kaviteli ve pulpotomili süt azı dişlerinde, yapısal bütünlüğü koruma ve uzun dönem başarının sağlanması açısından paslanmaz çelik kronlar ve prefabrik zirkonyum kronlar halen altın standart restoratif yaklaşımlar olarak kabul edilmektedir (254).

Çalışmamızda restoratif materyallerin farklı kavite tipleri ve yükleme senaryoları altındaki mekanik davranışları incelenmiş olmasına rağmen, bazı sınırlılıklar mevcut olup bunlar aşağıdaki gibidir:

Analizler SESA yöntemi ile gerçekleştirilmiş olup, elde edilen bulguların doğrudan klinik ortamı tam olarak yansıtmayabileceği dikkate alınmalıdır. Gerçek ağız ortamında çiğneme kuvvetleri hem yön hem de büyüklük açısından sürekli değişkenlik göstermekte ve dinamik bir yapı sergilemektedir; oysa çalışmamızda kuvvetler statik ve önceden belirlenmiş açılar ve büyüklükler ile modellenmiştir.

Modellerde idealize edilmiş kavite geometrileri ve tek diş yapıları kullanılmıştır. Bu yaklaşım, bireysel diş anatomisi farklılıkları, dentin ve mine kalınlık varyasyonları ile periodontal ligamentin gerçek mekanik özelliklerini tam olarak yansıtmayabilir. Ayrıca restoratif materyallerin uzun vadeli yorgunluk ve aşınma davranışları, yalnızca tek seferlik yüklemeler üzerinden değerlendirilmiştir; kronik yüklemelerin etkisi göz ardı edilmiştir.

Çalışmada biyolojik ve çevresel faktörler (örneğin tükürük akışı, sıcaklık değişimleri, pH farklılıkları, florür konsantrasyonu) modellemeye dahil edilmemiştir. Bu parametreler, restoratif materyallerin mekanik dayanıklılığı ve adeziv arayüzlerdeki gerilme dağılımı üzerinde önemli etkilere sahip olabilir.

Çalışma yalnızca sınırlı sayıda restoratif materyal ve kavite tipini kapsamaktadır. Bu durum, farklı üretici formülasyonları veya alternatif kompozit ve hibrit materyallerin mekanik davranışlarının genellenmesini sınırlamaktadır.

Bu sınırlılıklar göz önünde bulundurulduğunda, elde edilen bulguların klinik uygulamalara aktarımında temkinli yaklaşılması gerekmektedir. Gelecekte yapılacak çalışmalar, dinamik yüklemeler, biyolojik simülasyonlar ve daha geniş materyal çeşitliliği ile gerçekleştirildiğinde, restoratif başarının daha kapsamlı ve klinik açıdan güvenilir bir değerlendirmesi mümkün olacaktır.

Bu sınırlılıklar dikkate alındığında, elde edilen bulgular klinik durumu tam olarak yansıtmasa da farklı restoratif materyallerin süt dişlerinde oluşturduğu stres davranışları hakkında önemli karşılaştırmalı bilgiler sunduğu görülmektedir. Bu kapsamda elde edilen sonuçlar, pediyatrik restoratif tedavilerde materyal seçimine yönelik biyomekanik açıdan anlamlı bir rehber oluşturmaktadır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada, Sınıf I ve Sınıf II kavitelere farklı restoratif materyaller kullanılarak uygulanan dikey ve oblik kuvvetler altında oluşan stres değerlerinin, materyal ve kavite tipine göre anlamlı biçimde değiştiği gösterilmiştir. MO ve DO kavitelere dişin mezial ve distal yüzeylerindeki stres dağılımlarının benzer olmadığı, aynı kavite sınıfında mezial ve distal bölgelerde oluşan maksimum von Mises stres değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulunduğu belirlenmiştir. Ayrıca, farklı elastisite modüllerine sahip materyallerin mine, dentin, restorasyon ve adeziv tabakadaki maksimum von Mises streslerinde belirgin değişikliklere yol açtığı görülmüştür. Bu bulgular, restoratif materyal seçimi, kavite morfolojisi ve dişin farklı bölgelerindeki yük aktarımının stres dağılımını anlamlı biçimde etkilediğini ortaya koymaktadır.

Çalışmamızdan elde edilen sonuçlar şu şekilde özetlenebilir.

Restoratif materyal performansı: Nanokompozitler, yüksek elastik modül ve stres dağılım özellikleri sayesinde posterior dişlerde mekanik açıdan en güvenli seçenek olarak öne çıkmıştır. Kompomer ve cam hibrit materyaller ise biyolojik avantajları nedeniyle düşük stresli alanlarda tercih edilebilir.

Yükleme koşullarının önemi: 240 N vertikal yüklemeye, oklüzal temasların gerçekçi taklidiyle daha homojen stres dağılımı sağlamıştır. Buna karşılık oblik kuvvetler (45° ve 90°) tüm modellerde aksiyal yüklemelere kıyasla daha yüksek von Mises stres değerleri oluşturmuştur. Bu durum diş dokularında ve restorasyonlarda kesme ve çekme gerilmesine yol açarak, mikro çatlak ve marjinal zayıflıklara sebep olabilir. Sekiz noktalı yüklemeye modeli, tek noktalı yüklemelere kıyasla gerilme birikimini azaltarak restorasyon ömrünü uzatmaktadır.

Kavite tipi ve diş morfolojisi: Oklüzal kavitelere streslerin kontrol modelde yakın veya daha düşük olduğunu göstermiştir. Buna karşın MOD kavite ve özellikle YVCİS kullanılan modellerde stresler 1,3-1,7 katına kadar artmıştır. Kompleks kavite geometrileri, özellikle oblik kuvvetler altında daha yüksek stres birikimine ve biyomekanik zorlanmaya yol açmaktadır. En güvenli senaryo, oklüzal kavite + nanokompozit + vertikal yük kombinasyonu olarak belirlenmiştir. En riskli senaryo ise MOD kavite + YVCİS + oblik yük kombinasyonudur. Kompomer ise biyolojik avantajları ile mekanik riskleri dengeleyen ara bir seçenek sunmuştur.

Biyomekanik ve klinik uyum: Restorasyonun başarısı, materyal seçimi, kavite morfolojisi ve çiğneme kuvvetlerinin yönü ile birlikte değerlendirildiğinde ortaya çıkmaktadır. Bu bağlamda nanokompozitler mekanik üstünlükleri ile kompomer ve YVCİS biyolojik yönleri ile öne çıkmaktadır. Bu sonuçlara göre, posterior bölgede Sınıf I ve Sınıf II DO kaviteye kıyasla daha yüksek yüksek çiğneme kuvvetlerine maruz kalan Sınıf II (MOD ve MO) kavitelere, yüksek elastisite modülüne sahip nanohibrit kompozitlerin kullanımı önerilebilir. Bu materyaller, stresin restoratif yapı içinde absorbe edilmesini sağlayarak mine ve dentin dokularına iletilen gerilme miktarını azaltmakta, böylece marjinal sızıntı ve adeziv yorgunluk riskini düşürmektedir. Buna ek olarak, geniş kaviteli veya pulpotomili süt azı dişlerinde yapısal bütünlüğün korunması açısından paslanmaz çelik kron ve prefabrik zirkonyum kronların yüksek mekanik dayanımları sayesinde altın standart restoratif seçenekler olarak tercih edilmesi önerilmektedir.

Klinik uygulamalarda oklüzal temas noktalarının dengeli biçimde planlanması, lokal stres birikimlerinin önlenmesi açısından büyük önem taşımaktadır. Çok noktalı temasların sağlanması, gerilme dağılımını daha homojen hale getirerek restorasyonun uzun dönem başarısını artırmaktadır. Buruksizm veya diğer parafonksiyonel alışkanlıklara sahip hastalarda, yüksek elastisite modülüne sahip materyallerin (örneğin nanohibrit kompozitler veya zirkonyum kronlar) kullanımı önerilmektedir; bu materyaller, oklüzal yükleri daha etkin biçimde absorbe ederek dentin ve adeziv tabakada meydana gelebilecek gerilmeleri azaltmaktadır.

