

T.C.

NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**SINIF 2 MOD KAVİTELERDE FİBER DESTEKLİ VE BULK FİLL  
KOMPOZİT RESTORASYONLARIN STRES DAĞILIMLARININ  
KARŞILAŞTIRILMASI**

Arş. Gör. Dt. Sinem ALKURT KAPLAN

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Doç. Dr. Hakan Yasin GÖNDER

KONYA, 2025

T.C.

NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**SINIF 2 MOD KAVİTELERDE FİBER DESTEKLİ VE BULK FILL  
KOMPOZİT RESTORASYONLARIN STRES DAĞILIMLARININ  
KARŞILAŞTIRILMASI**

Arş. Gör. Dt. Sinem ALKURT KAPLAN

DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Doç. Dr. Hakan Yasin GÖNDER

KONYA, 2025

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimimin ilk gününden beri bana yol gösteren, yardımlarını ve bilgilerini paylaşmayı esirgemeyen, uzmanlık alanımı bana sevdiren, bana yalnızca hocalık değil aynı zamanda abilik de yapan çok değerli danışman hocam Doç. Dr. Hakan Yasin GÖNDER'e,

Uzmanlık eğitimim boyunca desteklerini ve yardımlarını esirgemeyen değerli hocalarım Prof. Dr. Said KARABEKİROĞLU'na, Doç. Dr. Makbule Tuğba TUNÇDEMİR'e ve Dr. Öğr. Üyesi Zeynep DERELİ'ye.

Bilgi birikimiyle beni her zaman şaşırtan hem meslektaş hem dost olarak her zaman yanımda olan Mustafa DEMİRTAŞ'a, onsuz tez sürecimin asla geçmeyeceği, her zaman yanımda olan Cemile Nur YILDIRIM'a ve uzmanlık hayatımı ilk gününden beri renklendiren Ayyüce Nur TEZCAN'a,

Onlar olmadan bu günlere gelemeyeceğim, eğitim hayatımın ilk gününden beri kahrımı çeken, hayatımda her zaman arkamda duran, varlıklarıyla her zaman güç veren çok kıymetli annem ve babam Aylin ve Akıncı ALKURT'a,

Her zaman yanımda duran, ne olursa olsun yardımına koşan, rol modelim canım ablam Gizem ALKURT'a,

Diş hekimliğine beraber başladığım, beraber büyüdüğüm, bu günlere gelmemde en büyük payı olan, önce prelinik sonra hayat arkadaşım olan, hayatıma girdiği günden beri her günümü güzelleştiren, en büyük destekçim çok değerli eşim Ali KAPLAN'a,

*Sonsuz teşekkürlerimi sunarım*

## İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	ii
TEZ ONAY SAYFASI .....	v
THESIS CONFIRMATION PAGE .....	vi
BİLİMSEL ETİK BEYANNAMESİ.....	vii
TABLolar DİZİNİ.....	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ .....	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	x
ÖZET .....	xi
ABSTRACT .....	xii
<b>1. GİRİŞ VE AMAÇ .....</b>	<b>1</b>
<b>2. GENEL BİLGİLER .....</b>	<b>3</b>
2.1. Diş Çürüğü .....	3
2.1.1. Aproximal çürükler .....	3
2.2. Kompozit Resinler .....	5
2.2.1. Kompozit Resinlerin Yapısı .....	5
2.2.2. Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması .....	6
2.2.2.1. İnorganik Doldurucuların Büyüklüğü ve Yüzdelerine Göre Kompozit Resinler .....	7
2.2.2.2. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Resinler.....	8
2.2.2.3. Viskozitesine Göre Kompozit Resinler.....	9
2.2.3. Güncel Kompozit Resinler.....	9
2.2.3.1. Ormoserler.....	9
2.2.3.2. Giomerler .....	10
2.2.3.3. Siloranlar .....	10
2.2.3.4. İyon salabilen/ antibakteriyel kompozit resinler .....	10
2.2.4. Bulk Fill Kompozit Resinler .....	10
2.2.5. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Resinler .....	12
2.2.5.1. Diş hekimliğinde kullanılan fiberlerin tipleri.....	13
2.2.5.2. FGKR'lerin mekanik ve fiziksel özelliklerini etkileyen faktörler .....	17
2.2.5.3. Kısa fiber takviyeli kompozit resinler.....	18
2.2.5.4. FGKR'lerin posterior restorasyonlardaki avantajları ve dezavantajları.....	19
2.3. Sonlu Elemanlar Analizi.....	20
2.3.1. Sonlu Elemanlar Analizindeki Temel Mekanik Kavramlar .....	21
2.3.2. Sonlu Elemanlar Analizinin Aşamaları .....	22

<b>3. MATERYAL VE METOT .....</b>	<b>23</b>
<b>4. BULGULAR .....</b>	<b>29</b>
4.1. Mandibular 1. Premolar Diş Modeline Ait Bulgular .....	29
4.2. Mandibular 2. Premolar Diş Modeline Ait Bulgular .....	35
4.3. Maksiller 1. Premolar Diş Modeline Ait Bulgular .....	41
4.4. Maksiller 2. Premolar Diş Modeline Ait Bulgular .....	46
<b>5. TARTIŞMA.....</b>	<b>52</b>
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....</b>	<b>58</b>
<b>7. KAYNAKLAR.....</b>	<b>61</b>
<b>8. EKLER.....</b>	<b>66</b>
EK-1: Etik Kurulu Kararı .....	66
EK-2: Benzerlik Raporu .....	67

## TEZ ONAY SAYFASI

Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık Öğrencisi Sinem Alkurt Kaplan'ın "Sınıf 2 Mod Kavitelerde Fiber Destekli ve Bulk Fill Kompozit Restorasyonların Stres Dağılımlarının Karşılaştırılması" başlıklı tezi tarafımızca incelenmiş; amaç, kapsam ve kalite yönünden Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Konya, TÜRKİYE / Şubat 2025

Tez Danışmanı Doç. Dr. Hakan Yasin Gönder

Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

İmzası

Jüri Üyesi Prof. Dr. Nimet Ünlü

Selçuk Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

İmzası

Jüri Üyesi Prof. Dr. Said Karabekiroğlu

Necmettin Erbakan Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

İmzası

Jüri Üyesi Doç. Dr. Hakan Yasin Gönder

Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

İmzası

Yukarıdaki tez Necmettin Erbakan Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığı tarafından .....

tarihinde onaylanmıştır.

Prof. Dr. Ali Rıza Tunçdemir

Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

İmzası

## THESIS CONFIRMATION PAGE

Necmettin Erbakan University Faculty of Dentistry Department of Restorative Dentistry Specialist Student Sinem Alkurt Kaplan's thesis titled " Comparison of Stress Distributions in Class 2 Mod Cavities Restored with Fiber-Reinforced and Bulk-Fill Composite Resins " was examined by us; It has been accepted as a Specialization Thesis in Dentistry in terms of purpose, scope and quality.

Konya, TURKEY / February 2025

Thesis Advisor Doc. Dr. Hakan Yasin Gönder  
Necmettin Erbakan University Faculty of Dentistry  
Signature

Jury Member Prof. Dr. Nimet nl  
Selçuk University  
Faculty of Dentistry  
Signature

Jury Member Prof. Dr. Said Karabekiroğlu  
Necmettin Erbakan University  
Faculty of Dentistry  
Signature

Jury Member Doc. Dr. Hakan Yasin Gönder  
Necmettin Erbakan University Faculty of Dentistry  
Signature

The above thesis was approved by the Deanship of Necmettin Erbakan University Faculty of  
Dentistry on .....

Prof. Dr. Ali Rıza Tunçdemir  
Dean of Necmettin Erbakan University Faculty of Dentistry  
Signature

## **BİLİMSEL ETİK BEYANNAMESİ**

Bu tezin tamamının kendi çalışmam olduğunu, planlanmasından yazımına kadar tüm aşamalarında bilimsel etiğe ve akademik kurallara özenle riayet edildiğini, tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, ayrıca tez hazırlama kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda bilimsel kurallara uygun olarak atıf yapıldığını ve bu kaynakların kaynaklar listesine eklendiğini beyan ederim.

Şubat 2025

Sinem ALKURT KAPLAN

İmza

## TABLolar DİZİNİ

<b>Tablo 1.</b> Kullanılan diş dokularının ve materyallerin Young modülleri ve Poisson oranları..	28
<b>Tablo 2.</b> Diş modellerine ait toplam node ve element sayıları .....	28
<b>Tablo 3.</b> Mandibular 1.premolar diş modeline ait diş dokularında ve nanohibrit ve bulk fill kompozit restorasyonlarda oluşan stres değerleri .....	29
<b>Tablo 4.</b> Mandibular 1.premolar diş modeline ait diş dokularında ve FGKR kullanılan restorasyonlarda oluşan stres değerleri.....	29
<b>Tablo 5.</b> Mandibular 2. premolar diş modeline ait diş dokularında ve nanohibrit ve bulk fill kompozit restorasyonlarda oluşan stres değerleri .....	35
<b>Tablo 6.</b> Mandibular 2. premolar diş modeline ait diş dokularında ve FGKR kullanılan restorasyonlarda oluşan stres değerleri.....	35
<b>Tablo 7.</b> Maksiller 1. premolar diş modeline ait diş dokularında ve nanohibrit ve bulk fill kompozit restorasyonlarda oluşan stres değerleri .....	41
<b>Tablo 9.</b> Maksiller 2. premolar diş modeline ait diş dokularında ve nanohibrit ve bulk fill kompozit restorasyonlarda oluşan stres değerleri .....	46

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Karbon fiber .....	14
Şekil 2. Aramit fiber.....	14
Şekil 3. Örgü yapıda polietilen fiber .....	16
Şekil 4. Tek yönlü cam fiber .....	17
Şekil 5. Solidworks programında oluşturulan mandibular 1. premolar diş modeli .....	25
Şekil 6. Solidworks programında oluşturulan mandibular 2. premolar diş modeli .....	26
Şekil 7. Solidworks programında oluşturulan maksiller 1. premolar diş modeli.....	26
Şekil 8. Solidworks programında oluşturulan maksiller 2. premolar diş modeli.....	27
Şekil 9. Nanohibrit kompozit rezin kullanılan mandibular 1. premolar dişe ait stres dağılım bölgeleri.....	31
Şekil 10. Bulk fill kompozit rezin kullanılan mandibular 1. premolar dişe ait stres dağılım bölgeleri.....	32
Şekil 11. Fiberle güçlendirilmiş akışkan kompozit rezin kullanılan mandibular 1. premolar dişe ait stres dağılım bölgeleri.....	33
Şekil 12. Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin kullanılan mandibular 1.premolar dişe ait stres dağılım bölgeleri .....	34
Şekil 13. Nanohibrit kompozit rezin kullanılan mandibular 2. premolar dişe ait stres dağılım bölgeleri.....	37
Şekil 14. Bulk fill kompozit rezin kullanılan mandibular 2. premolar dişe ait stres dağılım bölgeleri.....	38
Şekil 15. Fiberle güçlendirilmiş akışkan kompozit rezin kullanılan mandibular 2. premolar dişe ait stres dağılım bölgeleri.....	39
Şekil 16. Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin kullanılan mandibular 2.premolar dişe ait stres dağılım bölgeleri .....	40
Şekil 17. Nanohibrit kompozit rezin kullanılan maksiller 1. premolar dişe ait stres dağılım bölgeleri.....	42
Şekil 18. Bulk fill kompozit rezin kullanılan maksiller 1. premolar dişe ait stres dağılım bölgeleri.....	43
Şekil 19. Fiberle güçlendirilmiş akışkan kompozit rezin kullanılan maksiller 1. premolar dişe ait stres dağılım bölgeleri.....	44
Şekil 20. Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin kullanılan maksiller 1. premolar dişe ait stres dağılım bölgeleri .....	45
Şekil 21. Nanohibrit kompozit rezin kullanılan maksiller 2. premolar dişe ait stres dağılım bölgeleri.....	48
Şekil 22. Bulk fill kompozit rezin kullanılan maksiller 2. premolar dişe ait stres dağılım bölgeleri.....	49
Şekil 23. Fiberle güçlendirilmiş akışkan kompozit rezin kullanılan maksiller 2. premolar dişe ait stres dağılım bölgeleri.....	50
Şekil 24. Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin kullanılan maksiller 2. premolar dişe ait stres dağılım bölgeleri .....	51

## **SİMGELER VE KISALTMALAR**

### **SİMGELER**

µm	Mikron
%	Yüzde
nm	Nanometre
mm	Milimetre
N	Newton
Pa	Pascal
cm	Santimetre
KVp	Kilovoltage
mA	Miliamper
MPa	Megapascal

### **KISALTMALAR**

Bis- GMA	Bisfenol A glisidil metakrilat
UDMA	Üretan dimetakrilat
TEGDMA	Trietilen glikol dimetakrilat
Bis-EMA	Etoksi bisfenol A dimetakrilat
D3MA	Dekanediyol dimetakrilat
PMMA	Polimetil metakrilat
FGKR	Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin
SEA	Sonlu elemanlar analizi
CBCT	Konik ışıklı bilgisayarlı tomografi
STL	Standard triangle language
STP	Standard for the exchange of product data
FE	Sonlu elemanlar
FEA	Sonlu elemanlar analizi
pH	Power of hydrogen

# ÖZET

T.C.

Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Uzmanlık Tezi

## SINIF 2 MOD KAVİTELERDE FİBER DESTEKLİ VE BULK FİLLİ KOMPOZİT RESTORASYONLARIN STRES DAĞILIMLARININ KARŞILAŞTIRILMASI

Sinem ALKURT KAPLAN

KONYA- 2025

**Amaç:** Bu çalışmanın amacı; yakın zamanda üretilen ve yaygınlaşmaya başlayan bulk fill kompozit rezinler, fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler ve uzun zamandır rutinde kullanılan nanohibrit kompozit rezinlerle bilgisayar ortamında restore edilmiş sınıf 2 mod kavitelerin bulunduğu maksiller 1. ve 2. premolar ve mandibular 1. ve 2. premolar dişler, diş dokuları ve restoratif materyaller üzerindeki stres dağılımlarının bilgisayar ortamında 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle incelenmesidir.

**Yöntem:** Herhangi bir yüzeyinde çürük bulunmayan, madde kaybı olmayan, periodontal problem sebebiyle çekimi yapılmış maksiller 1. ve 2. premolar ve mandibular 1. ve 2. premolar dişler olmak üzere 4 adet dişin konik ışıklı bilgisayarlı tomografi cihazı kullanılarak 3 boyutlu görüntüleri kaydedilmiştir. DICOM formatında elde edilen görüntüler Mimic programına aktarılmış ve STL dosyaları elde edilerek Geomagic Design X programına aktarılmıştır. Elde edilen STP dosyaları Solidworks programına aktarılmıştır. Bu programda dişler üzerinde sınıf 2 mod kavite preparasyonları oluşturulmuştur. Adeziv materyal tabakası uygulandıktan sonra restoratif materyaller yerleştirilmiştir. Elde edilen bu modeller ABAQUS programına aktarılmıştır. ABAQUS programında oluşturulan Sonlu Eleman (FE) modeli üzerinde dişe kuvvet uygulanmış, uygulanan kuvvet sonucunda diş dokusu, restoratif materyal ve adeziv materyal üzerinde biriken stres dağılım bölgeleri incelenmiştir.

**Bulgular:** Premolar diş modellerine gelen kuvvet sonucunda bütün gruplarda en fazla stres birikimi mine dokusunda görülmüştür. Mandibular 1. ve 2. premolar ve maksiller 1. premolar dişlerin mine dokusunda bulk fill kompozit rezin kullanılan modellerde stres en fazla görülürken, maksiller 2. premolar dişte ise mine dokusundaki stres birikiminin fiberle güçlendirilmiş akışkan kompozit rezin kullanılan modelde en fazla olduğu görülmüştür. Restorasyonlar üzerinde biriken stres birikimine bakıldığında ise; en az stres birikiminin ise elastik modülü düşük olan fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin materyali üzerinde olduğu bulunmuştur.

**Sonuç:** Elde ettiğimiz veriler sonucunda, bulk fill kompozit rezinlerin mine dokusunda en fazla stres birikimine sebep olduğu bulunmuştur. Restorasyonlar üzerinde biriken stres miktarlarına bakıldığında en az stres birikiminin elastik modülü düşük olan fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin materyali üzerinde olduğu görülürken, elastik modülü yüksek olan nanohibrit kompozit rezinlerde ise daha fazla olduğu bulunmuştur. Stres dağılımı bölgelerini gösteren şekiller incelendiğinde çığneme kuvvetinin okluzal yüzeye dik olarak geldiği bölgede yoğun olarak gözlenmiştir.

## ABSTRACT

T.C.

Necmettin Erbakan University Faculty of Dentistry  
Department of Restorative Dentistry  
Specialization Thesis

### COMPARISON OF STRESS DISTRIBUTIONS IN CLASS 2 MOD CAVITIES RESTORED WITH FIBER REINFORCED AND BULK FILL COMPOSITE RESINS

Sinem ALKURT KAPLAN  
KONYA- 2025

**Aim:** The aim of this study is to examine the stress distributions on maxillary first and second premolars and mandibular first and second premolars, as well as on tooth tissues and restorative materials, in Class 2 MOD cavities restored with bulk-fill composite resins, fiber-reinforced composite resins, and nanohybrid composite resins, which have been commonly used in routine clinical practice. The analysis was conducted using a three-dimensional finite element stress analysis method in a computer environment.