Her bireyin çiğneme kuvveti yönü, oklüzal temas paterni, karşıt diş morfolojisi ve ark içindeki diş pozisyonu farklı olduğundan, restoratif yaklaşım hasta bazında planlanmalıdır. Özellikle süt dişlerinde mine ve dentin kalınlıklarının fizyolojik olarak daha ince olması, restoratif materyal seçiminde ve kavite derinliğinin belirlenmesinde dikkate alınmalıdır. Bu yaklaşım, hem fonksiyonel dayanıklılığı hem de biyolojik uyumu artıracaktır.

Gelecekte yapılacak çalışmaların yalnızca statik kuvvet uygulamalarını değil, dinamik yükleme senaryolarını ve çiğneme döngülerini de içermesi önerilmektedir. Farklı yaş gruplarındaki çocuklarda mine-dentin kalınlığı, elastisite modülü ve çiğneme kuvvetleri farklılık gösterebildiğinden, bu parametrelerin de dahil edildiği çok boyutlu modellerle analizler yapılması klinik öngörü gücünü artıracaktır. Ayrıca, restoratif materyal–doku ara yüzeyindeki gerilme aktarımını inceleyen mikro ölçekte sonlu

elemanlar analizleri (mikro-FEA) ve termomekanik yükleme koşullarının dahil edildiği ileri modellemeler, restoratif sistemlerin uzun dönem performansını daha gerçekçi biçimde değerlendirme olanağı sağlayacaktır.

Sınıf I ve Sınıf II kaviteli süt dişlerinde kompomer, YVCİS ve kompozit rezin kullanılarak yapılan restorasyonlarda, dikey ve yanal kuvvet uygulamaları sonucunda oluşan stres değerleri arasında farklılıklar gözlenmiştir. Buna göre H_0 hipotezi reddedilmiştir.

Dişin mezyali ve distali arasındaki stres dağılımları disto-oklüzal ve mezio-oklüzal kavite için farklılıklar göstermiştir. Buna göre H_{1A} hipotezi reddedilmiştir.

Kavite tipi ve yükleme koşulları sabitken kullanılan restoratif materyalin elastikiyet modülündeki farklılıklar mine, dentin, restorasyon ve adeziv tabakada oluşan maksimum von Mises çekme gerilmelerinde anlamlı farklılıklar oluşturmuştur. Buna göre H_{1B} hipotezi kabul edilmiştir.

Sonuç olarak, nanokompozitler mekanik dayanıklılık ve homojen stres dağılımı açısından üstün performans sergilerken, kompomer ve cam hibritler belirli biyolojik ve pediatrik endikasyonlarda kullanılabilir. Bulgular, restoratif materyal seçiminde mekanik özellikler, diş morfolojisi ve yükleme koşullarının birlikte değerlendirilmesinin önemini desteklemektedir. Klinik uygulamalarda hastaya özgü kavite tasarımı ve oklüzal temas noktalarının optimize edilmesi, restorasyon başarısını artıran kritik faktörler arasında yer almaktadır.

7. KAYNAKLAR

1. Frencken JE, Sharma P, Stenhouse L, Green D, Laverty D, Dietrich T. Global epidemiology of dental caries and severe periodontitis – a comprehensive review. *J Clin Periodontol*. 2017 Mar 6;44(S18).
2. Antonelli R, Massei V, Ferrari E, Gallo M, Pertinhez TA, Vescovi P, et al. Salivary Diagnosis of Dental Caries: A Systematic Review. *Curr Issues Mol Biol*. 2024 May 2;46(5):4234–50.
3. Spatafora G, Li Y, He X, Cowan A, Tanner ACR. The Evolving Microbiome of Dental Caries. *Microorganisms*. 2024 Jan 7;12(1):121.
4. SAMPAIO FC, BÖNECKER M, PAIVA SM, MARTIGNON S, RICOMINI FILHO AP, POZOS-GUILLEN A, et al. Dental caries prevalence, prospects, and challenges for Latin America and Caribbean countries: a summary and final recommendations from a Regional Consensus. *Braz Oral Res*. 2021;35(suppl 1).
5. Sabharwal A, Stellrecht E, Scannapieco FA. Associations between dental caries and systemic diseases: a scoping review. *BMC Oral Health*. 2021 Sep 25;21(1):472.
6. Kotsanos N, Darling AI. Influence of Post-eruptive Age of Enamel on Its Susceptibility to Artificial Caries. *Caries Res*. 1991;25(4):241–50.
7. Zero DT. Dental caries process. *Dent Clin North Am*. 1999 Oct;43(4):635–64.
8. Chisini LA, Collares K, Cademartori MG, de Oliveira LJC, Conde MCM, Demarco FF, et al. Restorations in primary teeth: a systematic review on survival and reasons for failures. *Int J Paediatr Dent*. 2018 Mar 10;28(2):123–39.
9. Eklund SA. Trends in dental treatment, 1992 to 2007. *The Journal of the American Dental Association*. 2010 Apr;141(4):391–9.
10. Cho K, Rajan G, Farrar P, Prentice L, Prusty BG. Dental resin composites: A review on materials to product realizations. *Compos B Eng*. 2022;230:109495.
11. Astudillo-Rubio D, Delgado-Gaete A, Bellot-Arcís C, Montiel-Company JM, Pascual-Moscardó A, Almerich-Silla JM. Mechanical properties of provisional dental materials: A systematic review and meta-analysis. *PLoS One*. 2018 Feb 28;13(2):e0193162.
12. KRÄMER N, FRANKENBERGER R. Compomers in restorative therapy of children: a literature review. *Int J Paediatr Dent*. 2007 Jan 22;17(1):2–9.
13. Sabbagh J, Fahd JC, McConnell RJ. Post-operative sensitivity and posterior composite resin restorations: a review. *Dent Update*. 2018;45(3):207–13.
14. Mesquita R V., Axmann D, Geis-Gerstorfer J. Dynamic visco-elastic properties of dental composite resins. *Dental Materials*. 2006 Mar;22(3):258–67.
15. Campaner LM, Silveira MPM, de Andrade GS, Borges ALS, Bottino MA, Dal Piva AM de O, et al. Influence of Polymeric Restorative Materials on the Stress Distribution in Posterior Fixed Partial Dentures: 3D Finite Element Analysis. *Polymers (Basel)*. 2021 Feb 28;13(5):758.
16. YAMANEL K, ÇAGLAR A, GÜLSAHI K, ÖZDEN UA. Effects of different ceramic and composite materials on stress distribution in inlay and onlay cavities: 3-D finite element analysis. *Dent Mater J*. 2009;28(6):661–70.
17. Shetty P, Hegde A, Rai K. Finite element method—an effective research tool for dentistry. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. 2010;34(3):281–5.
18. Mathur VP, Dhillon JK. Dental Caries: A Disease Which Needs Attention. *The Indian Journal of Pediatrics*. 2018 Mar 23;85(3):202–6.

19. Machiulskiene V, Campus G, Carvalho JC, Dige I, Ekstrand KR, Jablonski-Momeni A, et al. Terminology of Dental Caries and Dental Caries Management: Consensus Report of a Workshop Organized by ORCA and Cariology Research Group of IADR. *Caries Res.* 2020;54(1):7–14.
20. Fejerskov O. Communitary Dentistry and Oral Epidemiology Concepts of dental caries and their consequences for understanding the disease. *Community Dent Oral Epidemiol.* 1997;25:5–12.
21. Donlan RM. Biofilms: Microbial Life on Surfaces. *Emerg Infect Dis.* 2002 Sep;8(9):881–90.
22. Kidd E, Fejerskov O. Changing concepts in cariology: forty years on. *Dent Update.* 2013 May 2;40(4):277–86.
23. O’Mullane D. Can Prevention Eliminate Caries? *Adv Dent Res.* 1995 Jul 1;9(2):106–9.
24. WILSON M. Susceptibility of oral bacterial biofilms to antimicrobial agents. *J Med Microbiol.* 1996 Feb 1;44(2):79–87.
25. Seneniratne CJFZCSLP. Dental Plaque Biofilm in Oral Health and Disease. *The Journal of Dental Research.* 2011;14(2):87–94.
26. Marsh PD. Microbial Ecology of Dental Plaque and its Significance in Health and Disease. *Adv Dent Res.* 1994 Jul 1;8(2):263–71.
27. TÜRKMEN B, AYHAN K, GÜNEŞ ALTUNTAŞ E. Dental Plak Oluşumundan Sorumlu Mikroorganizmalar ve Bunların Tüketilen Gıdalarla İlişkisi. *Nevşehir Bilim ve Teknoloji Dergisi.* 2016 Apr 4;5:51–51.
28. Balakrishnan M, Simmonds RS, Tagg JR. Dental caries is a preventable infectious disease. *Aust Dent J.* 2000 Dec 12;45(4):235–45.
29. Malcangi G, Patano A, Morolla R, De Santis M, Piras F, Settanni V, et al. Analysis of Dental Enamel Remineralization: A Systematic Review of Technique Comparisons. *Bioengineering.* 2023 Apr 12;10(4):472.
30. Lu Y, Lin Y, Li M, He J. Roles of *Streptococcus mutans*-*Candida albicans* interaction in early childhood caries: a literature review. *Front Cell Infect Microbiol.* 2023 May 16;13.
31. Bilichodmath S, Prabhakara S, Siddaiah SB, Kalpavriksha AJ, Rao HH. Comparative Evaluation of Antibacterial Effect of GIC Containing Chlorhexidine and Miswak on *Streptococcus mutans* and *Streptococcus sobrinus* in Early Childhood Caries Children: A PCR Study. *Int J Clin Pediatr Dent.* 2021 Jul 30;14(2):229–34.
32. Rôças IN, Alves FRF, Rachid CTCC, Lima KC, Assunção I V., Gomes PN, et al. Microbiome of Deep Dentinal Caries Lesions in Teeth with Symptomatic Irreversible Pulpitis. *PLoS One.* 2016 May 2;11(5):e0154653.
33. Jenkinson HF, Lala HC, Shepherd MG. Coaggregation of *Streptococcus sanguis* and other streptococci with *Candida albicans*. *Infect Immun.* 1990 May;58(5):1429–36.
34. Xiao J, Huang X, Alkhers N, Alzamil H, Alzoubi S, Wu TT, et al. <i>Streptococcus mutans</i> and <i>Candida albicans</i> and Early Childhood Caries: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Caries Res.* 2018;52(1–2):102–12.
35. van Loveren C. Sugar Restriction for Caries Prevention: Amount and Frequency. Which Is More Important? *Caries Res.* 2019;53(2):168–75.
36. Kidd E, Fejerskov O. Changing concepts in cariology: forty years on. *Dent Update.* 2013 May 2;40(4):277–86.

37. Marshall TA, Levy SM, Broffitt B, Warren JJ, Eichenberger-Gilmore JM, Burns TL, et al. Dental Caries and Beverage Consumption in Young Children. *Pediatrics*. 2003 Sep 1;112(3):e184–91.
38. Moynihan P. Sugars and Dental Caries: Evidence for Setting a Recommended Threshold for Intake. *Advances in Nutrition*. 2016 Jan;7(1):149–56.
39. Guideline: Sugars Intake for Adults and Children, World Health Organization. 2015;
40. Koçanalı B, Topaloğlu Ak A, Çoğulu D. Çocuklarda Diş Çürüğüne Neden Olan Faktörlerin İncelenmesi. *The Journal of Pediatric Research*. 2014 Jun 5;1(2):76–9.
41. Ruxton CHS, Gardner EJ, McNulty HM. Is Sugar Consumption Detrimental to Health? A Review of the Evidence 1995—2006. *Crit Rev Food Sci Nutr*. 2009 Dec 31;50(1):1–19.
42. Zero DT, Fontana M, Martínez-Mier EA, Ferreira-Zandoná A, Ando M, González-Cabezas C, et al. The Biology, Prevention, Diagnosis and Treatment of Dental Caries. *The Journal of the American Dental Association*. 2009 Sep;140:25S-34S.
43. Sesiashvili E, Ratnaweera PM, Zagreanu C. Micro-tensile bond strength of two pit and fissure sealants to intact enamel. *Heliyon*. 2024 Apr;10(7):e28324.
44. Ramamurthy P, Rath A, Sidhu P, Fernandes B, Nettem S, Fee PA, et al. Sealants for preventing dental caries in primary teeth. *Cochrane Database of Systematic Reviews*. 2022 Feb 11;2022(2).
45. Lindsten R, Ögaard B, Larsson E. Dental arch space and permanent tooth size in the mixed dentition of a skeletal sample from the 14th to the 19th centuries and 3 contemporary samples. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2002 Jul;122(1):48–58.
46. Lynch RJM. The primary and mixed dentition, post-eruptive enamel maturation and dental caries: a review. *Int Dent J*. 2013 Dec;63:3–13.
47. Puy CL. The role of saliva in maintaining oral health and as an aid to diagnosis. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2006;11(5):449–55.
48. Mandel ID, Wotman S. The Salivary Secretions in Health and Disease. 1976 Jan 1;25–47.
49. Alamoudi A, Alamoudi R, Gazzaz Y, Alqahtani AM. Role of Salivary Biomarkers in Diagnosis and Detection of Dental Caries: A Systematic Review. *Diagnostics*. 2022 Dec 7;12(12):3080.
50. Dodds MWJ, Johnson DA, Yeh CK. Health benefits of saliva: a review. *J Dent*. 2005 Mar;33(3):223–33.
51. Herrera JL, Lyons MF, Johnson LF. Saliva: Its Role in Health and Disease. *J Clin Gastroenterol*. 1988 Oct;10(5):569–78.
52. Sabharwal A, Stellrecht E, Scannapieco FA. Associations between dental caries and systemic diseases: a scoping review. *BMC Oral Health*. 2021 Sep 25;21(1):472.
53. Tanasiewicz M, HILDEBRANDT T, Obersztyn I. Xerostomia of Various Etiologies: A Review of the Literature. *Advances in Clinical and Experimental Medicine*. 2016;25(1):199–206.
54. Werneck R, Mira M, Trevilatto P. A critical review: an overview of genetic influence on dental caries. *Oral Dis*. 2010 Oct;16(7):613–23.