**Method:** Four extracted teeth (maxillary first and second premolars and mandibular first and second premolars) that had no caries, no material loss, and were extracted due to periodontal problems were scanned using a cone-beam computed tomography (CBCT) device to obtain three-dimensional images. The images obtained in DICOM format were transferred to the Mimics software, and STL files were generated. These STL files were then imported into the Geomagic Design X software and subsequently converted into STP files, which were transferred to the SolidWorks program. In this software, Class 2 MOD cavity preparations were created on the teeth. After applying the adhesive material layer, restorative materials were placed. The final models were transferred to the ABAQUS software, where a Finite Element (FE) model was created. A force was applied to the tooth structure, and stress distribution areas on the tooth tissue, restorative material, and adhesive material were analyzed.

**Results:** As a result of the applied forces on the premolar tooth models, the highest stress accumulation was observed in the enamel tissue of all teeth and materials. In the models where bulk-fill composite resins were used, the highest stress accumulation in the enamel tissue was seen in mandibular first and second premolars and maxillary first premolars, whereas in maxillary second premolars, the highest stress accumulation in the enamel was found in the model using fiber reinforced flowable composite resin. When examining the stress accumulation on the restorations, it was found that the least stress accumulation occurred in fiber reinforced composite resin materials with low elastic modulus.

**Conclusion:** Based on the obtained data, bulk fill composite resins were found to cause the highest stress accumulation in enamel tissue. Regarding stress accumulation on restorations, the least stress accumulation was observed in fiber reinforced composite resin materials with a low elastic modulus, whereas higher stress accumulation was found in nanohybrid composite resins with a higher elastic modulus. When examining the figures showing stress distribution regions, it was observed that chewing forces were concentrated in the areas where they applied perpendicular force to the occlusal surface.

## 1. GİRİŞ VE AMAÇ

Diş çürükleri toplumda hem yaygınlığı hem de önlenabilirliği açısından önemli bir sağlık sorunudur. İnsanlar hayat boyu çürük gelişimine karşı duyarlılık geliştirmekte ve gerekli tedavi yaklaşımları uygulanmadığında ciddi sorunlara yol açmaktadır. Çürük, diş ağrısı ve kaybının temel etkenleri arasında yer almakta olup, bu sorunların önlenmesi doğru tedavi yaklaşımlarıyla mümkün olabilmektedir (Selwitz ve ark., 2007).

Diş çürüklerinin ilerlemesini engellemek ve diş dokusunun korunmasını sağlamak için restoratif tedaviler büyük öneme sahiptir. Diş morfolojisinin tekrar yapılandırılmasının yanı sıra bu kapsamda kullanılacak restoratif materyallerin özenle seçilmesi gerekmektedir. Ağızda meydana gelen fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler dişlerde, destek kemikte, yumuşak dokularda ve tedavi sonrası restore edilmiş dişlerde strese neden olabilir (Chung ve ark., 2004). Uygun restoratif materyal kullanımı, sekonder çürük oluşum riskini azaltmakta, kalan diş dokusunun korunmasını sağlamakta ve aynı zamanda diş ve destek dokularda stres birikimini minimize etmektedir. Yapılan restorasyonun çiğneme kuvvetlerine dayanıklılığı ve çevreleyen diş dokularının sağlamlığında materyalin elastik özellikleri önemli rol oynamaktadır. İdeal olarak materyalin elastik özelliklerinin mine ve dentin ile uyumlu olması gerekmektedir. Bu uyum, çiğneme kuvvetlerinden gelen stresin restorasyon ile mine/dentin arasında homojen dağılmasını sağlayacaktır (Mesquita ve ark., 2006).

Sonlu elemanlar analizi canlı dokular da dahil olmak üzere tüm materyallerde meydana gelen strain (gerinim) ve stresleri (gerilim) hesaplamada kullanılan matematiksel bir mühendislik metodudur. Bu analizde analiz edilecek canlı ya da cansız yapıların modellenmesi gerçeğe en yakın şekilde yapılarak matematiksel olarak ifade edilir (Soares ve ark., 2012). Bilgisayar teknolojisinin gelişmesiyle araştırmalarda bu metodun kullanılması da popülerleşmiştir. Sonlu elemanlar analizi, geometrik olarak düzensiz ve heterojen yapı özelliklerinin katı maddelere uygulanabilme avantajına sahip gelişmiş bir sayısal stres analizi tekniğidir (Magne, 2007). Klasik matematiksel analizlerin yetersiz kaldığı ağız boşluğu ve dişler gibi kompleks biyolojik dokularda uygulanabilme avantajı sağlar. Kolaylıkla tekrarlanabilir olması, deneysel çalışmalarla elde edilemeyen veriler sağlması, düşük işletme maliyetinin yanı sıra özellikle diş hekimliği ve medikal alanda kişiye özel stres analizi eldesine imkan sağlması avantajlarıdır. Öte yandan analizlerin yapılmasında uzman kişi gereksinimi, klinik durumun tamamen stimüle edilememesi, deneysel yöntemlerle destekleme ihtiyacı,

modellemede dokuların izotropik ve homojen kabul edilmesi, analizin pahalı olması gibi bazı dezavantajları vardır (Desai & Shinde, 2012).

Diş hekimine başvuran hastalarda genellikle plak birikimi, oral hijyen yetersizliği vb. sebeplerden kaynaklı premolar dişlerde çürükler görülmektedir. Premolar dişlerdeki sınıf 2 mod kaviteler, marjinal sırtlardaki kayıplar kalan diş dokusunu oldukça zayıflattığı, okluzal streslere dayanıksız hale getirdiği ve kırılma direncini önemli ölçüde azalttığı için restoratif diş tedavisindeki en zorlu restorasyonlardan biri olarak kabul edilmektedir (Ahmed & Ahmed, 2022). Bu çalışmanın amacı; yakın zamanda üretilen ve yaygınlaşmaya başlayan bulk fill kompozit rezinler, fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler ve uzun zamandır rutinde kullanılan nanohibrit kompozit rezinlerle bilgisayar ortamında restore edilmiş sınıf 2 mod kavitelerin bulunduğu maksiller 1. ve 2. premolar ve mandibular 1. ve 2. premolar dişler, diş dokuları ve restoratif materyaller üzerindeki stres dağılımlarının bilgisayar ortamında 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle incelenmesidir.

### **Araştırmanın Hipotezi**

Bu çalışmanın hipotezi; diş, diş dokuları ve restoratif materyaller üzerinde biriken stres değerlerinin restorasyonda kullanılan materyallerin elastisite modüllerine bağlı olarak değişecektir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1. Diş Çürüğü

Diş çürüğü, dişin mineralize dokularını etkileyen, progresif bir demineralizasyon süreci ile karakterize edilen, erüpsiyon sonrası meydana gelen bakteriyel bir enfeksiyon hastalığıdır. Dünya genelinde en yaygın görülen ağız hastalığı olarak kabul edilir ve toplumda diş kaybının en önemli nedenidir (Veiga ve ark., 2016).

Diş çürüğü; karmaşık biyofilm içinde mikrobiyolojik değişimlerle başlayan ve tükürük akışı ve bileşimi, flor maruziyeti, diyetle alınan şekerlerin tüketimi ve diş temizliği gibi önleyici davranışlardan etkilenen çok faktörlü bir hastalıktır (Selwitz ve ark., 2007). Optimal sağlığa sahip bir ağızda mikrobiyatada bulunan canlılar nötr pH'da yaşamlarını sürdürmektedir. Bazı bakteriler karbonhidratları enerji için metabolize edip, organik asit yan ürünleri açığa çıkarırlar. Bu organik asitler, biyofilmde tamponlanmadan uzun süre kaldığında pH'ı kritik seviyenin altına düşürebilirler (Takahashi & Nyvad, 2011). Bu pH seviyesi hem biyofilmin yapısını ve dengesini değiştirir hem de diş yüzeyinde kalsiyum ve fosfat kaybıyla meydana gelen demineralizasyona yol açar. Biyofilmdeki pH nötr hale tekrar ulaşıncaya, kalsiyum ve fosfat konsantrasyonu aşırı doygun hale gelir ve mineraller kısmen demineralize mineye geri eklenebilir ve remineralizasyon meydana gelebilir. Demineralizasyon ve remineralizasyon süreçleri dinamik bir şekilde günde birkaç kez tekrar eder ve mikrobiyal floranın çeşitliliği ve yoğunluğu, beslenme alışkanlıkları, ağız hijyeni, genetik faktörler, mine ve dentin yapısı, florür kullanımı, tükürük içeriği ve tamponlama kapasitesi bu dinamiği etkiler (Featherstone, 2004).

#### 2.1.1. Aproksimal çürükler

Diş etiyle yakın veya doğrudan temas halinde olan aproksimal yüzeyler, çürük sürecine en fazla maruz kalan bölgeler arasında (okluzal yüzeylerden sonra) ikinci sıradadır. Bu yüzeyler; çiğneme kuvvetlerinin, dil hareketlerinin ve tükürük akışının etkisinden doğal olarak korunmuş durumdadır. Bu durum, bitişik dişler arasındaki boşluklarda bakteri plağı ve yiyecek artıkları birikimine, ayrıca bu bölgelerin doğal olarak kendiliğinden temizlenememesine neden olur (Wojcik ve ark., 2015).

Çürük gelişimi nedeniyle mine yüzeyinin pürüzsüzlüğünü kaybetmesi veya restorasyonların taşkın (uzanan) kenarlarla yapılması, ek olarak plak tutunması için uygun koşullar oluşturur ve plakların düzgün bir şekilde temizlenme olasılığını azaltır. Sonuç olarak,

plak birikimi ve ardından bakteriyel sıralanma meydana gelir. Genç bireylerde aproksimal yüzeyler tamamen diş eti papillası ile doludur ve bu durum Streptococcus mutans için daha az elverişli yaşam koşulları oluşturur. Yaşla beraber ya da periodontal hastalıkları sebebiyle diş eti çekildiğinde, dişin açığa çıkan yüzeylerinde Streptococcus mutans daha fazla bulunmaktadır (Featherstone, 2004).

Proksimal yüzey florasının incelenmesi sırasında bakteriyel türlerin izole edilmesi, bu bölgede çok sayıda Streptokok ve Actinomyces spp. cinsine ait gram pozitif türlerin bulunduğunu göstermektedir. Ayrıca, çiğneme yüzeylerindeki çürük florasıyla karşılaştırıldığında, burada bulunan türlerin daha sık anaerobik özellikler gösterdiği tespit edilmiştir (Wojcik ve ark., 2015).

### ***Aproksimal çürüklerin tedavi edilmesi***

Aproksimal çürüklerin önlenmesi ve tedavisi için pek çok yöntem bulunmaktadır. Bu yöntemler; non/mikro invaziv yaklaşımların yanı sıra güncel restoratif materyallerle yapılan restorasyonları da içermektedir.

Non/mikro invaziv yaklaşımlar; çürük aktivitesini azaltmak veya durdurmak için biyofilmin kontrolünü, flor uygulamalarını, aproksimal sealantları ve rezin infiltrasyonunu içerir. Biyofilm kontrolü, plak oluşumunu azaltarak çürüklerin ilerlemesini engellerken, flor uygulamaları ise dişin demineralizasyon sırasında kaybettiği mineral kaybının geri kazanılmasına yardımcı olarak remineralizasyona katkıda bulunur. Aproksimal sealantlar ve rezin infiltrantlar, çürüğün ilerlemesini fiziksel olarak sınırlayacak bariyerler oluştururlar (Martignon ve ark., 2006).

Bu tedavilerin uygulanabileceği belli sınırlar bulunmaktadır. Eğer dişte çürük kaynaklı sert doku kaybı ve bunun sonucunda kavite oluştuysa bu tedaviler uygulanamaz ve dişin restore edilmesi gerekir (Schwendicke ve ark., 2019). Restoratif diş hekimliğinin amacı; çürük veya farklı nedenlerle dişte meydana gelen kayıpların giderilmesi, kalan diş dokusunun iyileştirilmesi ve dişin fonksiyonunun devam ettirilmesidir. Bu amaçla günümüzde biyouyumlu olması, estetik beklentileri karşılaması, mekanik olarak diş desteklemesi vb. özellikleri sebebiyle kompozit rezinler sıklıkla kullanılmaktadır.

## 2.2. Kompozit Rezinler

1955 yılında Buonocore'un asitle pürüzlendirme tekniğini geliştirmesiyle adeziv diş hekimliği başlamıştır. 1962'de Dr. Ray Bowen tarafından tanıtılan rezin esaslı kompozitler, restoratif diş hekimliğinde devrim yaratan bir yenilik olup, mine ve dentine güçlü bir şekilde bağlanarak estetik ve fonksiyonel özellikleriyle öne çıkmışlardır. Silikat simanlar ve akrilik dolgular gibi eski materyallerin yerini alan kompozitler, diş yapısını koruyarak minimal preparasyon imkanı sunar, doğal diş görünümüne uyum sağlar ve mekanik dayanıklılığıyla uzun ömürlüdür (Furuse ve ark., 2008). Amalgamın biyoyumluluğu konusundaki endişelerle 1990'larda posterior bölgelerde kullanımı artmıştır ve günümüzde en çok tercih edilen restoratif materyal olmuştur.

### 2.2.1. Kompozit Rezinlerin Yapısı

Kompozit, terminolojik olarak farklı materyallerin fiziksel karışımı anlamına gelmektedir. Bu karışımın amacı; birbirinden farklı iki veya daha fazla materyalin karıştırılıp, belirgin fazlar oluşturularak tek başlarına sahip olamayacakları özelliklere sahip yeni bir materyal oluşturmaktır (Bowen,1965).

Kompozit rezinlerin kimyasal yapısı üç kısımdan oluşur: Organik matriks (taşıyıcı faz), silan (ara faz) ve inorganik doldurucular (dağılan faz).

#### *Organik matriks (taşıyıcı faz)*

Kompozit rezinlerin kimyasal olarak aktif olan organik matriks kısmı, materyalin içerik olarak en büyük kısmını oluşturmaktadır. Monomerler, polimerizasyon başlatıcılar, komonomerler, inhibitörler, pigmentler ve diğer bileşenler bir araya gelerek organik matriksi oluştururlar.

Günümüzde kullanılan kompozit rezinlerin çoğu, monomer olarak bisfenol A glisidil metakrilat (Bis-GMA) ve renk değişimine dayanıklı, aynı zamanda daha güçlü adezyon sağlayan üretan dimetakrilat (UDMA) içermektedir. Bu iki bileşiğin yüksek viskozitesi nedeniyle, matriksin akışkanlığını artırmak amacıyla trietilen glikol dimetakrilat (TEGDMA) gibi viskozite düşürücü bir komonomer eklenmiştir. Etoksi bisfenol A dimetakrilat (Bis-EMA), dekanediyol dimetakrilat (D3MA) ve üretan tetrametakrilat (UTMA); organik matrikste kullanılan diğer monomerlerdendir (Aktürk ve ark., 2014). TEGDMA gibi monomerlerin organik matrikse ilavesiyle restorasyonun marjinal dayanıklılığı ve esnekliği artsa da aynı

oranda polimerizasyon büzülmesi de artmaktadır. Bu sebeple üreticiler, inorganik doldurucu miktarını arttırıp organik matriks miktarını azaltarak daha dayanıklı kompozit rezin materyalleri üretmeye çalışmaktadırlar (nal, 2004).

### ***Inorganik doldurucular (dağılan faz)***

Organik matriks içerisinde dağılmış halde bulunan inorganik doldurucular, kompozit rezinin fiziksel ve kimyasal özelliklerini geliştirmek için eklenmektedir. Çeşitli büyüklük ve şekilde kuartz (kristalin silika), lityum alüminyum silikat, stronsiyum, baryum, çinko, yitrium cam, hidroksiapatit ve cam partiküller içermektedir. Doldurucuların türü, şekli ve boyutu kompozit rezinin fiziksel ve mekanik özelliklerini belirleyen faktörlerdendir. Kompozit rezinlerde doldurucu oranı arttıa organik matriks miktarı düşer. Bu durum ısısız genleşme katsayısını, polimerizasyon büzülmesini ve su absorpsiyonunu azaltırken; malzemenin dayanıklılığını artırır (Kaleem ve ark., 2009).

### ***Silan (ara faz)***

Organik matriks ve inorganik doldurucuların bağlanması kompozitin mekanik özellikleri için önemlidir. Bu bağlantıyı sağlayan ve organik matriksle inorganik doldurucuları bir arada tutan yapıyı silisyum hidrojenli bileşikler oluşturur ve bu yapıya “silan” adı verilir. İki fonksiyonlu molekülden oluşan silan, organik matrikste bulunan metakrilat grubu ile kovalent bağlar oluşturur, diğer tarafta inorganik doldurucuların yüzeyinde bulunan hidroksil gruplarına bağlanırlar. Silanlar, kompozit rezinlerin fiziksel ve kimyasal özelliklerini geliştirmeye yardımcı olmaktadır (Lung ve ark., 2016).

## **2.2.2. Kompozit Resinlerin Sınıflandırılması**

Kompozit rezinler; inorganik doldurucuların büyüklüğüne, bu doldurucuların ağırlık ve hacim yüzdelerine göre, materyalin polimerizasyon yöntemlerine ve viskozitesine göre sınıflandırılabilirler. Kompozit rezinler günümüzde sürekli geliştirildiği için tek bir sınıflama yapmak mümkün olmasa da en sık tercih edilen Lutz ve Philips'in yapmış olduğu inorganik doldurucuların büyüklüğü ve miktarının esas alındığı sınıflamadır (Lutz & Phillips, 1983).

### 2.2.2.1. İnorganik Doldurucuların Büyüklüğü ve Yüzdelerine Göre Kompozit Rezinler

*Megafil kompozit rezinler:* Bu kompozitlerde doldurucu partikül büyüklüğü genellikle 50-100 µm (mikron) büyüklüğündedir. Fazla kuvvete maruz kalan ve aşınmaların fazla olduğu bölgelere yerleştirilmesi önerilir (Dayangaç, 2000).

*Makrofil kompozit rezinler:* Bu kompozitlerde doldurucu partikül büyüklüğü 10-100 µm (mikron) büyüklüğünde olup partiküllerin ağırlık olarak yüzdesi yaklaşık %70-80'dir. Geleneksel kompozitler olarak adlandırılırlar. Makrofil kompozitlerde inorganik doldurucular kuartz partikülleridir. Bu da kompozitler için önemli bir sorun olan renklenmelere ve yüzey pürüzlülüğüne sebep olmaktadır (Altun, 2005).

*Midifil kompozit rezinler:* Doldurucu partikül büyüklüğü 1-10 µm (mikron) arasında değişmektedir. Midifil kompozitler de aynı makrofil kompozitler gibi geleneksel kompozitler olarak adlandırılırlar. Makrofillere göre daha iyi cilalanabilir olmalarına rağmen benzer dezavantajlara sahip oldukları için tercih edilmemektedirler (Çelik, 2017).

*Minifil kompozit rezinler:* Bu kompozitlerde doldurucu partikül büyüklüğü 0,1-1 µm (mikron) arasındadır. Partikül miktarı makrofillere kıyasla daha fazladır, bunun sebebi partiküllerin organik matriks içerisinde serbest olarak dağılmış olmasıdır. Doldurucu partikülleri küçük ve çok sayıda olduğu için makrofillere göre daha cilalanabilir. İnorganik doldurucu olarak kuartz yerine cam ile yoğunlaştırılmış baryum ve stronsiyum bulunur. Bu partiküllerin kullanılması ile aşınmaya karşı direnç artırılmış ve kompozitlere radyoopasite sağlanmıştır (Ferracane, 2011).

*Mikrofil kompozit rezinler:* Doldurucu partikül büyüklüğü 0,01-0,1 µm (mikron) arasında değişmektedir. Partikül boyutu oldukça küçüldüğü için bu kompozitlerin cilalanabilirliği diğer kompozitlere göre artırılmıştır (Önal, 2004).

*Hibrit kompozit rezinler:* Makrofil ve mikrofil kompozitlerin özelliklerinden yararlanmak amacıyla geliştirilen hibrit kompozitlerin ağırlıklarının %70-80'ini inorganik doldurucular oluşturmaktadır. İçeriğindeki partiküllerin büyüklüğü makrofil kompozitlerden daha küçük, partiküllerin miktarı ise mikrofil kompozitlerden daha fazladır. Fiziksel ve mekanik özellikleri makrofil kompozitlere benzerken, yüzey özellikleri mikrofil kompozitlere benzemektedir (Bayne ve ark., 1994).

*Nanofil ve nanohibrit kompozit rezinler:* Her alanda olduğu gibi diş hekimliğinde de nanoteknoloji kullanılmaya başlanmış ve nanodolduruculu kompozitler üretilmiştir. Bu kompozitler 0,001-0,01 µm (mikron) büyüklüğünde inorganik doldurucu ve aynı zamanda nanopartiküller içermektedir. Şekil almaları oldukça kolaydır ve aşınma dirençleri yüksektir. Bu özellikleri mikrofil kompozitlere benzemesine rağmen estetik özellikleri daha iyidir (Alzraikat ve ark., 2018).

Nanofil kompozitlerin organik yapısı diğer kompozitlere benzese de inorganik yapıyı oluşturan partiküllerin iki kısımdan oluşması farklılık yaratmaktadır. Nanodoldurucular ve nanomer grupları bu inorganik yapıyı oluşturur. Partikül büyüklükleri oldukça küçük olduğu için miktarı fazladır. Bu özellik hem dayanıklılığı arttırmakta hem de cilalama ve bitirme işlemleri daha düzgün olmaktadır. Anterior dişlerde estetik özelliklerinden, posterior dişlerde ise dayanıklılıklarından faydalanmak amacıyla kullanılmaktadırlar.

Yeni üretimi yapılan nanohibrit kompozit rezinler ise estetik özellikler olarak mikrofil kompozitlere, dayanıklılık açısından ise hibrit kompozitlere benzemektedirler. Bu özellikleri sayesinde bütün kavite tiplerinde kullanılabilirler (Altun,2005).

#### **2.2.2.2. Polimerizasyon Yöntemlerine Göre Kompozit Resinler**

*Kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler (self-cured):* İki ayrı patın karıştırılmasıyla kimyasal yolla polimerizasyon başlatılmaktadır. Patlardan biri polimerizasyon başlatıcı benzoil peroksit içerirken, diğeri polimerizasyonu hızlandıran tersiyer amin içermektedir. Tersiyer aminde tepkime sonrası kimyasal değişiklikler olur ve bu da renklenmeye neden olmaktadır. Işıkla polimerizasyonu yetersiz kaldığı servikal lezyon ya da kök çürüklerinde kullanılmaktadırlar (Dayangaç, 2000).

*Işık ile polimerize olan kompozit rezinler (light cured):* Tek pat olarak üretilen bu kompozit rezinlerin polimerizasyonları ışık uygulanmasıyla başlatılmaktadır. İlk üretildiği zamanlarda UV (ultraviole) ışığı kullanılmıştır; ancak hem hastaya hem hekime olan zararlı etkileri sebebiyle 420-470 nm mavi görünür ışık kullanılmaya başlanmıştır. Polimerize olabilmeleri için reaksiyon başlatıcı olarak kamforokinon kullanılmaktadır (Dayangaç, 2000).

*Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezinler (dual-cured):* Bu tip kompozit rezinlerin polimerizasyonu hem kimyasal hem ışık ile gerçekleşmektedir. Işık ile polimerizasyonda yeterli derinliğin sağlanamadığı düşünüldüğü için bu kompozit rezinler

geliştirilmiştir. İki pat olarak üretilmiştir; katalizör ve bazdan (aktivatör) oluşmaktadır. Baz kamforokinon içerirken, kimyasal polimerizasyon için de yardımcı amin başlatıcısı içermektedir. Polimerizasyonun yeterli olarak gerçekleşmesinden emin olunmayan ortamlarda kullanılması önerilmektedir: Derin kavite, 2 mm'den daha kalın tabakalarda ya da ulaşımın zor olduğu interproksimal alanlar vb. (Altun, 2005)

### **2.2.2.3. Viskozitesine Göre Kompozit Rezinler**

*Kondanse olabilen (tepilebilir) kompozit rezinler:* Amalgama eş değeri olarak kullanılması amacıyla üretilen kondanse olabilen kompozit rezinler, partikül miktarı ve inorganik doldurucu oranı artırılarak elde edilmiştir. Bu tip kompozit rezinlerde partiküller hibrit kompozitlere oranla daha büyüktür, bu nedenle bitim ve polisaj işlemlerinden sonra daha pürüzlü yüzeyler ortaya çıkma riski fazladır. Oldukça visköz bir kıvamda sahip olan bu kompozit rezinler posterior dişlerde sınıf 1 ve sınıf 2 kavite, 2 mm'den daha kalın tabakalarda kullanılmaktadır (Jackson & Morgan, 2000).

*Akışkan kompozit rezinler:* Bu tip kompozit rezinlerde inorganik doldurucu partiküller çok küçük boyutta ve az miktarda olduğu için organik matriks miktarı fazladır bu da viskozitelerinin çok düşük olmasını sağlamıştır. Akışkan kıvamda ve şırınga formunda olmaları sebebiyle geleneksel kompozit rezinlerin ulaşamadığı alanlarda kolaylıkla kullanılabilirler. Doldurucu oranları az olduğu için aşınmaya karşı dirençleri az, polimerizasyon büzülmesi fazla ve mekanik özellikleri zayıftır (Ferracane, 2011).

### **2.2.3. Güncel Kompozit Rezinler**

#### **2.2.3.1. Ormoserler**

Organik-modifikasyon-seramik kelimelerinden kısaltılarak ormoser adı alan bu materyal uzun yıllardır kimya alanında kullanılmasına rağmen, diş hekimliğine 1998 yılında girmiştir. Bu materyaller, kompozit rezinlerde meydana gelen polimerizasyon büzülmesi gibi dezavantajları ortadan kaldırmak için üretilmişlerdir. Mine ve dentine iyi bir adezyon, biyouyumluluk, kolay uygulama ve iyi estetik özelliklere sahip olma gibi avantajlara sahiptir (Çelik, 2017).

### **2.2.3.2. Giomerler**

Geleneksel cam iyonomer simanların biyouyumluluk özellikleri esas alınarak, adeziv özellikte olup flor salabilen, estetik ve mekanik özellikler açısından diş dokusuna yakın materyal arayışı artmış ve giomerler geliştirilmiştir. Giomerler, önceden reaksiyona girmiş cam iyonomer içeren kompozit rezinlerdir (Demir, 2017).

### **2.2.3.3. Siloranlar**

Kompozit rezinlerde en sık karşılaşılan problemlerden biri polimerizasyon büzülmesidir. Polimerizasyon büzülmesine bağlı gelişen olumsuzlukları azaltmak amacıyla oksiran ve siloksan monomerlerini birleştirerek siloranlar üretilmiştir. Metakrilat içeren kompozit rezinlere kıyasla daha az polimerizasyon büzülmesi gösteren bu materyaller, içeriğinde bulunan siloksan monomerinin hidrofobik özelliği sayesinde daha az su absorpsiyonu ve daha az renklenme gösterirler (Çelik, 2017).

### **2.2.3.4. İyon salabilen/ antibakteriyel kompozit rezinler**

Kompozit rezinlerle ilgili geliştirilebilecek en önemli noktalardan biri ağızda pH düştüğü zaman iyon salabilmesi, çürük yapan bakterilerin aktivitelerini inhibe edebilmesi ve bunlar sayesinde sekonder çürüğe engel olabilmesidir. Kompozit rezinlere hidroksil, kalsiyum, florür gibi iyonlar eklenerek bu yapılmaya çalışılsa da rezinin yapısı iyon serbestleşmesine yeterli ölçüde izin vermemiş ve bunun çok kısıtlı bir ömrü olduğu görülmüştür.

Kompozit rezin matriksinin içerisine klorheksidin gibi antibakteriyel ajanlar eklenerek hem restorasyondan salınarak hem de matriks içerisinde sabit kalarak bakteri çoğalmasını ve plak birikimini engelleyici etki göstereceği düşünülmüştür (Imazato, 2003).

### **2.2.4. Bulk Fill Kompozit Reziner**

Özellikle posterior dişlerin restorasyonu için geliştirilen kompozit rezinlerin mekanik dayanım, aşınma direnci ve estetik uyum gibi özelliklerinde sağlanan iyileştirmeler, bu materyallerin klinik kullanımlarını yaygınlaştırmıştır. Bu gelişmelere paralel olarak, restoratif işlemlerde uygulama kolaylığı sağlayan tekniklerin geliştirilmesi de bir gereklilik haline gelmiştir. Kompozit rezinler polimerize olması süresinde monomerlerin polimerlere dönüşüm miktarları polimerizasyon derecesi olarak adlandırılmaktadır. Polimerizasyon için uygulanan ışığın süresi ve gücü polimerizasyon derecesine etki göstererek rezinin yapısında büzülmeye

sebepe olmaktadır. Bu büzülmeyi azaltmak için kompozit rezinler inkremental (tabakalı) teknikle uygulanmalıdır. Ancak bu teknik kavite derinleştikçe uygulama süresini ve ışık uygulama sayısını arttırmaktadır. Bu sebeple kompozit rezinlerin daha fazla miktarda ve kalınlıkta uygulanmasını sağlamak amacıyla “bulk fill” kompozit rezinler geliştirilmiştir (Aydın ve ark., 2019).

Bulk fill kompozit rezinlerin en belirgin avantajı, 4-6 mm kalınlığa kadar tek tabaka halinde yerleştirilebilmeleri sayesinde klinik çalışma süresini önemli ölçüde kısaltmaları ve polimerizasyon sırasında düşük büzülme stresine yol açmalarıdır. Bu zellikleri, derin kaviteilerin restorasyonunda zaman tasarrufu sağlamalarının yanı sıra, restorasyonun uzun vadeli başarısını arttırmaktadır. Bunun yanı sıra, bulk fill kompozit rezinlerin hekime sunduğu uygulama kolaylığı, materyalin kavite duvarlarına adaptasyonunun daha iyi sağlanması ve tabakalar arasında boşluk oluşumunu en aza indirmesi de önemli avantajlar arasında yer alır. Ayrıca, bu materyallerin çiğneme kuvvetlerine karşı yüksek aşınma direnci göstermesi, yeterli düzeyde radyoopasiteye sahip olması, yüzey pürüzsüzlüğü ve renk uyumunun klinik açıdan tatmin edici olması restoratif diş hekimliğinde tercih edilen bir seçenek haline gelmesine katkıda bulunmaktadır. Bu materyallerin sağladığı avantajlar, modern diş hekimliğinde önemli bir araştırma ve uygulama alanı olmuştur (Van Ende ve ark., 2017).

Bulk fill kompozit rezinler, yoğunluklarına göre; düşük (base bulk fill) ve yüksek (full body bulk fill) viskoziteli olarak 2 gruba ayrılmaktadırlar: Düşük viskoziteli olanlar, daha düşük doldurucu oranına sahip olmaları nedeniyle yüzey sertliği, aşınma direnci ve genel mekanik özellikler açısında yetersizlik göstermektedir. Aşınma dirençlerinin düşük olmaları sebebiyle kaviteye liner olarak yerleştirilirler ve üzerlerinin geleneksel bir kompozit rezinle örtülmesi gerekmektedir. Yüksek viskoziteli olanlar, rezin matris yapılarında daha fazla doldurucu miktarı içermektedirler. Doldurucu oranının artmasıyla birlikte kompozit rezinin mekanik özellikleri de artmıştır, bu sebeple düşük viskozitelilerden farklı olarak posterior kavitelere geleneksel kompozit rezinle rtlmelerine gerek kalmadan tek başlarına kullanılabilirler (Gönder & z, 2020).

Kompozit rezinlerin polimerizasyon süreci, monomerlerin zincir oluşturma kapasitesini doğrudan etkileyerek restorasyonun fiziksel ve mekanik özelliklerini, dolayısıyla klinik başarısını belirleyen en kritik faktörlerden biridir. Üreticiler, bulk fill kompozitlerde ışıkla sertleşme derinliğini arttırmak amacıyla çeşitli yenilikçi yöntemler geliştirmiştir. Bu yöntemler arasında doldurucu partikül oranının azaltılması veya boyutunun büyütülmesi ve ek foto

başlatıcıların kompozit rezinin formülasyonuna dahil edilmesi bulunmaktadır (Alrahlah ve ark., 2014).

Pek çok bulk fill kompozit rezin formülasyonunda doldurucu partiküllerin boyutları arttırılarak, doldurucu ve matriks arasındaki ara yüzey alanı minimize edilmiştir. Bu yaklaşım, ışık saçılımını azaltarak polimerizasyonun daha etkili bir şekilde gerçekleşmesini sağlamaktadır. Bazı üreticiler ise polimerizasyon derinliğini arttırmak için kompozit rezinlerin translüensitesini arttırma stratejisine yönelmiştir. Bunun yanı sıra, rezin matriks içerisine farklı foto başlatıcılar eklenmesi de ışığın materyalin daha derin katmanlarına ulaşmasını desteklemektedir. En yaygın yöntemlerden biri ise translüent doldurucu partiküllerin oranını arttırmaktır. Bu partiküller arasında yiterbiyum triflorid, baryum alüminyum silikat cam ve zirkonyum silika gibi malzemeler bulunmakta olup, bu maddeler ışık geçirgenliğini arttırarak polimerizasyonu desteklemektedir (Li ve ark., 2015).

### **2.2.5. Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Reziner**

Diş hekimliğinde kullanılan malzemelerin dayanıklılığını arttırmak uzun yıllardır araştırılan önemli bir konu olarak dikkat çekmiştir. Restoratif diş hekimliğinde en sık kullanılan materyal olan kompozit rezinlerin mekanik dayanıklılığını arttırmak ve performanslarını iyileştirmek amacıyla, inorganik doldurucuların modifiye edilmesi oldukça etkili bir yaklaşımdır. Bu süreçte, matriks yapısına çeşitli materyaller eklenerek kompozitin özellikleri güçlendirilir. Eklenen materyaller arasında fiberler, seramik parçacıklar (whisker), nanodoldurucular, nanofiberler yer alır (Brown, 2000).

Fiberler, uzun yıllardır çeşitli endüstriyel alanlarda malzemelerin mekanik özelliklerini iyileştirmek amacıyla kullanılmaktadır. Doğal ortamda ise fiberler, bitki ve ağaçların hücre duvarlarında selülozik yapılar olarak bulunur ve bu yapılar hem esneklik hem de dayanıklılık sağlar. Fiberle güçlendirilmiş malzemeler, üstün mekanik performanslarının yanı sıra düşük özgül ağırlıkları, ışık geçirgenlikleri, korozyon dirençleri ve bağlanma kapasiteleri sayesinde diş hekimliği de dahil olmak üzere pek çok farklı alanda yaygın bir kullanım alanı bulmuştur (Baysal & Ayyıldız, 2014).

Fiberler, diş hekimliğinde ilk kez 1960'lı yıllarda polimetil metakrilat materyallerin mekanik yetersizliklerini ve boyutsal stabilite sorunlarını gidermek amacıyla uygulanmıştır. Bu dönemde, metal destekli seramik yapıların sınırlayıcı özelliklerine alternatif geliştirme çabaları da fiberlerin kullanımını teşvik etmiştir. 1980'li yıllarda fiberin kullanım alanı genişlemiştir;

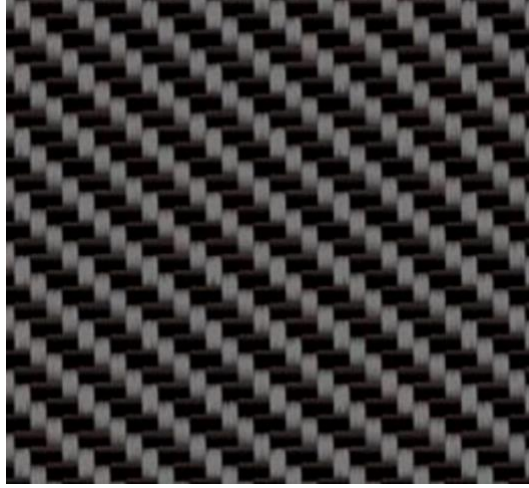
protetik iskeletlerde, sabit protezlerde, ortodontik retainerlarda ve splintlerde çeşitli tipte fiberler yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır (Candan& Eronat, 2008).