55. Boraas JC, Messer LB, Till MJ. A Genetic Contribution to Dental Caries, Occlusion, and Morphology as Demonstrated by Twins Reared Apart. *J Dent Res*. 1988 Sep 9;67(9):1150–5.
56. Namdar Pekiner F, Yücelten D, Özbayrak S, Sezen E. Oral-clinical findings and management of epidermolysis bullosa. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. 2006 Sep 1;30(1):59–65.
57. Schwendicke F, Dörfer CE, Schlattmann P, Page LF, Thomson WM, Paris S. Socioeconomic Inequality and Caries. *J Dent Res*. 2015 Jan 13;94(1):10–8.
58. Martignon S, Usuga Vacca M, Cortes F. Risk factors for early childhood caries experience expressed by ICDAS criteria in Anapoima, Colombia. A cross-sectional study. 2018;31(1):58–66.
59. Boing AF, Bastos JL, Peres KG, Antunes JLF, Peres MA. Social determinants of health and dental caries in Brazil: a systematic review of the literature between 1999 and 2010. *Revista Brasileira de Epidemiologia*. 2014;17(suppl 2):102–15.
60. van der Tas JT, Kragt L, Veerkamp JJS, Jaddoe VWV, Moll HA, Ongkosuwito EM, et al. Ethnic Disparities in Dental Caries among Six-Year-Old Children in the Netherlands. *Caries Res*. 2016;50(5):489–97.
61. Young DA, Nový BB, Zeller GG, Hale R, Hart TC, Truelove EL, et al. The American Dental Association Caries Classification System for Clinical Practice. *The Journal of the American Dental Association*. 2015 Feb;146(2):79–86.
62. American Academy of Pediatric Dentistry. Management of the Developing Dentition and Occlusion in Pediatric Dentistry. 2014;39:334–46.
63. Spodzieja K, Olczak-Kowalczyk D. Premature Loss of Deciduous Teeth as a Symptom of Systemic Disease: A Narrative Literature Review. *Int J Environ Res Public Health*. 2022 Mar 13;19(6):3386.
64. MC Donald R, Avery DR. Development and Morphology of the Primary Teeth. In: *Dentistry for the Child and Adolescent*. 8th ed. McDonald RE ADDJAStL, editor. 2004. 92–95 p.
65. Pinkham JR, Casamassimo PS, Fields HW, Nowak AJ. Restorative Dentistry for the Primary Dentition. In: *Pediatric Dentistry: Infancy Through Adolescence*. 4th ed. 2009. 342–343 p.
66. Hickel R, Kaaden C, Paschos E. Longevity of occlusally-stressed restorations in posterior primary teeth . *The American Journal of Dentistry*. 2005;18:198–210.
67. Fuks AB. The Use of Amalgam in Pediatric Dentistry: New Insights and Reappraising the Tradition. 2015;37(2):125–30.
68. Beazoglou T, Eklund S, Heffley D, Meiers J, Brown LJ, Bailit H. Economic Impact of Regulating the Use of Amalgam Restorations. *Public Health Reports*. 2007 Sep 2;122(5):657–63.
69. Cenci MS, Piva E, Potrich F, Formolo E, Demarco FF, Powers JM. Microleakage in bonded amalgam restorations using different adhesive materials. *Braz Dent J*. 2004;15(1):13–8.
70. Black GV. Excavation of cavities by classes. In: *A Work On Operative Dentistry: The Technical Procedures In Filling Teeth*. Medico-Dental Publishing Company. 1917;2:117–223.
71. Amend S, Boutsiouki C, Bekes K, Kloukos D, Lygidakis NN, Frankenberger R, et al. Clinical effectiveness of restorative materials for the restoration of carious primary teeth without pulp therapy: a systematic review. *European Archives of Paediatric Dentistry*. 2022 Oct 12;23(5):727–59.

72. Food and Drug Administration. Final rule. Dental Devices: Classification of Dental Amalgam, Reclassification of Dental Mercury, Designation of Special Controls for Dental Amalgam, Mercury, and Amalgam Alloy. 2009 Aug 3;74(148).
73. Nomann NA, Polan MAA, Jan CM, Rashid F, Taleb A. Amalgam and composite restoration in posterior teeth. *Bangladesh Journal of Dental Research & Education*. 2013;3(1):30–5.
74. Feliciya Velardo EH in I and EL. *Mercury Pollution and Its Impact on Human Health: The Minamata Case*. 1st ed. 2019. 13 p.
75. Dayangaç B. *Kompozit rezin restorasyonlar*. 1. 2000.
76. Shen C, Rawls HR, Esquivel-Upshaw JF. *Phillips' Science of Dental Materials E-Book: Phillips' Science of Dental Materials E-Book*. Elsevier Health Sciences; 2021.
77. Shen C, Rawls HR, Esquivel-Upshaw JF. *Phillips' Science of Dental Materials E-Book: Phillips' Science of Dental Materials E-Book*. Elsevier Health Sciences; 2021.
78. Roberson TM HOSE. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry (Karyoloji:Lezyon, Etyoloji, Önleme ve Kontrol)*. Gürkan S YÇF, editor. 2010. 67–134 p.
79. Roberson T.M, Heymann H.O, Swift E.J. *Art and Science of Operative Dentistry*. 5. 2011. 497–526 p.
80. Bayne SC, Heymann HO, Swift EJ. Update on dental composite restorations. *The Journal of the American Dental Association*. 1994 Jun;125(6):687–701.
81. Yap AUJ, Teoh SH. Comparison of flexural properties of composite restoratives using the ISO and mini-flexural tests. *J Oral Rehabil*. 2003 Feb 17;30(2):171–7.
82. Falsafi A, Mitra SB, Oxman JD, Ton TT, Bui HT. Mechanisms of setting reactions and interfacial behavior of a nano-filled resin-modified glass ionomer. *Dental Materials*. 2014 Jun;30(6):632–43.
83. SWIFT EJ. Nanocomposites, *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, . Nanocomposites, *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 17(1):3-4. 2017;17(1):3–4.
84. Sakaguchi RL, Powers JM. *Restorative materials—composites and polymers. Restorative dental materials 13th ed Philadelphia*. 2012;161–90.
85. Kwon T, Bagheri R, Kim YK, Kim K, Burrow MF. Cure mechanisms in materials for use in esthetic dentistry. *J Investig Clin Dent*. 2012;3(1):3–16.
86. Burgess JO, Walker R, Davidson JM. Posterior resin-based composite: review of the literature. *Pediatr Dent*. 2002;24(5):465–79.
87. Ferracane JL. Resin composite—State of the art. *Dental Materials*. 2011 Jan;27(1):29–38.
88. COBB DS, MACGREGOR KM, VARGAS MA, DENEHY GE. The Physical properties of packable and conventional posterior resin-based composites: A comparison. *The Journal of the American Dental Association*. 2000 Nov;131(11):1610–5.
89. Nakano E, de Souza A, Boaro L, Catalani L, Braga R, Gonçalves F. Polymerization Stress and Gap Formation of Self-adhesive, Bulk-fill and Flowable Composite Resins. *Oper Dent*. 2020 Nov 1;45(6):E308–16.
90. North.R.V. *Introduction To Dental Materials*. 4. 2013. 74–90 p.
91. Altun C. Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane Tıp Dergisi*. 2005;47(1):77–8.

92. Spagnuolo G, Annunziata M, Rengo S. Cytotoxicity and oxidative stress caused by dental adhesive systems cured with halogen and LED lights. *Clin Oral Investig.* 2004;8:81–5.
93. Casagrande L, Brayner R, Barata JS, de Araujo FB. Cervical microleakage in composite restorations of primary teeth—in vitro study. *J Dent.* 2005;33(8):627–32.
94. Wilson AD, Kent BE. A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. *Br Dent J.* 1972 Feb 15;132(4):133–5.
95. Pinkham JR CP[...] NA. Restorative Dentistry for the Primary Dentition. In: *Pediatric Dentistry: Infancy Through Adolescence.* 4th ed. 2009. 346–348 p.
96. Mclean JW. Proposed nomenclature for glass-ionomer dental cements and related materials. *Quint Int.* 1994;25:587–9.
97. Krajangta N, Dulsamphan C, Chotitanmapong T. Effects of protective surface coating on fluoride release and Recharge of recent uncoated high-viscosity glass ionomer cement. *Dent J (Basel).* 2022;10(12):233.
98. Banerjee A, Watson TF. *Pickard's guide to minimally invasive operative dentistry.* OUP Oxford; 2015.
99. Tyas MJ. Milestones in adhesion: glass-ionomer cements. *Journal of Adhesive Dentistry.* 2003;5(4).
100. Berg JH, Croll TP. Glass ionomer restorative cement systems: an update. *Pediatr Dent.* 2015;37(2):116–24.
101. Simanlar ÖB. Restoratif diş hekimliğinde maddeler ve uygulamaları. İzmir: Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları. 2004;112–21.
102. Çapan BŞ, Akyüz S. Çocuk Diş Hekimliğinde Fluorid Salınımı Yapan Güncel Restoratif Materyaller. *Clinical and Experimental Health Sciences.* 2016;6(3):129–34.
103. KANIK Ö, TÜRKÜN LŞ. Restoratif Cam iyonomer simanlarda güncel yaklaşımlar. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi.* 2016;37(2):54–65.
104. Sidhu SK. Clinical evaluations of resin-modified glass-ionomer restorations. *Dental Materials.* 2010;26(1):7–12.
105. Papanikolaou F, Hesse D, Manton DJ, Bruers JJ, Garot E, Bonifácio CC. Knowledge and management of molar–incisor hypomineralisation amongst dentists in The Netherlands. *Int J Paediatr Dent.* 2025 Jan 24;35(1):22–32.
106. Sidhu S, Nicholson J. A Review of Glass-Ionomer Cements for Clinical Dentistry. *J Funct Biomater.* 2016 Jun 28;7(3):16.
107. Mitra SB, Kedrowski BL. Long-term mechanical properties of glass ionomers. *Dental Materials.* 1994;10(2):78–82.
108. Berg JH. Glass ionomer cements. *Pediatr Dent.* 2002;24(5):430–8.
109. Davidson CL. Advances in glass-ionomer cements. *Journal of Applied Oral Science.* 2006;14(spe):3–9.
110. Hes KMY, Leung SK, Wei SHY. Resin-ionomer restorative materials for children: A review. *Aust Dent J.* 1999;44(1):1–11.
111. Wiegand A, Buchalla W, Attin T. Review on fluoride-releasing restorative materials—Fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence on caries formation. *Dental Materials.* 2007 Mar;23(3):343–62.
112. Croll TP, Nicholson JW. Glass ionomer cements in pediatric dentistry: review of the literature. *Pediatr Dent.* 2002;24(5):423–9.