Kendi çaplarının yaklaşık 100 katı uzunluğa sahip olan fiberler; ince, silindirik ve esnek yapılardır. Diş hekimliğinde kullanılan fiberle güçlendirilmiş kompozitler, yapı itibariyle rezin kompozitlere benzerlik göstermektedir ve organik matriks ile inorganik doldurucu fazdan oluşan bir bileşime sahiptir. Organik matriks genellikle polimetil metakrilat (PMMA), üretan dimetakrilat (UDMA) veya trietilenglikol dimetakrilat (TEGDMA) gibi bileşenlerden oluşur. İnorganik doldurucu faz ise organik matriks yapısına eklenen farklı boyut, çap, yapı ve yönlerdeki fiberlerden meydana gelir. Bu fiberler, adeziv bir ara yüzey aracılığıyla rezin yapıya bağlanır. Bu ara yüzey, yükün matriksten fiberlere aktarılmasında kritik rol oynar. Güçlendirici bileşen olarak fiberler, kompozitin dayanıklılığını ve sertliğini artırırken, çevreleyen rezin matriks ise fiberlerin geometrik yapısını sabit tutar, nem etkisinden korur ve belirlenen pozisyonlarını muhafaza ederek optimal güç ve uygulama kolaylığı sağlar. Bu yapı fiberlerin etkili bir şekilde destek ve uygulanabilirlik sunmasına olanak tanır (Freilich ve ark., 1998).

#### **2.2.5.1. Diş hekimliğinde kullanılan fiberlerin tipleri**

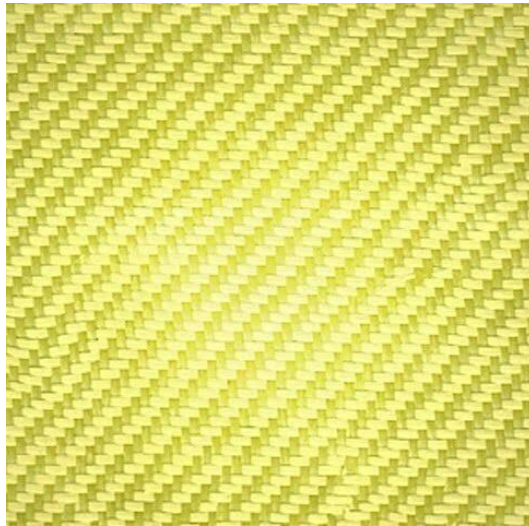
*Karbon fiberler:* Ticari olarak ilk kez 1960'lı yılların başlarında pamuk liflerinin karbonize edilmesiyle üretilmiş ve pazara sunulmuştur. Diş hekimliği alanında ise karbon fiberlerin ticari kullanımı 1970 yılında başlamış olup, bu fiberlerin büyük bir kısmı poliakrilonitrilin karbonizasyonu ile üretilmiştir.

Karbon fiberlerin başlıca dezavantajı, uzun eksenine dik yönlerden gelen darbelere karşı düşük direnç göstermesidir. Bu sorunun çözümü için fiberler, üretim sırasında matriks içinde çapraz veya dikey düzenlemelerle yerleştirilmiştir. Estetik açıdan sınırlı bir görünüme sahip olsalar da biyolojik uyumluluklarının yanı sıra üstün fiziksel ve kimyasal özellikleri sayesinde karbon fiberler diş hekimliğinde uzun yıllar boyunca akrilik rezinlerin kırılma dayanıklılığını arttırmak amacıyla tercih edilmiştir (Levent & Karağaçoğlu, 2004).



**Şekil 1.** Karbon fiber (<https://www.ballyribbon.com/fibers/carbon-graphite/> Erişim tarihi 25 Aralık 2024)

*Aramit fiberler:* Ticari olarak “kevlar” adıyla bilinen, düşük yoğunluklu bir organik bileşiktir. Poliparafenil terafalamit olarak da adlandırılan bu organik polimerik yapıya sahip fiberler, yüksek elastisite modülü ve düşük yoğunluğu ile dikkat çekmektedir. Aramit fiberlerin ıslanabilirlik özelliklerinin son derece iyi olması nedeniyle bağlayıcı ajanlarla işlem görmesine ihtiyaç duyulmamaktadır. Ayrıca toksik etkilerine dair herhangi bir bilimsel veri bulunmamaktadır. Hafiflik ve güvenilirlik gerektiren üretim süreçlerinde tercih edilen bu fiber türü, sahip olduğu özellikler nedeniyle geniş bir kullanım alanına sahiptir (Jagger ve ark., 1999).



**Şekil 2.** Aramit fiber (Kandekar & Talikoti, 2018)

*Polietilen fiberler:* Cappacio ve Ward tarafından 1973 yılında geliştirilen polietilen fiber, doğal kristalin bir polimer yapıya sahiptir. Doğal bir renge sahip olması, düşük yoğunluğu, yüksek elastisite modülü, biyolojik uyumluluğu ve kimyasal olarak inert, hidrofobik ve erimeye karşı dirençli yapısı gibi önemli avantajlar sunmaktadır. Ancak bu avantajlarına rağmen, düşük yüzey enerjisine sahip olması nedeniyle ıslanabilirliğin düşük

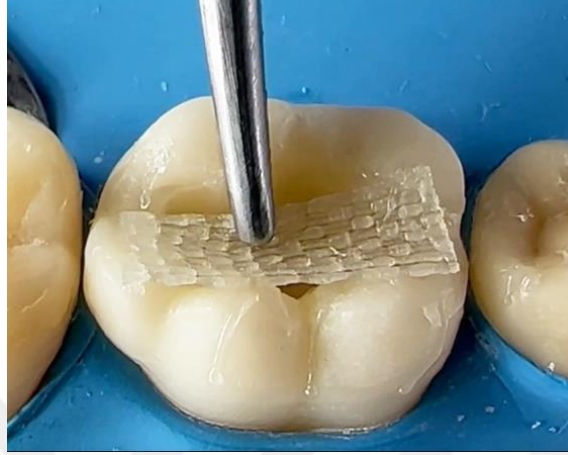
olması önemli bir dezavantaj olarak değerlendirilmektedir. Bu sorunu çözmek için polietilen fiberler, yüzey ıslanabilirliğini arttırmaya yönelik kimyasal işlemlere tabi tutulmaktadır (Braden, 1988).

Polietilen fiberler, rezin içerisine farklı şekillerde eklenebilir; bunlar arasında sürekli tek yönlü/paralel, dokuma/örgü veya kısa kesilmiş ve rastgele dağılmış formlar bulunmaktadır. Ancak herhangi bir yüzey işlemine tabi tutulmadan doğrudan rezine eklenen fiberlerin, yapıyı güçlendirmek yerine yabancı bir madde gibi davranarak yapının mekanik özelliklerini zayıflattığı rapor edilmiştir. Bu sorunun üstesinden gelmek amacıyla polietilen fiberlerin üretiminde çeşitli teknikler kullanılmaktadır. Bu teknikler arasında kimyasal oksidasyon, elektrik plazma işlemi, ekstra akrilik monomer kullanımı ve kimyasal kaplama ajanlarının uygulanması gibi yöntemler yer almaktadır. Bu işlemler, fiberlerin rezinle daha etkili bir şekilde bütünleşmesini ve yapının güçlendirilmesini sağlamayı hedeflemektedir (Candan& Eronat, 2008).

Piyasada “Ribbond” adıyla örgü formunda üretilen ve kompozit rezin ya da akrilik ile birlikte kullanılan polietilen fiberler bulunmaktadır. Biyolojik olarak zararsız, ışık geçirgenliği sağlayan, estetik bir görünüme sahip ve kolay uygulanabilen bir materyal olan Ribbond, kilitli ve kafes yapılı ilmek şeklinde leno dalgası halinde bir yapıya sahiptir. Ancak, bu tür polietilen fiberler dental rezinlerle kimyasal bağ oluşturabilmek için kullanılmadan önce plazma işlemiyle pürüzlendirilip aktive edilmelidir (Ganesh& Tandon, 2006).

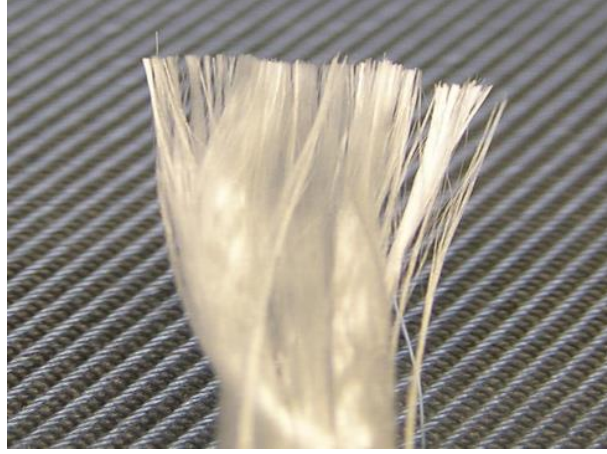
Ribbond non-preinfiltre bir fiber olup, kullanılmadan önce bir monomer ile doyurulması gerekmektedir. Bu fiberi doyurmak için tek aşamalı veya 5. nesil adeziv sistemlerinin kullanılması önerilmemektedir, çünkü bu adeziv sistemler asit içermekte ve bu durum fiber ile rezin arasındaki adezyonu olumsuz yönde etkilemektedir. Bu nedenle, Ribbond’un kendi setinde bulunan veya doldurucu içermeyen bir bonding ajan ile doyurulması gereklidir. Ayrıca, adeziv ile doyurulma işlemi tamamlandıktan sonra fiberin kullanıma hazır hale gelene kadar ışıktan korunması büyük önem taşımaktadır. Fiber, bu süreçte preselle tutulmalı ya da pudrasız eldivenle işlem görmelidir, aksi halde materyalin yapısında olumsuz değişiklikler meydana gelebilir. Bu hazırlık aşamalarının; fiberin bağlanma yüzeyini arttırdığı, materyal dayanımını önemli ölçüde iyileştirdiği, mekanik ve kimyasal özelliklerinin optimal seviyede kullanılmasını sağladığı bildirilmiştir (Tuloglu ve ark., 2009).

Ribbon'd'un kullanım alanları arasında endodontik post ve kor yapımı, periodontal splintler, direkt adeziv köprüler, ortodontik uygulamalar, indirekt ve direkt kompozit restorasyonlar, overdenture protezlerin güçlendirilmesi ve kırılmış köprü ile protezlerin tamiri yer almaktadır (Candan& Eronat, 2008).



**Şekil 3.** Örgü yapıda polietilen fiber (<https://ribbon.com/applications-composite-restoration.html> Erişim tarihi 25 Aralık 2024)

*Cam fiberler:* Camın ince filamentler halinde üretilmiş bir formu olan cam fiberler hem diş hekimliğinde hem de endüstride oldukça sık kullanılan fiberlerdir. 1960'lı yılların başından itibaren diş hekimliğinde kullanılmaya başlanılan cam fiberler, amorf (kristalsiz) ve izotropik bir yapıya sahip olup üç boyutlu ağ şeklindedir. Renksiz, estetik, esnek ve dirençli olmaları ile doku uyumunun yüksek olması diş hekimliğinde tercih edilmelerini sağlamıştır. Bunun yanında, cam fiberlerin iyi bağlanma özellikleri, translüens yapıları ve korozyona karşı dirençli olmaları da önemli avantajları arasında yer almaktadır. Cam fiberler; E-cam, S-cam, C-cam ve M-cam olmak üzere farklı türlere sahiptir. Alkali içeriği düşük olan, neme karşı direnci ve elektrik yalıtkanlığı iyi olan E-cam, elektriksel cam olarak bilinir ve fiberle güçlendirilmiş kompozitlerde kullanılan cam fiber tipidir. E-cam,  $\text{SiO}_2\text{-CaO-Al}_2\text{O}_3\text{-MgO}$  sistemine dayalı bir yapıya sahiptir ve bu sistem yüksek kaliteli cam oluşumunu sağlar (Vallittu, 1998).



**Şekil 4.** Tek yönlü cam fiber ([https://tr.wikipedia.org/wiki/Cam\\_elyaf%C4%B1](https://tr.wikipedia.org/wiki/Cam_elyaf%C4%B1) Erişim tarihi 25 Aralık 2024)

#### **2.2.5.2. FGKR'lerin mekanik ve fiziksel özelliklerini etkileyen faktörler**

*Fiberin türü:* Fiberin türüne bağlı olarak dental uygulamalardaki kullanım alanları da farklılık göstermektedir. Örneğin; cam fiberler genellikle laboratuvar ortamında yapılan uygulamalarda tercih edilirken, polietilen fiberler daha çok hasta başında gerçekleştirilen protetik işlemlerde kullanılmaktadır. Karbon ve aramid fiberler ise özellikle post yapımı gibi spesifik uygulamalarda kullanılmakta, bu alanlarda dayanıklılık ve performans açısından avantaj sağlamaktadır (Baysal& Ayyıldız, 2014).

*Fiberin rezin ile doyurulması:* Doyurulma veya ıslatılma işlemi, rezin matriks içerisindeki her bir fiberin yüzeyinin tamamen rezin ile kaplanmasını sağlar ve bu, kompozit yapının fiziksel ve mekanik özelliklerinin iyileştirilmesine önemli ölçüde katkıda bulunur. Ancak fiberlerin yeterince ıslatılmaması durumunda, rezin matriks içerisinde polimerizasyon büzülmesi meydana gelir. Bu büzülme, fiberler arasında boşlukların oluşmasına yol açar ve bu boşluklar restorasyonun dayanıklılığını olumsuz yönde etkileyerek yapının zayıflamasına neden olur (Mosharraf & Torkan, 2012).

*Fiberin hacmi:* Yapılan çalışmalar, polimer matriks içerisindeki fiber miktarının artmasının restorasyonun direncini artırdığını göstermiştir. Ancak fiber miktarı, matriks içerisindeki ağırlık yerine hacim ile tanımlanmaktadır. Fiber miktarı fazla olsa dahi, fiberlerin hacmi düşük olduğunda restorasyonun direncinin beklenenden daha düşük olduğu tespit edilmiştir. Bu durum, fiberlerin hacimsel katkısının restorasyonun mekanik dayanıklılığı üzerindeki kritik rolünü vurgulamaktadır (Vallittu, 1998).

*Fiberin rezin matrikse adezyonu:* Fiberle güçlendirilmiş kompozitlerin mekanik özelliklerini etkileyen en önemli faktörlerden biri fiberin matrikse olan adezyonudur. Polimer ve cam fiberler arasında güçlü bir adezyon sağlamak amacıyla genellikle silan kaplama ajanları, özellikle  $\gamma$ -metakriloksipropiltrimetoksilan gibi bileşikler kullanılmaktadır. Bu ajanlar, fiber ile polimer matriks arasında kimyasal bir bağ oluşturarak kompozitin mekanik dayanıklılığını ve performansını artırmaktadır (Vallittu, 1997).

### **2.2.5.3. Kısa fiber takviyeli kompozit rezinler**

Kısa fiber takviyeli kompozit rezinler, modern diş hekimliğinde kullanılan yenilikçi materyaller arasında yer almakta olup, özellikle yüksek mekanik dayanım ve çatlak ilerlemesini engelleyici özellikleriyle ön plana çıkmaktadır. Bu kompozitler, polimer matriks içerisine kısa cam, karbon veya seramik fiberlerin eklenmesiyle oluşturulur ve bu yapı; materyalin çekme, eğilme ve basma dayanımını geleneksel kompozitlere kıyasla önemli ölçüde arttırır. Fiberlerin rastgele ve homojen bir şekilde dağılımı streslerin daha geniş bir alana yayılmasını sağlayarak çatlak oluşumunu ve ilerlemesini sınırlar. Özellikle posterior dişlerin restorasyonlarında, yüksek okluzal kuvvetlerin etkisiyle ortaya çıkan çatlaklara karşı dirençli bir yapı sunar. Ayrıca, kısa fiber takviyeli kompozitler, dentine benzer bir elastik modüle sahiptir ve bu özellik restorasyonlar sırasında diş yapısına uyumlu bir stres dağılımı sağlamada önemli bir rol oynar (Tsujimoto ve ark., 2016). Klinik uygulamalarda bu materyallerin kullanım alanı geniş olup, posterior dişlerin restorasyonlarından kanal tedavili dişlerde temel destek tabakası oluşturmaya kadar birçok farklı durumda tercih edilmektedir. Bununla birlikte, çatlakların ilerlemesini durdurma yetenekleri sayesinde bu kompozit rezinler, restorasyonların ömrünü uzatarak, özellikle uzun süreli klinik başarı hedefleyen tedavilerde öncelikli materyaller arasında yer alır. Ancak, bu materyallerin estetik özellikleri, fiber içeriğinin görünürlüğü nedeniyle anterior bölgelerde sınırlı olabilir ve bu da uygulama sırasında estetik ile mekanik dayanım arasındaki dengenin dikkatle gözetilmesini gerektirir (Garoushi ve ark., 2018). Bu kompozitler dişe uygulanırken ağız ortamıyla temas etmemesine özen gösterilmelidir. Ağız ortamındaki nemden kaynaklanan su, polimer matriks boyunca diffüze olarak E-cam fiber yüzeyinde korozyona neden olarak fiberin mekanik özelliğini azaltmaktadır. Restorasyonlardaki aşınmalar sebebiyle yüzeye çıktıkları zaman plak birikimi, dokularda irritasyon ve mukozada hasara sebep olabilmektedirler. Bu sebeple FGKR'ler aşınma direnci yüksek ve cilalanabilir bir kompozit rezinle örtülmelidir. Bunlara örnek; nanohibrit, hibrit veya bulk fill kompozit rezinler verilebilir (Baysal & Ayyıldız, 2014)

#### 2.2.5.4. FGKR'lerin posterior restorasyonlardaki avantajları ve dezavantajları

##### *Avantajları:*

- Karşıt dişlerde aşınmaya yol açmaz, bu da doğal diş dokusunun korunmasını sağlar.
- Estetik özellikleri sayesinde doğal diş görünümüne yakın sonuç elde edilir.
- Gelişimi devam eden genç hastalarda güvenle uygulanabilir.
- Çiğneme kuvvetlerine karşı direnç göstererek uzun ömürlü bir çözüm sunar.
- Polimerizasyon sırasında meydana gelen büzülme oranı oldukça düşüktür, bu da restorasyonun uyumunu artırır.
- Uzun süreli kullanımlarda restorasyonların renk uyumu stabilitesini koruyabilir.
- Sekonder çürük oluşma riskini en aza indirerek restorasyonun başarısını artırır.
- Uygulamaları hızlı ve kolaydır; genellikle tek randevuda tamamlanabilir (Kurt ve ark., 2006).

##### *Dezavantajları:*

- Adeziv işlemler için kusursuz bir nem kontrolü gereklidir, bu da uygulama sırasında zorluk yaratabilir.
- Ağız ortamına maruz kalan fiberler, çevre dokularda lokal reaksiyonlara neden olabilir
- Teknik olarak özenli bir uygulama gerektirir; aksi takdirde restorasyonun başarısı olumsuz etkilenebilir.
- Posterior bölgede yoğun çiğneme kuvvetlerine maruz kalması nedeniyle uzun vadeli dayanıklılığı hakkında daha fazla araştırmaya ihtiyaç vardır.
- Restorasyonların ağızda ne kadar süre sorunsuz kalabileceğine dair kesin bir veri bulunmamaktadır (Candan& Eronat, 2008).

### 2.3. Sonlu Elemanlar Analizi

Diş hekimliği alanında, ağız içerisindeki kuvvetlerin doğru bir şekilde tanınması ve analiz edilmesi, bu kuvvetlerin fizyolojik sınırlar içinde dengeli bir şekilde dağıtılarak restorasyonların oral rehabilitasyon kurallarına uygun hale getirilmesini sağlar. Başarılı bir restorasyon için kullanılan materyallerin mekanik özellikleri işe bu materyallerin uygulanan kuvvetler karşısındaki stres ve gerilme davranışlarının bilinmesi önemlidir. Doku ve organların kuvvetlere karşı sergilediği tepkileri belirlemek; genellikle zor, maliyetli ve riskli olmasının yanı sıra bazı durumlarda imkansızdır. Bu faktörler göz önüne alındığında, canlı dokuların modellerinin oluşturulması ve bu modellerde kuvvetin yoğunlaştığı alanların belirlenmesi gerekliliği ortaya çıkmıştır (Çalikkocaoğlu, 2010).

Mühendislikte karşılaşılan karmaşık elastisite ve yapısal analiz problemlerini çözmeye gereksinimi, 1940'lı yılların başında bilim insanları Hrennikoff ve Courant tarafından "Sonlu Elemanlar Analizi (SEA)" yönteminin geliştirilmesine öncülük etmiştir (Rao, 2010). SEA, bir malzemenin veya modelin belirli mekanik özelliklerini anlamak için, bilgisayar destekli olarak strese maruz bırakılmasını veya analiz edilmesini sağlayan bir tekniktir (Hammond & Whitty, 2015). İlk zamanlarda bu yöntem genellikle mühendislik alanında kullanılırken, 1970'li yıllardan itibaren diş hekimliği uygulamalarında da yer almaya başlamıştır. SEA, mekanik sistemleri taklit ederek bir nesne içerisindeki gerilmeleri hesaplamak için bilgisayar desteğine ihtiyaç duyan teorik bir yöntemdir. Günümüzde gelişen teknolojik olanaklarla birlikte biyomekanikten nükleer teknolojiye kadar pek çok alanda yapısal analiz, ısı transferi, akışkanların hareketi, kütle transferi ve elektromanyetik potansiyel gibi birçok farklı analizin gerçekleştirilmesinde yaygın olarak kullanılmaktadır (Szabó & Babuška, 2021).

SEA yönteminde modellemede iki veya üç boyutlu modeller kullanılabilir. Hangi modelin tercih edileceği ise dokunun karmaşıklığı, malzeme özellikleri, analiz türü ve elde edilen bulguların uygulanabilirliği gibi faktörlere bağlıdır. Modelleme sırasında en önemli kriter, dokunun gerçeğe en yakın şekilde simüle edilebilmesidir. Üç boyutlu modeller daha fazla zaman ve maliyet gerektirir, ayrıca detayların daha doğru aktarılabilmesi için ek teknolojilere ihtiyaç duyulabilir (Akbaş ve ark., 2021).

SEA, geometrik olarak düzensiz ve heterojen yapıya sahip katı maddelerde kullanılabilen ileri düzey bir sayısal stres analizi tekniğidir. Klasik matematiksel analizlerin

ağız boşluğu ve dişler gibi karmaşık biyolojik dokular üzerinde yetersiz kaldığı durumlarda etkili bir alternatif sunmaktadır (Soares ve ark., 2012).

SEA'nin avantajları arasında etik kaygıların ortadan kaldırılması, kolaylıkla tekrarlanabilir olması, deneysel çalışmalarla elde edilemeyen verilerin sağlanması ve düşük işletme maliyetleri sayılabilir. Ayrıca özellikle diş hekimliği ve tıbbi alanlarda kişiye özel stres analizi yapma imkanı tanır. Bununla birlikte, bu yöntemin dezavantajları da bulunmaktadır. Analizlerin yapılması için uzman bir kişiye ihtiyaç duyulması, klinik durumların tam olarak simüle edilememesi, deneysel yöntemlerle desteklenme gerekliliği, dokuların genellikle izotropik ve homojen kabul edilmesi ve yüksek maliyet gibi sınırlamaları mevcuttur (Magne, 2007).

### **2.3.1. Sonlu Elemanlar Analizindeki Temel Mekanik Kavramlar**

Sonlu elemanlar analizi yönteminde kullanılan temel mekanik kavramlar arasında kuvvet, gerinim (strain), gerilme (stres), temel stres (principal stress), esneklik modülü (Young's modulus), poisson oranı ve von mises stresi bulunmaktadır. Bu kavramlar, materyal davranışlarını anlamak ve analiz etmek için SEA'de kritik bir rol oynar.

*Kuvvet:* Bir cismin hareketine veya şeklini değiştirmesine neden olan etkidir. Birimi Newton'dur (N). Kuvvet, nesnelere üzerindeki itme veya çekme etkisini ifade eder (Sakaguchi & Powers, 2012).

*Gerilme (stres):* Bir malzeme üzerindeki birim alana etki eden iç kuvvettir. Gerilme, malzemenin deformasyonuna yol açan kuvvetlerin bir ölçüsüdür. Birimi Pascal'dır (Pa) (Sakaguchi & Powers, 2012).

*Gerinim (strain):* Bir malzemenin uygulanan kuvvet nedeniyle maruz kaldığı şekil değişikliğinin bir ölçüsüdür. Gerinim, orijinal boyutla ilgili birim boyut değişikliğini ifade eder (Sung ve ark., 2003).

*Temel stres (principal stress):* Bir malzemenin bir noktadaki en büyük ve en küçük normal gerilmesidir. Bu stresler, kesme gerilmelerinin sıfır olduğu düzlemlerde oluşur. Analizlerde en kritik stresleri anlamada önemlidir (Sung ve ark., 2003).

*Esneklik (elastik) modülü (young modülü):* Bir malzemenin elastikiyetini, yani kuvvet uygulandıktan sonra eski haline dönebilme yeteneğini tanımlar. Esneklik modülü, gerilme ile

gerinim arasındaki orantıdır. Birimi Pascal'dır (Pa). Esneklik modülü, restoratif materyaller için önemli bir etkiye sahiptir (Tunçdemir ve ark., 2022).

*Poisson oranı:* Bir malzemenin bir yönde gerilime maruz kaldığında diğer yönlerdeki boyut değişikliklerini ifade eder. Enine gerinim ile boyuna gerinim arasındaki orantıdır (Sakaguchi & Powers, 2012).

*Von mises stresi:* Karmaşık stres durumlarında malzemenin akma dayanımını karşılaştırmak için kullanılan bir kriterdir. Malzemenin deformasyon kriterini değerlendirmek için yaygın olarak kullanılır. Bu kritere göre bir malzeme Von mises stresi akma dayanımını aştığında plastik deformasyona girer. Birimi Pascal'dır (Pa) (Taşkınsel & Gümüş, 2014).

### **2.3.2. Sonlu Elemanlar Analizinin Aşamaları**

Sonlu elemanlar analizi üç ana aşamadan oluşur: İşlem öncesi (pre-processing), işlem aşaması (processing) ve işlem sonrası (post-processing). İşlem öncesi aşamada analiz için gerekli olan geometrik model oluşturulur (Gao ve ark., 2006). Biyolojik yapılardan geometrik model elde etmek oldukça karmaşık bir süreçtir. Bu zorluğun temel sebepleri; dokuların sahip olduğu kompleks şekiller, farklı materyaller ve bu materyallerin karmaşık kompozisyonlarıdır. Geometrik modelin doğruluğu, analiz sonuçlarının güvenilirliği için büyük önem taşır (Akbaş ve ark., 2021). İki boyutlu modeller için fotoğraf, radyografi veya tomografi kesit verilerinden faydalanılır ve bu aşamada bir radyoloji uzmanının katkısı gerekebilir.

Geometrik model hazırlandıktan sonra ayrışma (discretization) işlemi yapılır. Bu işlem, modeli düğüm noktalarıyla bağlantılı daha küçük parçalara ayırma sürecidir. Model, düğüm adı verilen noktalar ve bunların birleşimiyle oluşan ağ (mesh) yapısı üzerinden analiz edilir. Ağın yoğunluğu; stresin fazla olduğu alanlarda sıklaştırılırken, daha az stres taşıyan bölgelerde daha seyrek yerleştirilir. Ağ oluşturma işlemi manuel ya da otomatik olarak yapılabilir; manuel yöntem iki boyutlu modellerde daha iyi sonuç verirken, üç boyutlu modellerde genellikle otomatik yöntem tercih edilir (Saxena & Cahndak, 2016).

İşlem aşaması (processing), bilgisayar yazılımının analiz için gerekli hesaplamaları gerçekleştirdiği kısımdır. Bu aşamada model üzerindeki yüklerin ve kuvvetlerin etkisiyle oluşan denklemler sistematik bir şekilde oluşturulur ve çözülür. Analiz sırasında modeldeki gerilme, gerinim ve diğer mekanik davranışlar bilgisayar algoritmaları yardımıyla sayısal olarak hesaplanır (Akbaş ve ark., 2021).

İşlem sonrası aşama (post-procesing) ise analizden elde edilen sonuçların görselleştirildiği bölümdür. Bu aşamada çözüm sonuçları grafikler, şekiller ve renkli haritalar halinde sunulur. Gerilme ve deformasyon gibi mekanik davranışlar, görsel olarak anlaşılabilir bir şekilde temsil edilir. Bu görselleştirmeler hem analiz sonuçlarını değerlendirmeyi kolaylaştırır hem de verilerin yorumlanmasını destekler (Tunçdemir ve ark, 2022).



### **3. MATERYAL VE METOT**

Çalışmada çekilmiş dişler kullanılacağı için Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi İlaç ve Tıbbi Cihaz Dışı Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 2024/ 517 karar sayılı etik onayı alınmıştır. Herhangi bir yüzeyinde çürük bulunmayan, madde kaybı olmayan

ve periodontal problem nedeniyle çekimi yapılmış maksiller 1. ve 2. premolar ve mandibular 1. ve 2. premolar dişlerin konik ışınli bilgisayarlı dental tomografi cihazı kullanılarak 3 boyutlu görüntüleri alınmıştır (Konik ışınli bilgisayarlı tomografi cihazı (CBCT), Planmeca Viso G7, Planmeca Oy, Helsinki, Finlandiya). Çekilmiş dişler dental tomografi cihazı ile taranacağı güne kadar salin solüsyonunda bekletilmiş, solüsyondan çıkarıldıktan sonra pomza ve fırça ile yüzeylerdeki eklentiler uzaklaştırılmıştır. Görüntüleme hacminin boyutu, X-ışınının rotasyon merkezinde çapı 55 x 60 mm (5,5 x 6,0 cm) olan bir silindirdir. Görüntüler standart parametreler olan ve farklı örneklere göre değıştirilebilen 100 kVp (Peak kilovoltage, X-ışınının tüpünün en yüksek voltajı), 12,5 mA (miliamper, elektrik akımı değeri) koşulunda ve 0,450 mm çözünürlükte, 4,000 saniyelik pozlama süresi parametreleri kullanılarak çekilmiştir. Görüntüler, dicom formatında elde edildikten sonra, bu dosyalar Materialise Interactive Medical Image Control System (Mimics 12.00, Leuven, Belgium) yazılımına aktarılmıştır. Her bir diş dokusu için ayrı maskeler oluşturulmuş ve ardından STL formatına dönüştürülmüştür.

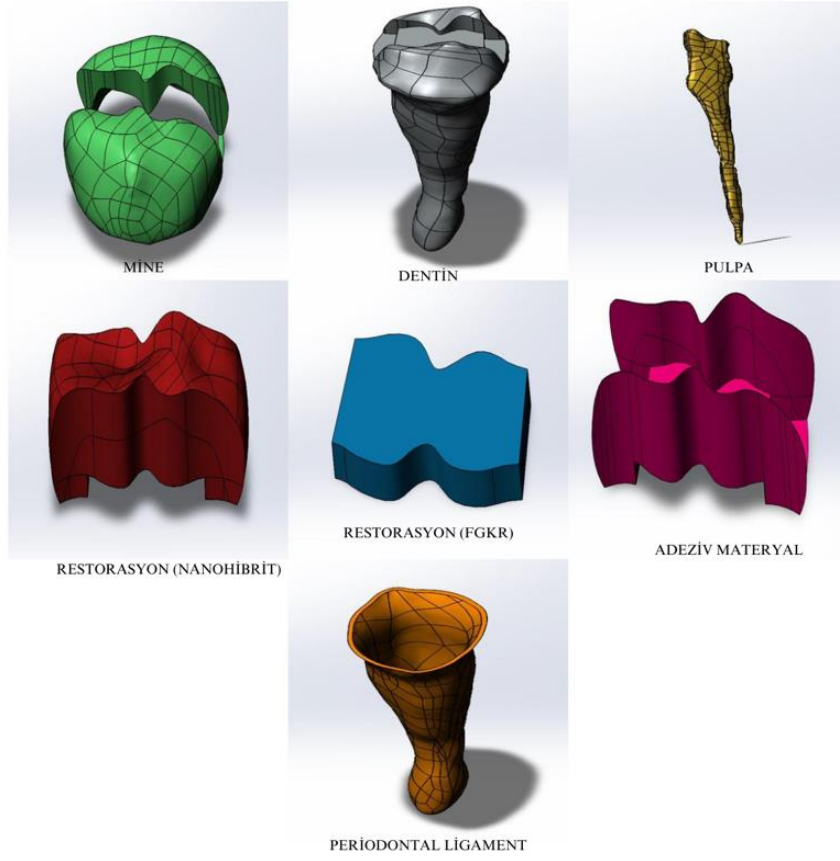
Elde edilen STL dosyaları Geomagic Design X (Geomagic Design X 2020.0) programına yüklenerek gerekli düzenlemeler yapılmış ve yüzey yumuşatma işlemleri tamamlandıktan sonra STP dosyalarına çevrilmiştir. Daha sonra, elde edilen STP dosyaları Solidworks (Solidworks corp., USA) programına aktarılmış ve dört farklı dişe sınıf 2 mod kavite preparasyonları uygulanarak stres analizine uygun hale getirilmiştir. Kavitelelerin mezial ve distal basamaklarda okluzogingival derinlikleri 4,5 mm, okluzalde bulunan kavitelelerin derinlikleri ise 3,5 mm, kavitelelerin bukkopalatinal/lingual genişlikleri ise dişin bu genişliğinin 1/3'ü olacak şekilde ayarlanmıştır. Örnekleme grupları 4 gruptan oluşmaktadır. 1.grupta bulunan sınıf 2 mod kavitelere sahip modeller inkremental (tabakalı) teknikle nanohibrit kompozit rezinle restore edilmiştir. 2. grupta bulunan sınıf 2 mod kavitelere sahip modeller inkremental (tabakalı) teknikle bulk fill kompozit rezinle restore edilmiştir. Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinlerin temel prensibinde ağız ortamıyla ilişkide olmaması gerektiği için bu kompozit rezinlerin üzerinin aşınma direnci yüksek ve cilalanabilir bir kompozit rezinle örtülmesi gerekmektedir. Bu nedenle 3. grupta bulunan sınıf 2 mod kavitelere sahip modeller önce nanohibrit kompozit rezinle sınıf 1 kavite haline getirilmiş, okluzal kavitenin tabanına kısa cam fiber takviyeli akışkan kompozit rezin 1 mm kalınlığında yerleştirilmiş, üzerine tekrar nanohibrit kompozit rezin yerleştirilmiştir. 3. grupta olduğu gibi 4. grupta bulunan sınıf 2 mod kavitelere sahip modeller de önce nanohibrit kompozit rezinle sınıf 1 kavite haline getirilmiş, okluzal kavitenin tabanına kısa cam fiber takviyeli kompozit rezin 1 mm kalınlığında yerleştirilmiş, üzerine tekrar nanohibrit kompozit rezin yerleştirilmiştir. Bütün kavitelere adeziv

materyal uygulanmış ve adeziv tabakasının kalınlığı 15 mikrometre olarak belirlenmiştir. Aynı yazılım kullanılarak mine, dentin, pulpa ve periodontal ligament (0,2 mm) dokularına ait modeller oluşturulmuş ve elde edilen bu modeller ABAQUS (2020 Dassault Systems Simulation Corp., Johnston, RT, USA) programına aktarılmıştır.