113. Attin T, Buchalla W, Kielbassa AM, Hellwig E. Curing shrinkage and volumetric changes of resin-modified glass ionomer restorative materials. *Dental materials*. 1995;11(5–6):359–62.
114. dos Santos MPA, Luiz RR, Maia LC. Randomised trial of resin-based restorations in Class I and Class II beveled preparations in primary molars: 48-month results. *J Dent*. 2010;38(6):451–9.
115. Nicholson JW. Polyacid-modified composite resins (“compomers”) and their use in clinical dentistry. *Dental materials*. 2007;23(5):615–22.
116. Burke FJT, Fleming GJP, Owen FJ, Watson DJ. *Materials for Restoration of Primary Teeth: 2. Glass Ionomer Derivatives and Compomers*. *Dent Update*. 2002 Jan 2;29(1):10–7.
117. Goldstein RE, Chu SJ, Lee EA, Stappert CFJ, Ronald E. *Goldstein’s Esthetics in Dentistry*. John Wiley & Sons; 2018.
118. Attin T, Opatowski A, Meyer C, Zingg-Meyer B, Monting JS. Class II restorations with a polyacid-modified composite resin in primary molars placed in a dental practice: results of a two-year clinical evaluation. *Oper Dent*. 2000;25(4):259–64.
119. 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(2):93–7.
120. Pascon FM, Kantovitz KR, Caldo-Teixeira AS, Borges AFS, Silva TN, Puppini-Rontani RM, et al. Clinical evaluation of composite and compomer restorations in primary teeth: 24-month results. *J Dent*. 2006 Jul;34(6):381–8.
121. Burke FM, Ray NJ, McConnell RJ. Fluoride-containing restorative materials. *Int Dent J*. 2006;56(1):33–43.
122. Eligüzeloğlu E, Üçtaşlı MB, Ömürlü H, Ateşagaoglu A. Farklı tipte adeziv sistemlerin sınıf V kompomer restorasyonların mikrosızıntısı üzerine etkileri. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2006;23(2):71–7.
123. Guggenberger R, May R, Stefan KP. New trends in glass-ionomer chemistry. *Biomaterials*. 1998;19(6):479–83.
124. Basting RT, Serra MC, Rodrigues AL. *In situ* microhardness evaluation of glass-ionomer/composite resin hybrid materials at different post-irradiation times. *J Oral Rehabil*. 2002 Dec 11;29(12):1187–95.
125. Crowley CM, Doyle J, Towler MR, Hill RG, Hampshire S. The influence of capsule geometry and cement formulation on the apparent viscosity of dental cements. *J Dent*. 2006;34(8):566–73.
126. Smales RJ, Yip HK. The atraumatic restorative treatment (ART) approach for primary teeth: review of literature. *Pediatr Dent*. 2000;
127. Guggenberger R, May R, Stefan KP. New trends in glass-ionomer chemistry. *Biomaterials*. 1998 Apr;19(6):479–83.
128. Gurgan S, Kutuk Z, Ergin E, Oztas S, Cakir F. Four-year Randomized Clinical Trial to Evaluate the Clinical Performance of a Glass Ionomer Restorative System. *Oper Dent*. 2015 Mar 1;40(2):134–43.
129. Cost-effective, long-term restorative alternative EQUIA Forte™ HT Comprehensive guide Cost-effective, long-term restorative alternative.
130. IKEMURA K, R. TAY F, ENDO T, H. PASHLEY D. 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.

131. NSW NH. GIOMER- The Intelligent Particle (New Generation Glass Ionomer Cement). *Int J Dent Oral Health*. 2016;2(4).
132. Altan H, Altan A, Arslanoğlu Z. Cam iyonomer siman, türevleri ve cam karbomer siman. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*. 2013;6(4):1319–22.
133. Olegário IC, Hesse D, Mendes FM, Bonifácio CC, Raggio DP. Glass carbomer and compomer for ART restorations: 3-year results of a randomized clinical trial. *Clin Oral Investig*. 2019 Apr 31;23(4):1761–70.
134. Çapan BŞ, Akyüz S. Çocuk Diş Hekimliğinde Fluorid Salınımı Yapan Güncel Restoratif Materyaller. *Clinical and Experimental Health Sciences*. 2016;6(3):129–34.
135. Patel MU. An in vitro Evaluation of Microleakage of Posterior Teeth Restored with Amalgam, Composite and Zirconomer – A Stereomicroscopic Study. *JOURNAL OF CLINICAL AND DIAGNOSTIC RESEARCH*. 2015;
136. Monsarrat P, Garnier S, Vergnes JN, Nasr K, Grosogeat B, Joniot S. Survival of directly placed ormocer-based restorative materials: A systematic review and meta-analysis of clinical trials. *Dental Materials*. 2017 May;33(5):e212–20.
137. Chunawala Y, Shaikh MN, Ershad A, Choubey S, Undre MI, Qureshi S. Evaluation of the Success of Conventional and Biological Restorative Treatment Approaches for Caries in Primary Molars: An In Vivo Study. *Int J Clin Pediatr Dent*. 2023 Sep 11;16(4):591–7.
138. Pinkham JR, Casamassimo PS, Fields Jr HW, Nowak AJ, McTigue DJ. Restorative Dentistry for the Primary Dentition. In: *Pediatric Dentistry: Infancy Through Adolescence*. . 4th ed. 2005. 341–74 p.
139. Amlani D V, Brizuela M. Stainless steel crowns in primary dentition. In: *StatPearls* [Internet]. StatPearls Publishing; 2023.
140. Einwag J, Dünninger P. Stainless steel crown versus multisurface amalgam restorations: an 8-year longitudinal clinical study. *Quintessence Int (Berl)*. 1996;27(5).
141. Seale NS, Randall R. The use of stainless steel crowns: a systematic literature review. *Pediatr Dent*. 2015;37(2):145–60.
142. Geduk N, Ozdemir M, Erbas Unverdi G, Ballikaya E, Cehreli ZC. Clinical and radiographic performance of preformed zirconia crowns and stainless-steel crowns in permanent first molars: 18-month results of a prospective, randomized trial. *BMC Oral Health*. 2023 Nov 3;23(1):828.
143. Babaji P, Patel J, Ks P, Bansal A. Different crowns used in pediatric dentistry. *Crowns in Pediatric Dentistry first th ed New Delhi, India: Jaypee Brothers Medical Publishers*. 2015;21–123.
144. Rocha MCM, Inácio GC, Taira TM, Delgado RZR, Maciel SM, Frítola M. Zirconia crowns as an esthetic alternative for oral rehabilitation in pediatric dentistry: a review. *Pediatric Dental Journal*. 2021;31(3):224–34.
145. de Moraes Palma FA, Góis IL, Tavares CES, Teixeira LGV, Silva TMR, Martim L. Indication And Use Of Zirconia Crowns On Decidual Teeth.
146. Kupietzky A. Bonded resin composite strip crowns for primary incisors: clinical tips for a successful outcome. *Pediatr Dent*. 2002;24(2):145–8.
147. Ram D, Peretz B. Composite crown-form crowns for severely decayed primary molars: a technique for restoring function and esthetics. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. 2000;24(4):257–60.