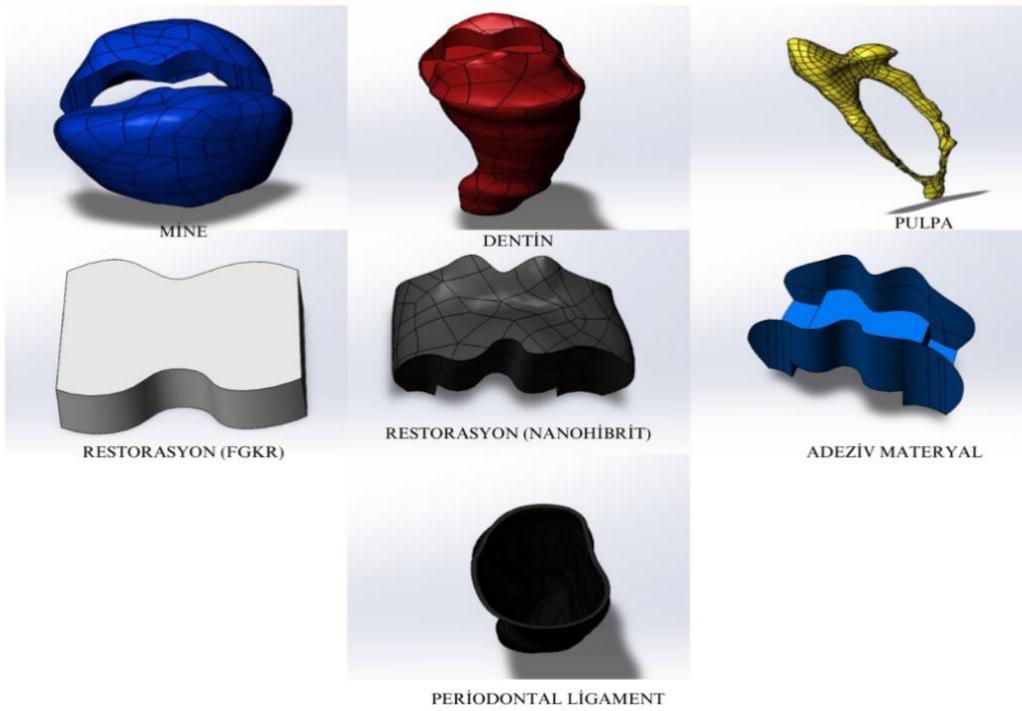
Solidworks yazılımında oluşturulan modeller aşağıda yer alan şekillerde görselleştirilmiştir (Şekil 5,6,7,8).



**Şekil 5.** Solidworks programında oluşturulan mandibular 1. premolar diş modeli



Şekil 6. Solidworks programında oluşturulan mandibular 2. premolar diş modeli



Şekil 7. Solidworks programında oluşturulan maksiller 1. premolar diş modeli



**Şekil 8.** Solidworks programında oluşturulan maksiller 2. premolar diş modeli

ABAQUS programında Sonlu Elemanlar (FE) modeli oluşturulmuştur. Bu dokuların ve kullanılan materyallerin bilgisayar ortamında doğru şekilde modellenebilmesi için Young modülü ve Poisson oranı gibi mekanik özelliklerinin bilinmesi gerekmektedir. Bu mekanik özelliklere ait değerler Tablo 1’de verilmiştir. Gerçekçi modelleme ve elde edilen sonuçların güvenilirliğini arttırmak amacıyla, oluşturulan modellerin toplam node ve element sayıları oldukça yüksek tutulmuştur. Tablo 2’de, modellerde yer alan toplam node ve element sayıları gösterilmektedir.

**Tablo 1.** Kullanılan diş dokularının ve materyallerin Young modülleri ve Poisson oranları

	Young Modülü	Poisson Oranı
Mine	84,1	0,33
Dentin	18,6	0,31
Pulpa	0,002	0,45
Periodontal ligament	0,0689	0,45
Nanohibrit kompozit	16,6	0,24
Bulk fill kompozit	12	0,25
Kısa cam fiber takviyeli akışkan kompozit rezin	11,4	0,27
Kısa cam fiber takviyeli tepilebilir kompozit rezin	12,3	0,24
Adeziv materyal	1	0,24

**Tablo 2.** Diş modellerine ait toplam node ve element sayıları

	Mesh Type	Total Nodes	Total Elements
Maksiller 1. Premolar Diş	Linear tetrahedral elements of type C3D4	563907	2914171
Maksiller 2. Premolar Diş	Linear tetrahedral elements of type C3D4	589920	3059429
Mandibular 1. Premolar Diş	Linear tetrahedral elements of type C3D4	595517	3069661
Mandibular 2. Premolar Diş	Linear tetrahedral elements of type C3D4	454748	2336895

ABAQUS programında oluşturduğumuz FE modelinde her diş modeli için çiğneme kuvvetini taklit etmek amacıyla dişin okluzal bölgesine yer düzlemine dik olacak şekilde 225 Newton (N) kuvvet uygulanmıştır. 4 farklı restoratif materyal ile restore edilmiş modellere uygulanan bu kuvvet sonucunda diş dokusu, restoratif materyal ve adeziv materyal üzerinde meydana gelen stres bölgeleri belirlenip incelenmiştir. Stres dağılımları yalnızca aynı dişe ait modeller arasında karşılaştırılmıştır.

## 4. BULGULAR

### 4.1. Mandibular 1. Premolar Diş Modeline Ait Bulgular

Mandibular 1. premolar dişte hazırlanan Sınıf 2 mod kaviteleer; nanohibrit kompozit rezin, bulk fill kompozit rezin ve fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinlerle restore edilmiştir. Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinlerin kullanılacağı kaviteleer öncelikle nanohibrit kompozit rezinle sınıf 1 kaviteye dönüştürülmüş, okluzalde bulunan kavitenin tabanına önce fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin yerleştirilmiş, sonrasında ise üzeri nanohibrit kompozit rezinle örtülmüştür. Restore edilen bu diş modeline ait restorasyonlardaki ve diş dokularındaki stres değerleri aşağıdaki tablolarda verilmiştir (Tablo 3,4)

**Tablo 3.** Mandibular 1.premolar diş modeline ait diş dokularında ve nanohibrit ve bulk fill kompozit restorasyonlarda oluşan stres değerleri

	Bulk fill kompozit rezin (MPa)	Nanohibrit kompozit rezin (MPa)
Mine	78,98	78,51
Dentin	70,00	70,70
Restorasyon	7,761	7,636
Adeziv materyal	10,74	8,998

**Tablo 4.** Mandibular 1.premolar diş modeline ait diş dokularında ve FGKR kullanılan restorasyonlarda oluşan stres değerleri

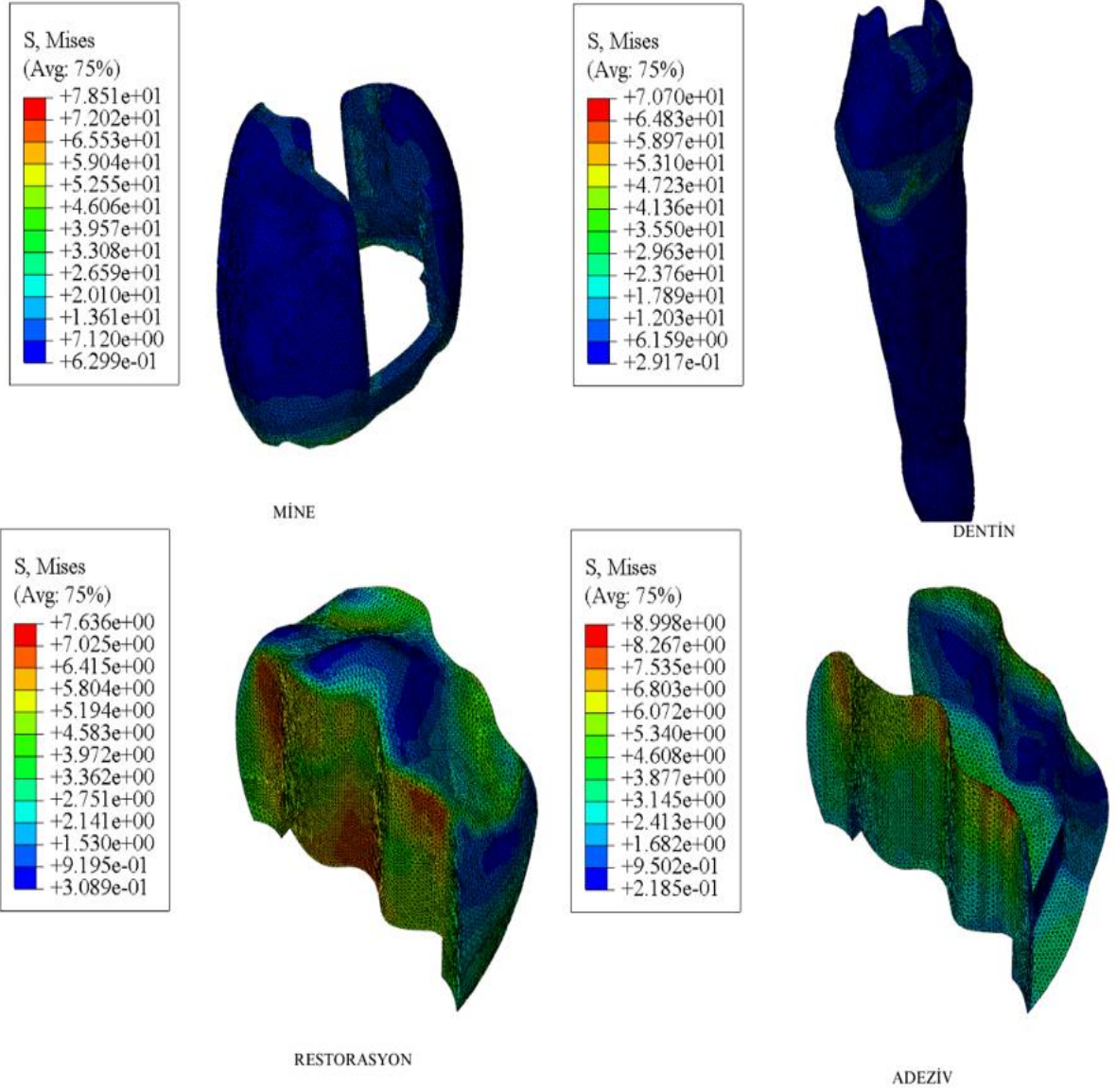
	Fiberle güçlendirilmiş akışkan kompozit rezin (MPa)	Fiberle güçlendirilmiş tepilebilir kompozit rezin (MPa)
Mine	27,09	26,93
Dentin	22,29	22,26
Restorasyon (Nanohibrit kompozit rezin kısım)	13,09	13,03
Restorasyon (Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin kısım)	7,481	7,821
Adeziv materyal	12,33	12,29

Tablolardaki verileri incelediğimiz zaman; mine dokusu üzerinde biriken stres değeri en fazla bulk fill kompozit rezin kullanılan modelde görülürken, en az stres değeri ise fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin kullanılan modelde görülmüştür. Dentin dokusunda biriken stres değerleri bulk fill ve nanohibrit kompozit rezin kullanılan modellerde birbirine yakın ve oldukça yüksek görülürken; fiberle güçlendirilmiş iki farklı kompozit rezinin kullanıldığı modellerde bu oran birbirine yakın ancak bulk fill ve nanohibrit kompozit rezinlere göre oldukça düşük bulunmuştur. Restorasyonlarda biriken stres değerleri arasında karşılaştırma

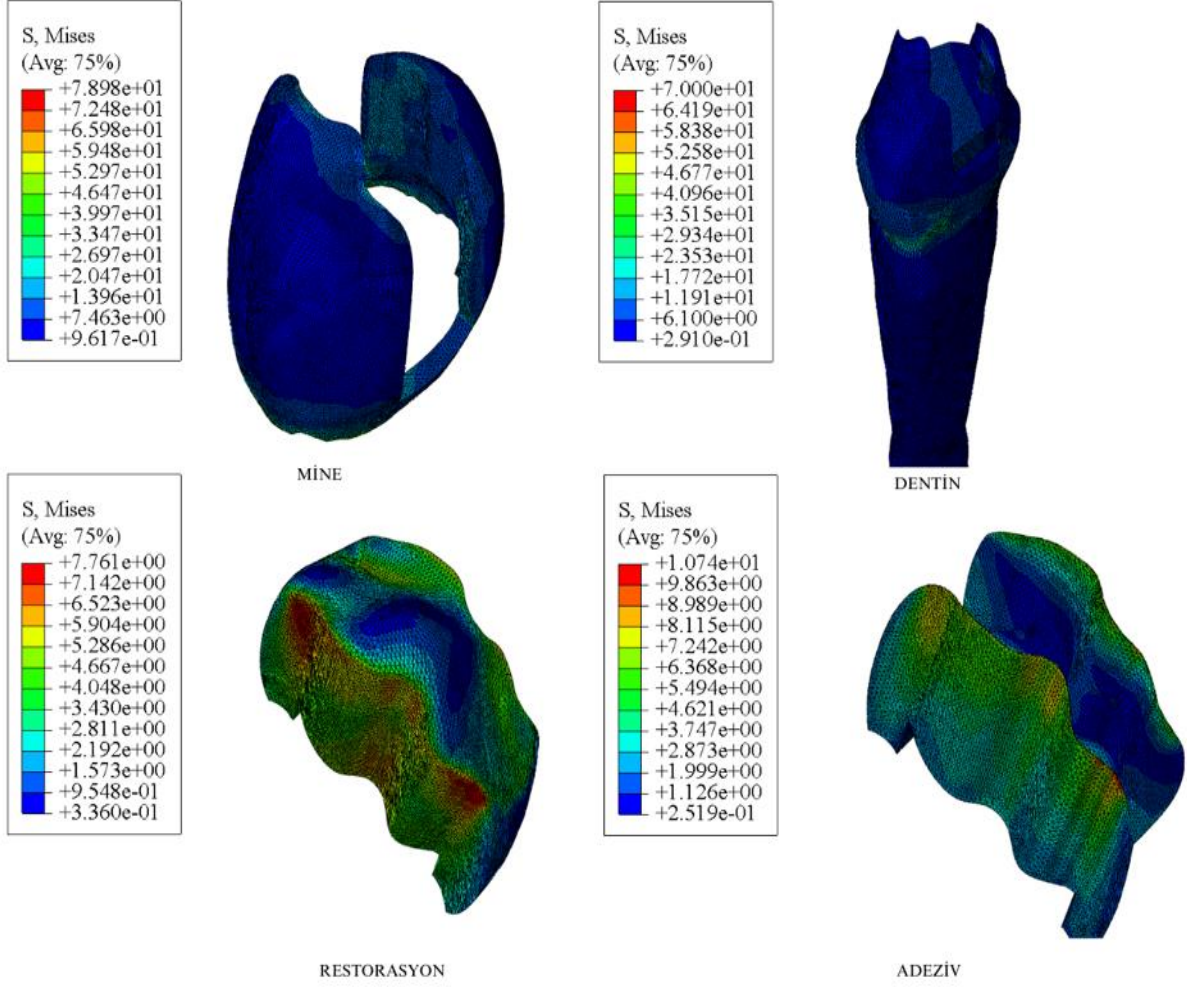
yapıldığında, fiberle güçlendirilmiş rezin kullanılan modellerdeki nanohibrit kompozit rezin kısmında en fazla stres birikimi gözlenirken; bulk fill, nanohibrit ve fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin materyallerde değerler birbirine yakın ve düşük bulunmuştur. Adeziv materyalde biriken stres değerleri incelendiğinde en az stres değeri yalnızca nanohibrit kompozit rezin kullanılan modelde görülmüştür.

Mandibular 1.premolar diş modellerine ait stres dağılım bölgeleri ise aşağıdaki şekiillerde (Şekil 9,10,11,12) gösterilmiştir. Şekillerdeki stres değerleri büyükten küçüğe doğru şu renklerle gösterilmiştir; koyu kırmızı, turuncu, sarı, açık yeşil, yeşil, turkuaz, açık mavi, koyu mavi.