148. Jeong M ae, Kim A hyeon, Shim Y soo, An S youn. Restoration of Strip Crown with a Resin-Bonded Composite Cement in Early Childhood Caries. *Case Rep Dent.* 2013;2013:1–6.
149. Easwaran HN, Swaminathan K, Haridoss S, Muthu MS, Jayakumar P. Comparison of conventional preparation with modified access preparation on fracture resistance of primary molars-A finite element analysis. *J Oral Biol Craniofac Res.* 2023;13(6):663–70.
150. Bakke M, Holm B, Jensen BL, Michler L, Møller E. Unilateral, isometric bite force in 8-68-year-old women and men related to occlusal factors. *Eur J Oral Sci.* 1990;98(2):149–58.
151. Jayakumar P, FelsyPremila G, Muthu MS, Kirubakaran R, Panchanadikar N, Al-Qassar SS. Bite force of children and adolescents: a systematic review and meta-analysis. *J Clin Pediatr Dent.* 2023;47(3):39–53.
152. Palinkas M, Nassar MSP, Cecilio FA, Siéssere S, Semprini M, Machado-de-Sousa JP, et al. Age and gender influence on maximal bite force and masticatory muscles thickness. *Arch Oral Biol.* 2010;55(10):797–802.
153. Owais AI, Shaweesh M, Abu Alhaija ESJ. Maximum occusal bite force for children in different dentition stages. *The European Journal of Orthodontics.* 2013;35(4):427–33.
154. Mountain G, Wood D, Toumba J. Bite force measurement in children with primary dentition. *Int J Paediatr Dent.* 2011 Mar 20;21(2):112–8.
155. Abu-Alhaija E, Owais AI, Obaid H. Maximum occlusal bite force in pre-school children with different occlusal patterns. *J Clin Exp Dent.* 2018;10(11):e1063.
156. Alshammari A, Almotairy N, Kumar A, Grigoriadis A. Effect of malocclusion on jaw motor function and chewing in children: a systematic review. *Clin Oral Investig.* 2022;26(3):2335–51.
157. Goddard RJ, Krijnen WP, Roelfsema V, Waninge A, Driessen JMM. The prevalence of bruxism in children with profound intellectual and multiple disabilities; a systematic review and meta-analysis. *Brain Disord.* 2024 Sep;15:100131.
158. Todic J, Mitic A, Lazic D, Radosavljevic R, Staletovic M. Effects of bruxism on the maximum bite force. *Vojnosanit Pregl.* 2017;74(2):138–44.
159. Hatch JP, Shinkai RSA, Sakai S, Rugh JD, Paunovich ED. Determinants of masticatory performance in dentate adults. *Arch Oral Biol.* 2001;46(7):641–8.
160. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig’s Restorative Dental Materials-E-Book: Craig’s Restorative Dental Materials-E-Book.* 11. Elsevier Health Sciences; 2011. 238–292 p.
161. Sonugelen M, Artunç C. Ağız protezleri ve biyomekanik. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları.* 2002;(17):1–11.
162. Geng JP, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001 Jun;85(6):585–98.
163. Rocha EP, Anchieta RB, Freitas-Junior AC, de Almeida EO, Cattaneo PM, Ko CC. Mechanical behavior of ceramic veneer in zirconia-based restorations: a 3-dimensional finite element analysis using microcomputed tomography data. *J Prosthet Dent.* 2011;105(1):14–20.
164. Akbaş M, Akbulut MB, Belli S. Sonlu Elemanlar Stres Analizi ve Endodontide Kullanımı. *European Journal of Research in Dentistry.* 2021;5(2):99–108.
165. Sung SJ, Baik HS, Moon YS, Yu HS, Cho YS. A comparative evaluation of different compensating curves in the lingual and labial techniques using 3D

- FEM. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics. 2003;123(4):441–50.
166. Ulusoy M, AK A. Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara. 2003;
 167. Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. Dental Materials. 2007 May;23(5):539–48.
 168. Reddy Ms, Sundram R, Eid Abdemagyd H. Application of finite element model in implant dentistry: A systematic review. J Pharm Bioallied Sci. 2019;11(6):85.
 169. Geng JP, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent. 2001;85(6):585–98.
 170. Küçükkurt S. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi Ve Dental İmplantoloji Alanında Yapılan Araştırmalar. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2019;29(4):701–10.
 171. Taşkınsel E, Gümüş H. Sonlu elemanlar stres analizi ve restoratif diş hekimliğinde kullanımı. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2014;24(Supplement 8):131–5.
 172. Yue X, WANG L, WANG R, ZHOU F. Finite element analysis on strains of viscoelastic human skull and duramater. Finite Element Analysis. 2010;
 173. Akça K, Çehreli MC, İplikçioğlu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. International Journal of Prosthodontics. 2002;15(2).
 174. Moaveni S. Finite element analysis theory and application with ANSYS, 3/e. Pearson Education India; 2011.
 175. Fallahinejad Ghajari M, Ghasemi A, Moradi AY, Sanjari K. Fracture resistance of pulpotomized and composite-restored primary molars: Incremental versus bulk-fill techniques [Internet]. Vol. 412, Dental Research Journal. 2020. Available from: www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/journals/1480
 176. Ausiello P, Ciaramella S, De Benedictis A, Lanzotti A, Tribst JPM, Watts DC. The use of different adhesive filling material and mass combinations to restore class II cavities under loading and shrinkage effects: a 3D-FEA. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2021;24(5):485–95.
 177. Kirzioglu Z, Ceyhan D, Sengul F, Altun AC. Three-dimensional finite element analysis of the composite and compomer onlays in primary molars. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2019;
 178. Imanishi A, Nakamura T, Ohyama T, Nakamura T. 3-D Finite element analysis of all-ceramic posterior crowns. J Oral Rehabil. 2003;30(8):818–22.
 179. Prabhakar AR, Yavagal CM, Chakraborty A, Sugandhan S. Finite element stress analysis of stainless steel crowns. Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry. 2015;33(3):183–91.
 180. Kamegai T, Tatsuki T, Nagano H, Mitsunashi H, Kumeta J, Tatsuki Y, et al. A determination of bite force in northern Japanese children. The European Journal of Orthodontics. 2005;27(1):53–7.
 181. Ha SR. Biomechanical three-dimensional finite element analysis of monolithic zirconia crown with different cement type. J Adv Prosthodont. 2015;7(6):475.
 182. Ha SR, Kim SH, Han JS, Yoo SH, Jeong SC, Lee JB, et al. The influence of various core designs on stress distribution in the veneered zirconia crown: a finite element analysis study. J Adv Prosthodont. 2013;5(2):187.