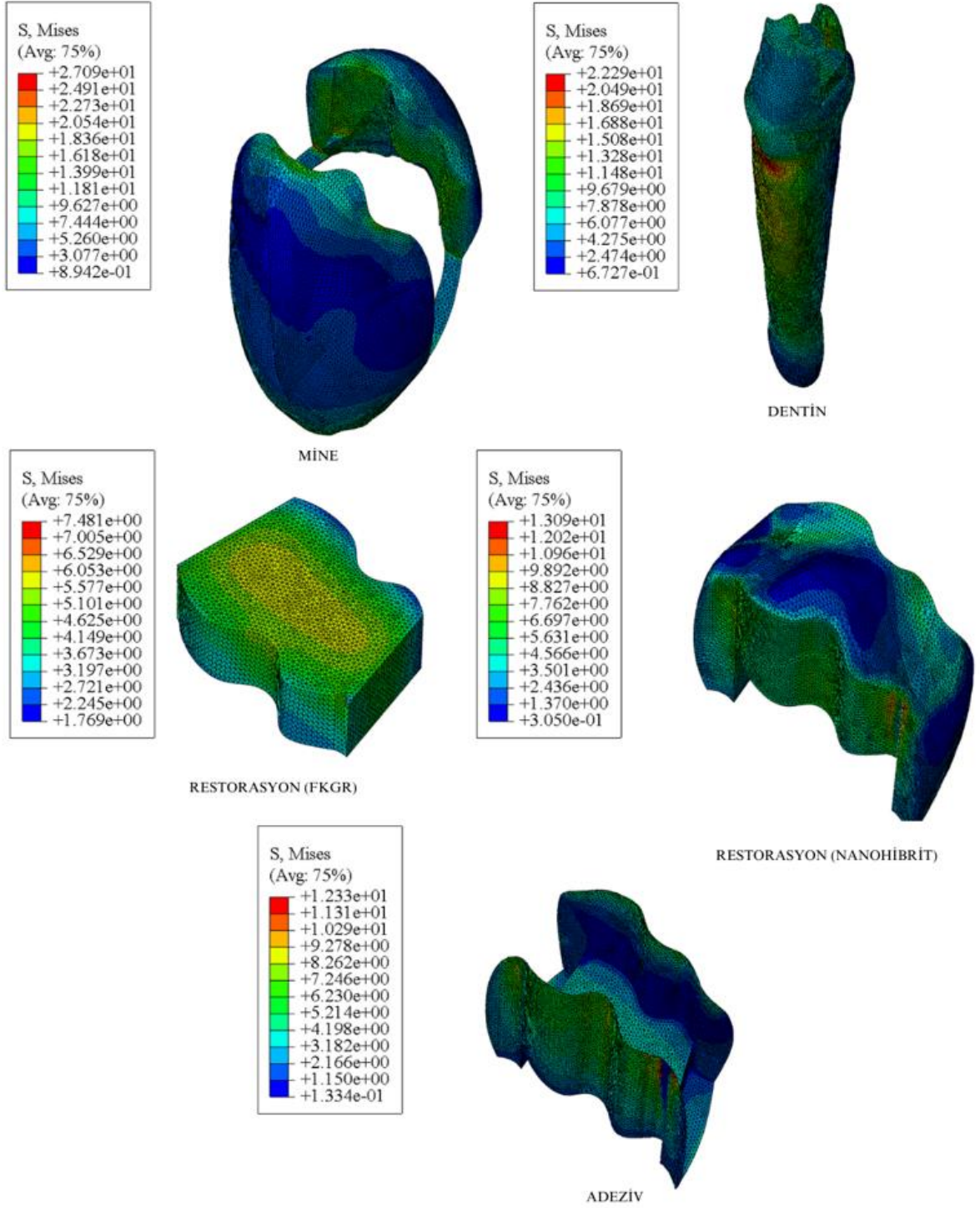




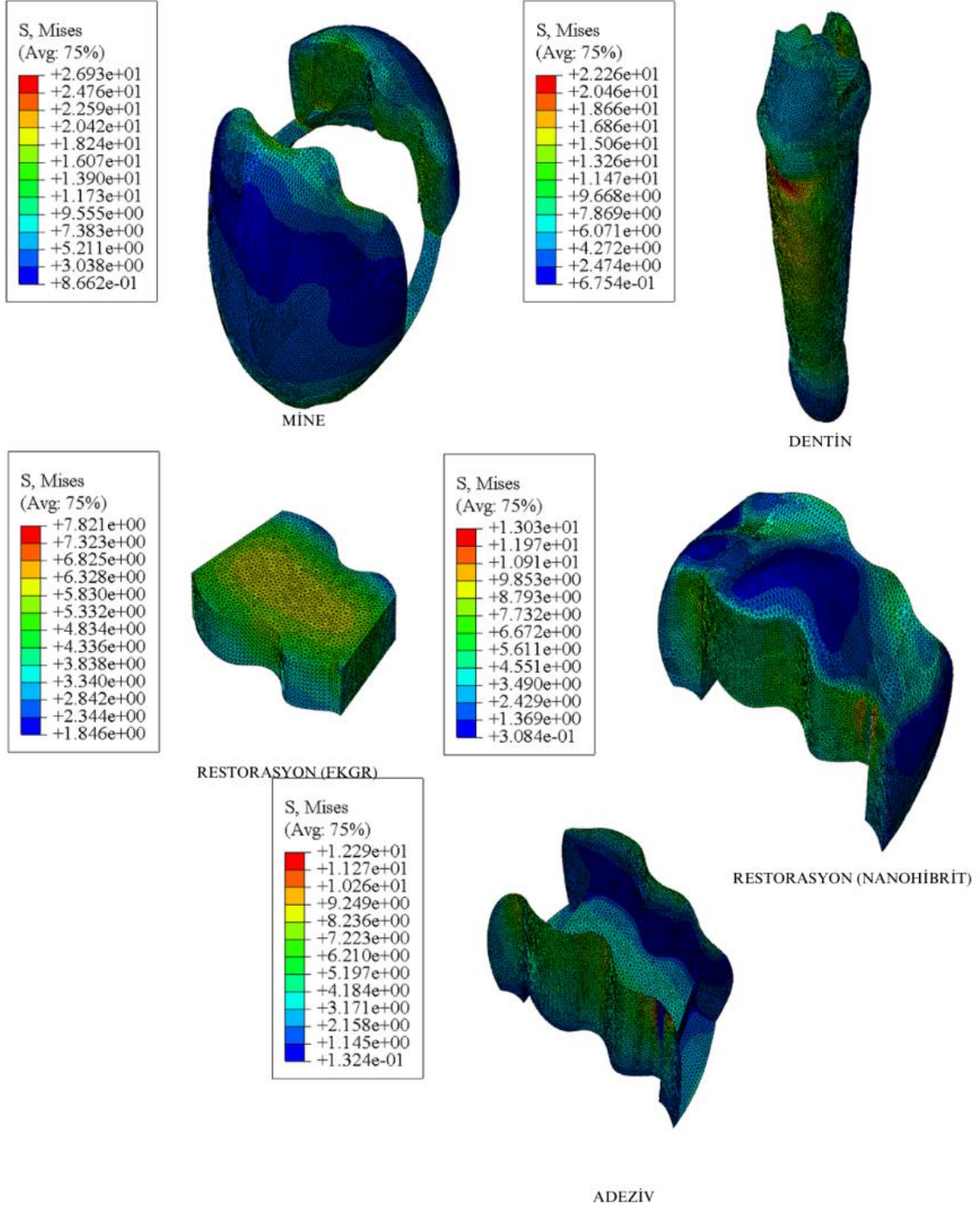
**Şekil 9.** Nanohibrit kompozit rezin kullanılan mandibular 1. premolar dişe ait stres dağılım bölgeleri



**Şekil 10.** Bulk fill kompozit rezin kullanılan mandibular 1. premolar dişe ait stres dağılım bölgeleri



**Şekil 11.** Fiberle güçlendirilmiş akışkan kompozit rezin kullanılan mandibular 1. premolar dişe ait stres dağılım bölgeleri



**Şekil 12.** Fiberle güçlendirilmiş tepilebilir kompozit rezin kullanılan mandibular 1.premolar dişe ait stres dağılım bölgeleri

#### 4.2. Mandibular 2. Premolar Diş Modeline Ait Bulgular

Mandibular 2. premolar dişte hazırlanan Sınıf 2 mod kavite; nanohibrit kompozit rezin, bulk fill kompozit rezin ve fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinlerle restore edilmiştir. Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinlerin kullanılacağı kavite öncelikle nanohibrit kompozit rezinle sınıf 1 kaviteye dönüştürülmüş, okluzalde bulunan kavitenin tabanına önce fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin yerleştirilmiş, sonrasında ise üzeri nanohibrit kompozit rezinle örtülmüştür. Restore edilen bu diş modeline ait restorasyonlardaki ve diş dokularındaki stres değerleri aşağıdaki tablolarda verilmiştir (Tablo 5,6)

**Tablo 5.** Mandibular 2. premolar diş modeline ait diş dokularında ve nanohibrit ve bulk fill kompozit restorasyonlarda oluşan stres değerleri

	Bulk fill kompozit rezin (MPa)	Nanohibrit kompozit rezin (MPa)
Mine	40,28	36,29
Dentin	19,75	19,45
Restorasyon	9,197	9,465
Adeziv materyal	8,336	8,364

**Tablo 6.** Mandibular 2. premolar diş modeline ait diş dokularında ve FGKR kullanılan restorasyonlarda oluşan stres değerleri

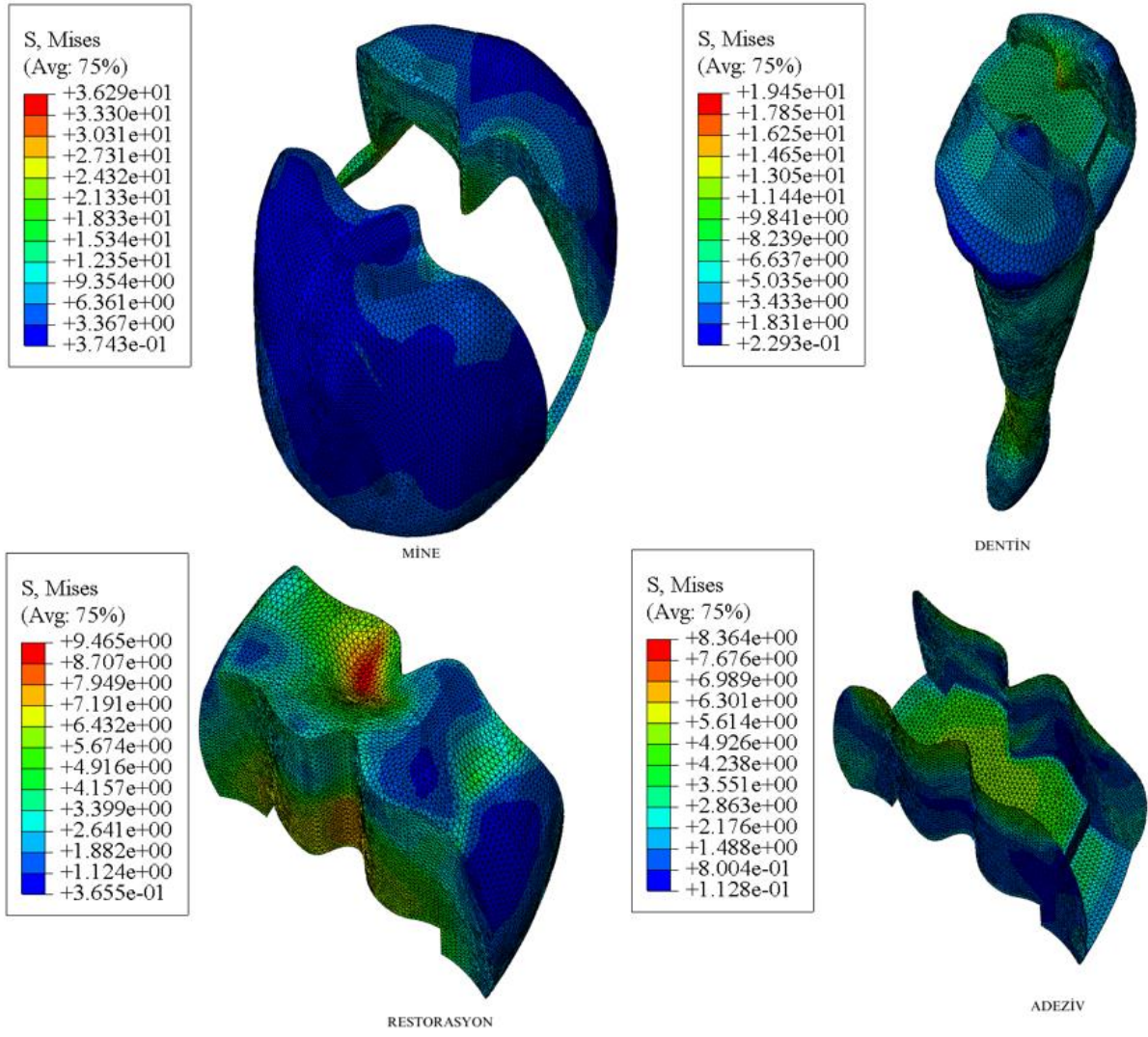
	Fiberle güçlendirilmiş akışkan kompozit rezin (MPa)	Fiberle güçlendirilmiş tepilebilir kompozit rezin (MPa)
Mine	37,28	37,10
Dentin	19,35	19,31
Restorasyon (Nanohibrit kompozit rezin kısım)	15,36	15,38
Restorasyon (Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin kısım)	7,528	7,941
Adeziv materyal	14,46	14,42

Tablolar incelendiğinde, mine dokusunda biriken stres değerleri bütün materyaller için birbirine yakın bulunmuştur. Aynı şekilde dentin dokusuna bakıldığında stres değerleri bütün materyaller için birbirine yakın bulunmuştur. Restorasyonlar üzerinde biriken stres değerleri karşılaştırıldığında fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin, bulk fill ve yalnızca nanohibrit kompozit rezin kullanılan modellerde değerler birbirine yakın ve düşük bulunurken; fiberle güçlendirilmiş kompozit rezini örtmek için kullanılan nanohibrit kompozit rezinde değer

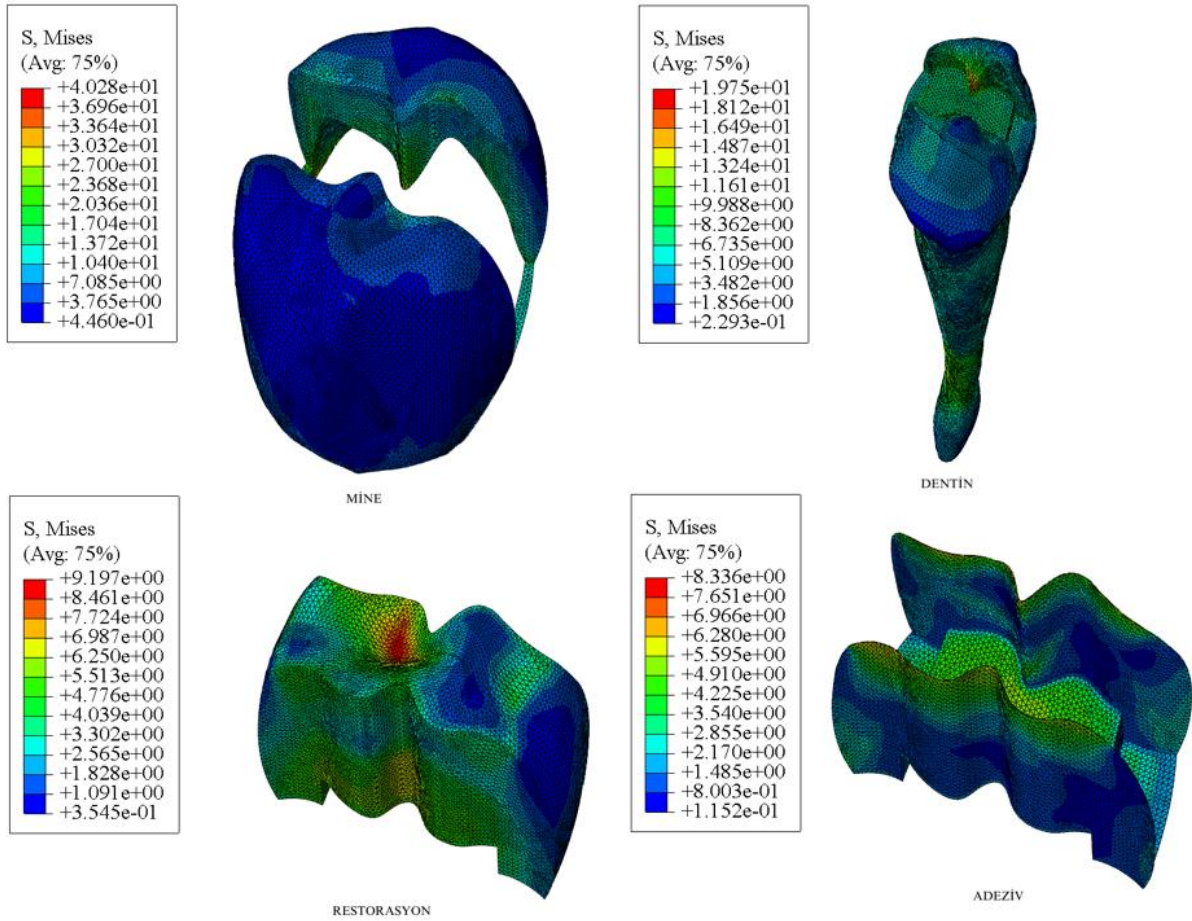
yüksek bulunmuştur. Adeziv materyallere gelen stresler karşılaştırıldığında ise; fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin kullanılan modellerdeki değerler, bulkfill ve nanohibrit kullanılan modellere göre yüksek bulunmuştur.

Mandibular 2.premolar diş modellerine ait stres dağılım bölgeleri ise aşağıdaki şekillerde (Şekil 13,14,15,16) gösterilmiştir. Şekillerdeki stres değerleri büyükten küçüğe doğru şu renklerle gösterilmiştir; koyu kırmızı, turuncu, sarı, açık yeşil, yeşil, turkuaz, açık mavi, koyu mavi.