183. Gaintantzopoulou MD, Gopinath VK, Zinelis S. Evaluation of cavity wall adaptation of bulk esthetic materials to restore class II cavities in primary molars. *Clin Oral Investig*. 2017;21(4):1063–70.
184. Alp Ş, Gulec Alagoz L, Ulusoy N. Effect of Direct and Indirect Materials on Stress Distribution in Class II MOD Restorations: A 3D-Finite Element Analysis Study. *Biomed Res Int*. 2020 Jan 15;2020(1).
185. Gao SS. The longevity of posterior restorations in primary teeth. *Evid Based Dent*. 2018;19(2):44.
186. Yeo HW, Loo MY, Alkhabaz M, Li KC, Choi JJE, Barazanchi A. Bulk-fill direct restorative materials: An in vitro assessment of their physio-mechanical properties. *Oral*. 2021;1(2):75–87.
187. Gindri LD, Cassol IP, Fröhlich TT, Rocha R de O. One-year clinical evaluation of class II bulk-fill restorations in primary molars: a randomized clinical trial. *Braz Dent J*. 2022 Dec;33(6):110–20.
188. Sabbagh J, El Masri L, Fahd JC, Nahas P. A three-year randomized clinical trial evaluating direct posterior composite restorations placed with three self-etch adhesives. *Biomater Investig Dent*. 2021 Jan 1;8(1):92–103.
189. Dentistry AA of P. Pediatric restorative dentistry. The reference manual of pediatric dentistry. 2020;2021:371–83.
190. Andaş K, Knorst JK, Bonifácio CC, Kleverlaan CJ, Hesse D. Compomers for the restorative treatment of dental caries in primary teeth: An umbrella review. *J Dent*. 2023 Nov;138:104696.
191. Oleniacz-Trawińska M, Kotela A, Kensy J, Kiryk S, Dobrzyński W, Kiryk J, et al. Evaluation of Factors Affecting Fluoride Release from Compomer Restorative Materials: A Systematic Review. *Materials*. 2025 Apr 2;18(7):1627.
192. Dasgupta S, Saraswathi Mv, Somayaji K, Pentapati K, Shetty P. Comparative evaluation of fluoride release and recharge potential of novel and traditional fluoride-releasing restorative materials: An in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry*. 2018;21(6):622.
193. Wafaie RA, Ibrahim Ali A, El-Negoly SAE, Mahmoud SH. Five-year randomized clinical trial to evaluate the clinical performance of high-viscosity glass ionomer restorative systems in small class II restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2023 Apr 23;35(3):538–55.
194. Gujjarlapudi MC, Nunna NV, Manne SD, Sarikonda VR, Madineni PK, Meruva RNR. Predicting peri-implant stresses around titanium and zirconium dental implants—A finite element analysis. *The journal of indian prosthodontic society*. 2013;13(3):196–204.
195. Ramoğlu S, Ozan O. Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2014;24(3).
196. Sulwinski R, Johnston R. Methodology for Validation of Finite Element Analysis Utilizing Strain Gauge Measurements. In: *Verification and Validation*. American Society of Mechanical Engineers; 2023. p. V001T03A002.
197. Herráez-Galindo C, Torres-Lagares D, Martínez-González ÁJ, Pérez-Velasco A, Torres-Carranza E, Serrera-Figallo MA, et al. A Comparison of Photoelastic and Finite Elements Analysis in Internal Connection and Bone Level Dental Implants. *Metals (Basel)*. 2020 May 18;10(5):648.
198. Assunção WG, Barão VAR, Tabata LF, Gomes ÉA, Delben JA, dos Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *Journal of Craniofacial Surgery*. 2009;20(4):1173–7.

199. 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 (Rome)*. 2012;5(1):11.
200. Trivedi S. Finite element analysis: A boon to dentistry. *J Oral Biol Craniofac Res*. 2014 Sep;4(3):200–3.
201. Lagravère M. Finite element analysis: Is it justifiable? *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2021 Mar;159(3):255–6.
202. Yüzbaşıoğlu HE. İmplantüstü sabit bölümlü protezlerde kullanılan seramik implant dayanaklarının sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi. 2006;
203. Romeed SA, Fok SL, Wilson NHF. A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. *J Oral Rehabil*. 2006;33(3):209–15.
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(4):499–507.
205. Prabhakar A, Chakraborty A, Nadig B, Yavagal C. Finite element stress analysis of restored primary teeth: A comparative evaluation between stainless steel crowns and preformed zirconia crowns. *International Journal of Oral Health Sciences*. 2017;7(1):10.
206. 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 Investig*. 2014;18:369–75.
207. 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. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2013;28(3).
208. Ereifej N, Rodrigues FP, Silikas N, Watts DC. Experimental and FE shear-bonding strength at core/veneer interfaces in bilayered ceramics. *dentel materials*. 2011;27(6):590–7.
209. Hiraishi N, Yiu CKY, 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.
210. Dejak B, Młotkowski A, Romanowicz M. Finite element analysis of stresses in molars during clenching and mastication. *J Prosthet Dent*. 2003;90(6):591–7.
211. Asmussen E, Peutzfeldt A. Class I and Class II restorations of resin composite: an FE analysis of the influence of modulus of elasticity on stresses generated by occlusal loading. *Dental Materials*. 2008;24(5):600–5.
212. Karabudak F, Zamanlou H, Yeşildal R, Bayındır F, Şen S. Düz ve açılı abutmentlere sahip titanyum ve zirkonyum dental implantların gerilme analizlerinin karşılaştırılması. *Mühendislik ve Makina*. 2014;55(652):34–42.
213. Guler MS. Low and high viscosity bulk-fill composite resins stress distribution in primary molar tooth inlay cavity. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2024 Feb 17;27(3):411–8.
214. Guler MS. The stress distribution of different types of restorative materials in primary molar. *Open Chem*. 2022 Dec 3;20(1):1451–7.
215. Bulaqi HA, Mashhadi MM, Safari H, Samandari MM, 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;113(6):548–57.

216. Mutlu İ, Özkan A, Kişioğlu Y. Sonlu Elemanlar Tabanlı Analiz İçin Biyomekanik Model Oluşturma Teknikleri. 5. Uluslararası İleri Teknolojiler Sempozyumu (Iats' 09). 2009;13–5.
217. Petrescu SMS, Țuculină MJ, Popa DL, Duță A, Sălan AI, Voinea Georgescu R, et al. Modeling and Simulating an Orthodontic System Using Virtual Methods. *Diagnostics*. 2022 May 23;12(5):1296.
218. Abad-Coronel C, Pazán DP, Hidalgo L, Larriva Loyola J. Comparative Analysis between 3D-Printed Models Designed with Generic and Dental-Specific Software. *Dent J (Basel)*. 2023 Sep 14;11(9):216.
219. Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D. Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. *International journal of oral & maxillofacial implants*. 1991;6(4).
220. Hong MH, Choi H. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Stress Distribution in Dental Implant Prosthesis and Surrounding Bone Using PEEK Abutments. *Biomimetics*. 2024 Aug 3;9(8):472.
221. 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.
222. Rentes AM, Gavião MBD, Amaral JR. Bite force determination in children with primary dentition. *J Oral Rehabil*. 2002;29(12):1174–80.
223. Castelo PM, Pereira LJ, Bonjardim LR, Gavião MBD. Changes in bite force, masticatory muscle thickness, and facial morphology between primary and mixed dentition in preschool children with normal occlusion. *Annals of Anatomy - Anatomischer Anzeiger*. 2010 Feb;192(1):23–6.
224. Kamegai T, Tatsuki T, Nagano H, Mitsushashi H, Kumeta J, Tatsuki Y, et al. A determination of bite force in northern Japanese children. *The European Journal of Orthodontics*. 2005;27(1):53–7.
225. Röhrle O, Saini H, Ackland DC. Occlusal loading during biting from an experimental and simulation point of view. *Dental Materials*. 2018 Jan;34(1):58–68.
226. Lath T, Rathi N, Mehta V, Mopagar VP. Evaluation of stress generation in core build up-material of mutilated primary teeth: a comparative finite element analysis between BioFlx, stainless steel and zirconia crowns. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. 2024;48(6):117.
227. Patil AT, Surath S, Sandhyarani B, Nikam PP, Kulkarni TR, Pursnani V. A Study on Stress Distribution of Different Preformed Crowns in Deciduous Mandibular Second Molar Using Finite Element Analysis. *J Coast Life Med*. 2023;11(1):2289–300.
228. Karibe H, Goddard G, Gear RW. Sex differences in masticatory muscle pain after chewing. *J Dent Res*. 2003;82(2):112–6.
229. Buzaribah KS, Huew R, Mansur EK, Elsheibani SB. Prevalence and pattern of dental caries in primary molars among Libyan school children in Benghazi. *International Journal of Applied Dental Sciences*. 2022 Apr 1;8(2):593–7.
230. Soares CJ, Pizi ECG, Fonseca RB, Martins LRM. Influence of root embedment material and periodontal ligament simulation on fracture resistance tests. *Braz Oral Res*. 2005 Mar;19(1):11–6.