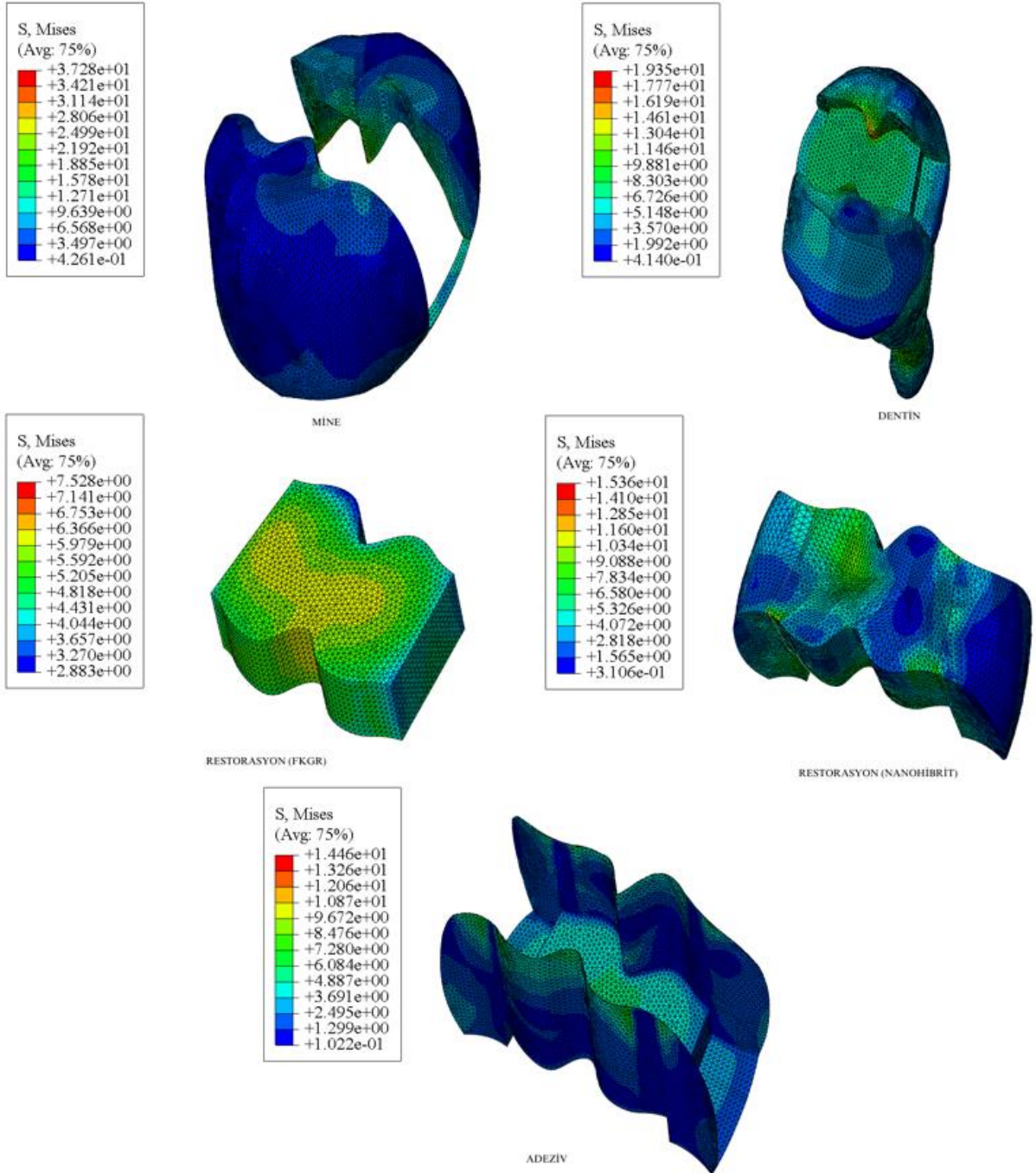




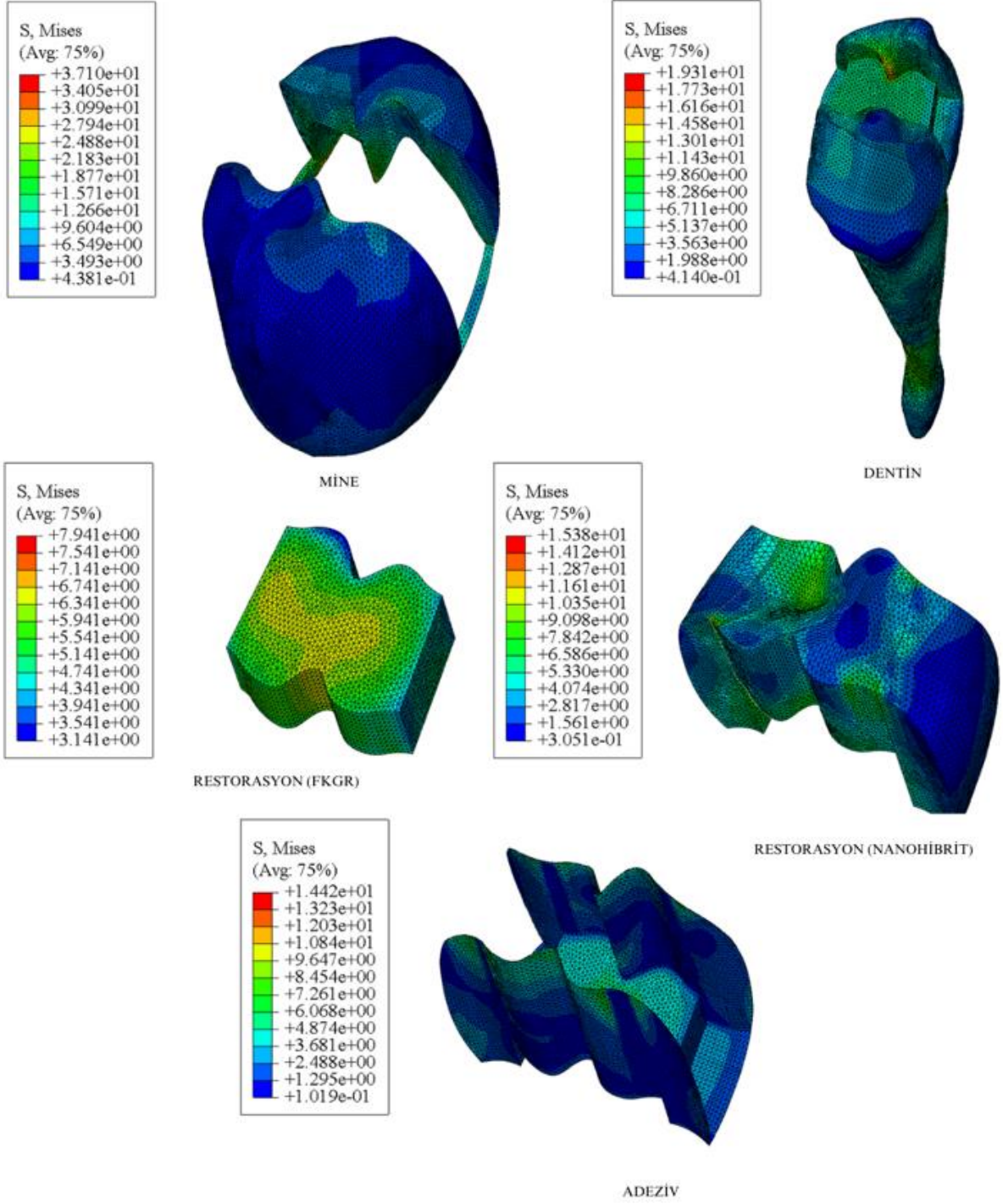
**Şekil 13.** Nanohibrit kompozit rezin kullanılan mandibular 2. premolar dişe ait stres dağılım bölgeleri



**Şekil 14.** Bulk fill kompozit rezin kullanılan mandibular 2. premolar dişe ait stres dağılım bölgeleri



Şekil 15. Fiberle güçlendirilmiş akışkan kompozit rezin kullanılan mandibular 2. premolar dişe ait stres dağılım bölgeleri



Şekil 16. Fiberle güçlendirilmiş tepilebilir kompozit rezin kullanılan mandibular 2.premolar dişe ait stres dağılım bölgeleri

#### 4.3. Maksiller 1. Premolar Diş Modeline Ait Bulgular

Maksiller 1. premolar dişte hazırlanan sınıf 2 mod kavite; nanohibrit kompozit rezin, bulk fill kompozit rezin ve fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinlerle restore edilmiştir. Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinlerin kullanılacağı kavite öncelikle nanohibrit kompozit rezinle sınıf 1 kaviteye dönüştürülmüş, okluzalde bulunan kavitenin tabanına önce fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin yerleştirilmiş, sonrasında ise üzeri nanohibrit kompozit rezinle örtülmüştür. Restore edilen bu diş modeline ait restorasyonlardaki ve diş dokularındaki stres değerleri aşağıdaki tablolarda verilmiştir (Tablo 7,8)

**Tablo 7.** Maksiller 1. premolar diş modeline ait diş dokularında ve nanohibrit ve bulk fill kompozit restorasyonlarda oluşan stres değerleri

	Bulk fill kompozit rezin (MPa)	Nanohibrit kompozit rezin (MPa)
Mine	105,4	82,97
Dentin	23,58	23,22
Restorasyon	16,32	17,26
Adeziv materyal	14,83	14,03

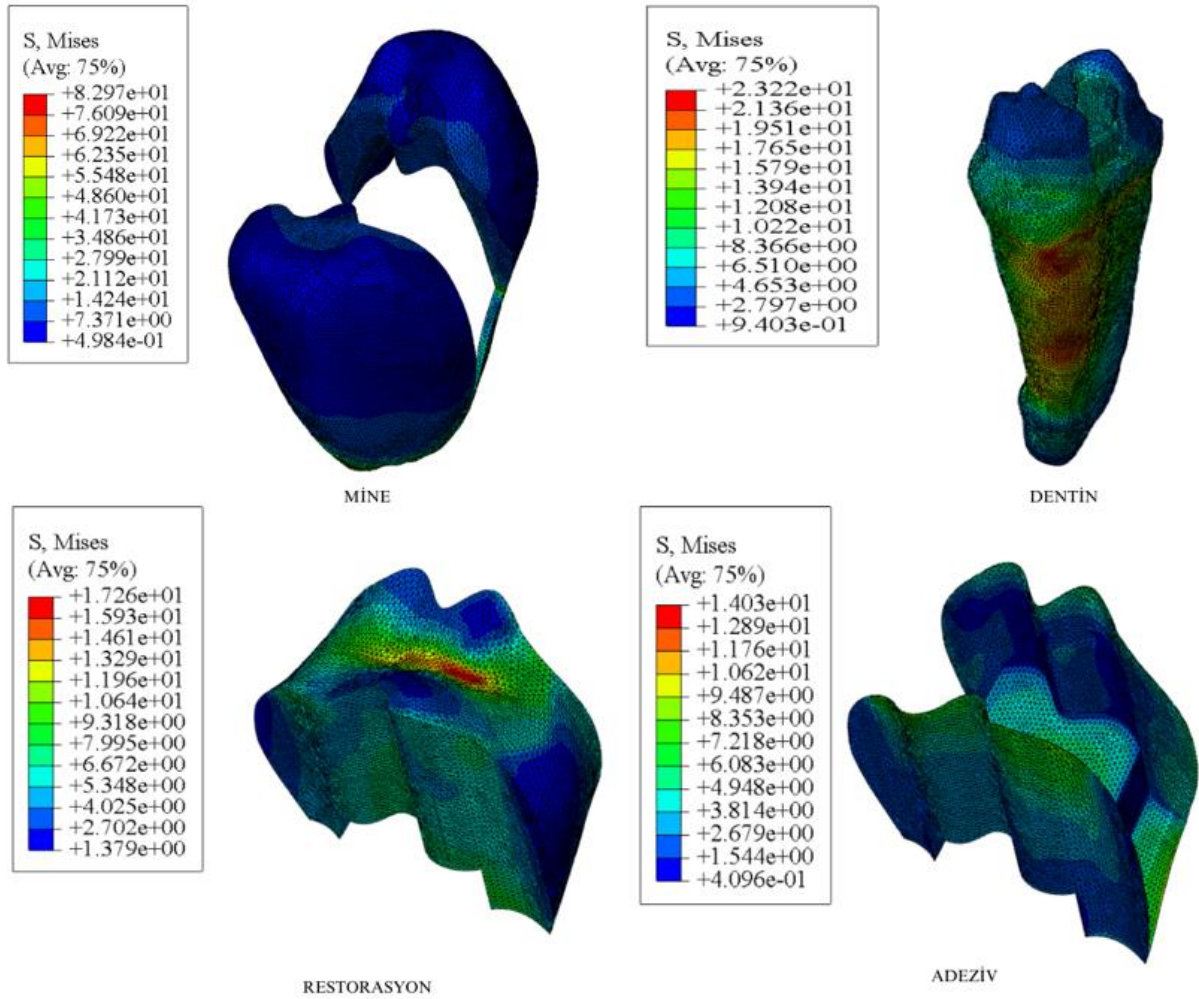
**Tablo 8.** Maksiller 1. premolar diş modeline ait diş dokularında ve FGKR kullanılan restorasyonlarda oluşan stres değerleri

	Fiberle güçlendirilmiş akışkan kompozit rezin (MPa)	Fiberle güçlendirilmiş tepilebilir kompozit rezin (MPa)
Mine	102,8	102,6
Dentin	23,40	23,37
Restorasyon (Nanohibrit kompozit rezin kısım)	16,88	16,91
Restorasyon (Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin kısım)	7,134	7,444
Adeziv materyal	9,532	9,480

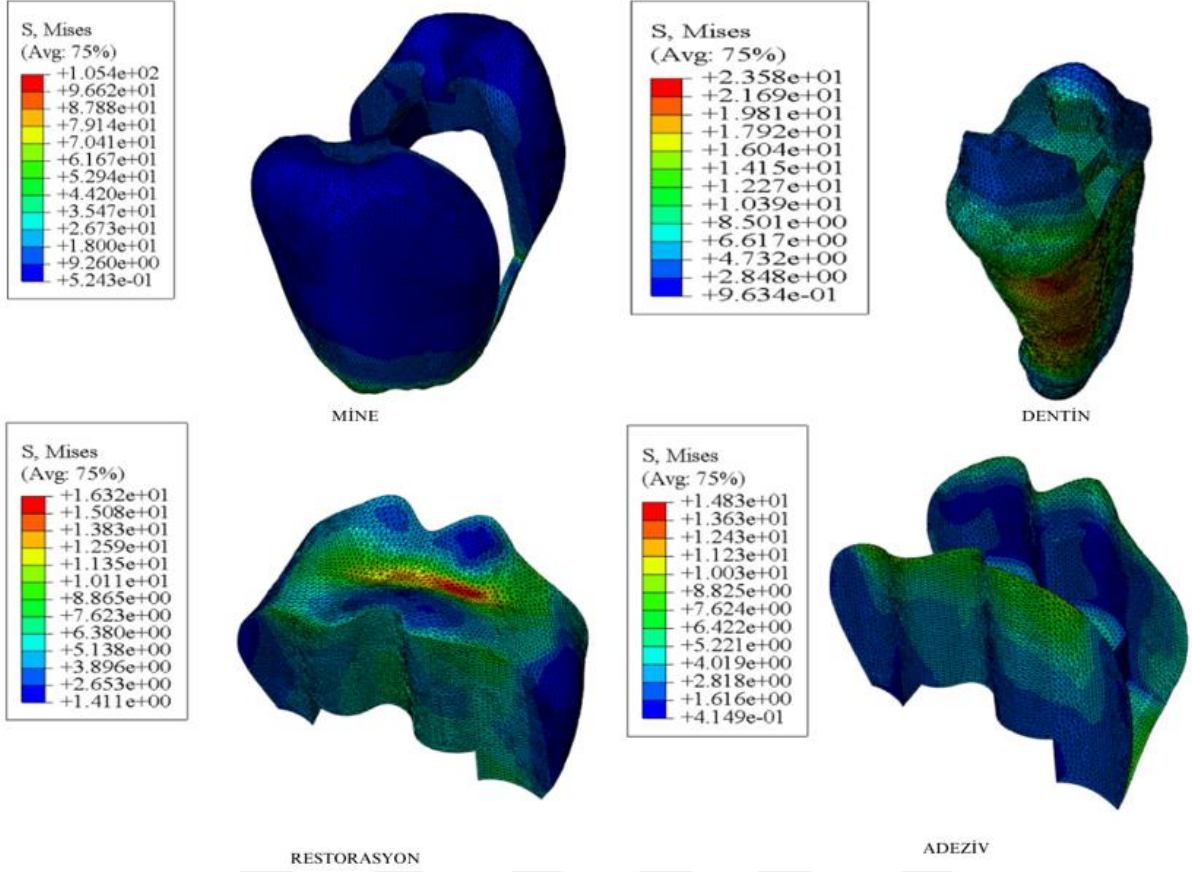
Tabloları incelediğimizde mine dokusunda biriken stres miktarının bütün materyaller için oldukça yüksek bulunduğu görülmüş; materyaller arasında en fazla bulk fill kompozit rezin kullanılan modelde, en az ise yalnızca nanohibrit kompozit rezin kullanılan modelde gözlenmiştir. Dentin dokusunda biriken stres değerlerine bakıldığında ise; bütün materyaller için birbirine yakın ve mine dokusuna göre oldukça düşük oldukları görülmüştür. Restorasyonlar üzerinde biriken stres değerlerine bakıldığında; bulk fill, yalnızca nanohibrit ve fiberle güçlendirilmiş kompozit rezini örtmek için kullanılan nanohibrit kompozit rezin kullanılan modellerde değerler birbirine yakın bulunurken, fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinlerin her

ikisinde de bu değerler daha düşük bulunmuştur. Adeziv materyalde biriken stres değerlerine bakıldığında ise bulk fill ve yalnızca nanohibrit kompozit rezin kullanılan modellerde diğer modellere göre yüksek bulunmuştur.