231. Sakaguchi RL, Brust EW, Cross M, DeLong R, Douglas WH. Independent movement of cusps during occlusal loading. *Dental Materials*. 1991 Jul;7(3):186–90.
232. Yaman SD, Şahin M, Aydın C. Finite element analysis of strength characteristics of various resin based restorative materials in Class V cavities. *J Oral Rehabil*. 2003;30(6):630–41.
233. Magne P, Belser UC. Rationalization of shape and related stress distribution in posterior teeth: a finite element study using nonlinear contact analysis. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*. 2002;22(5):425–34.
234. Abuarqoub O, Whba A, Metwally KG, Elkalla IH. Stress Distribution in Restored Primary Molar Using Finite Element Analysis. 2022.
235. Jakupović S, Šehić A, Julardžija F, Gavranović-Glamoč A, Sofić A, Bajsman A, et al. The Influence of Different Occlusal Loading on Six Restorative Materials for Restoration of Abfraction Lesions—Finite Element Analysis. *Eur J Dent*. 2022 Oct 13;16(04):886–94.
236. Slavicek G. Human mastication. *Int J Stomatol Occlusion Med*. 2010 Mar 23;3(1):29–41.
237. Liu B, Lu C, Wu Y, Zhang X, Arola D, Zhang D. The Effects of Adhesive Type and Thickness on Stress Distribution in Molars Restored with All-Ceramic Crowns. *Journal of Prosthodontics*. 2011 Jan;20(1):35–44.
238. Gönder HY, Mohammadi R, Harmankaya A, Yüksel İB, Fidancıoğlu YD, Karabekiroğlu S. Teeth Restored with Bulk-Fill Composites and Conventional Resin Composites; Investigation of Stress Distribution and Fracture Lifespan on Enamel, Dentin, and Restorative Materials via Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Polymers (Basel)*. 2023 Mar 25;15(7):1637.
239. Maaly T, El Sayed S. Evaluation of Flexural and Compressive Strength for A Bioactive Restorative Material, Nanocomposite and Resin Modified Glass Ionomer: A Comparative Study. *Egypt Dent J*. 2019 Oct 1;65(4):3637–41.
240. Chun KJ, Lee JY. Comparative study of mechanical properties of dental restorative materials and dental hard tissues in compressive loads. *J Dent Biomech*. 2014 Oct 14;5(0).
241. Ausiello P, Rengo S, Davidson CL, Watts DC. Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite Class II inlay restorations: a 3D-FEA study. *Dental Materials*. 2004 Nov;20(9):862–72.
242. Dasgupta S, Saraswathi Mv, Somayaji K, Pentapati K, Shetty P. Comparative evaluation of fluoride release and recharge potential of novel and traditional fluoride-releasing restorative materials: An in vitro study. *Journal of Conservative Dentistry*. 2018;21(6):622.
243. Evaluation of nanohardness, elastic modulus, and surface roughness of fluoride-releasing tooth colored restorative materials. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*. 2024;48(5):131.
244. Poornima P, Koley P, Kenchappa M, Nagaveni N, Bharath K, Neena I. Comparative evaluation of compressive strength and surface microhardness of EQUIA Forte, resin-modified glass-ionomer cement with conventional glass-ionomer cement. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*. 2019;37(3):265.

245. Czarnecka B, Deręowska-Nosowicz P, Limanowska-Shaw H, Nicholson JW. Shear bond strengths of glass-ionomer cements to sound and to prepared carious dentine. *J Mater Sci Mater Med*. 2007 May 4;18(5):845–9.
246. di Lauro AE, Ciaramella S, Tribst JPM, Aliberti A, Ausiello P. Comparison of Bulk Polymeric Resin Composite and Hybrid Glass Ionomer Cement in Adhesive Class I Dental Restorations: A 3D Finite Element Analysis. *Polymers (Basel)*. 2024 Sep 5;16(17):2525.
247. ANATAVARA S, SITTHISERIPRATIP K, SENAWONGSE P. Stress relieving behaviour of flowable composite liners: A finite element analysis. *Dent Mater J*. 2016;35(3):369–78.
248. Fidancıoğlu YD, Alkurt Kaplan S, Mohammadi R, Gönder HY. Three-Dimensional Finite Element Analysis (FEM) of Tooth Stress: The Impact of Cavity Design and Restorative Materials. *Applied Sciences*. 2025 Sep 3;15(17):9677.
249. Oulderyou A, Mehboob H, Mehboob A, Merdji A, Aminallah L, Mukdadi OM, et al. Biomechanical performance of resin composite on dental tissue restoration: A finite element analysis. *PLoS One*. 2023 Dec 21;18(12):e0295582.
250. Gomes de Carvalho AB, de Andrade GS, Mendes Tribst JP, Grassi EDA, Ausiello P, Saavedra G de SFA, et al. Mechanical Behavior of Different Restorative Materials and Onlay Preparation Designs in Endodontically Treated Molars. *Materials*. 2021 Apr 12;14(8):1923.
251. Haridoss S, R MR, K A, E V, Swaminathan K. Quantitative assessment of pericervical dentin in mandibular second primary molars through stress distribution analysis: A finite element study. *J Oral Biol Craniofac Res*. 2025 May;15(3):478–83.
252. Dentistry AA of P. Pulp therapy for primary and immature permanent teeth. *The Reference Manual of Pediatric Dentistry Chicago, Ill: American Academy of Pediatric Dentistry*. 2021;399407.
253. Guelmann M, McIlwain MF, Primosch RE. Radiographic assessment of primary molar pulpotomies restored with resin-based materials. *Pediatr Dent*. 2005;27(1):24–7.
254. Gupta S, Khanduja R, Agrawal R, Singhal M, Kaushik M. Clinical Evaluation of Stainless Steel Crown versus Zirconia Crown in Primary Molars: An In Vivo Study. *Int J Clin Pediatr Dent*. 2022 Apr 13;15(1):15–9.

8. EKLER

EK 1. Etik Onay Formu

SAYI:2024-13
KONU: Etik Kurul Kararı



T.C.
İSTANBUL SAĞLIK VE TEKNOLOJİ ÜNİVERSİTESİ
BİLİMSEL ARAŞTIRMA VE YAYIN ETİĞİ KURULU

02.02.2024

Sayın Seda YALVAÇ

İstanbul Sağlık ve Teknoloji Üniversitesi Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Kuruluna yapmış olduğunuz başvurunuz incelenmiş olup, tez danışmanınız Prof. Dr. Buğra ÖZEN ile çalışmayı planladığınız “*Süt Dişlerinde Kullanılan restoratif Materyallerden Geleneksel Kompozit, Yükek viskoziteli camionomer siman ve Kompomerin Sonlu Elemanlar Stres Analizi Kullanılarak Karşılaştırmalı Değerlendirilmesi*” isimli konunuz kurulumuzun 22.01.2024 tarihli 2024/02 sayılı toplantısında görüşülmüş olup 2024/02-03 karar numarası ile etik yönden uygun bulunmuştur.

Bilgilerinize arz ederim.

Prof. Dr. Mehmet Baybora KAYAHAN
Bilimsel Araştırmalar ve Yayın Etiği Kurulu Başkanı

ÖZGEÇMİŞ

1. **Adı Soyadı:** Seda Yalvaç

2. **D0ğum yeri:**

3. **Alınan Eđitimler:**

Eđitimler	Alan	Üniversite	Yıl
Lisans	Diş Hekimliği	Ege Üniversitesi	1992
Yüksek Lisans	Diş Hekimliği	Ege Üniversitesi	1992
Yüksek Lisans	Hastane Yönetimi	Beykent Üniversitesi	2013

4. **Görev yapılan kurumlar:**

Avcılar Sağlık Eğitim Merkezi

Dr. Sadi Konuk Eğitim ve Araştırma Hastanesi

Bahçelievler Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi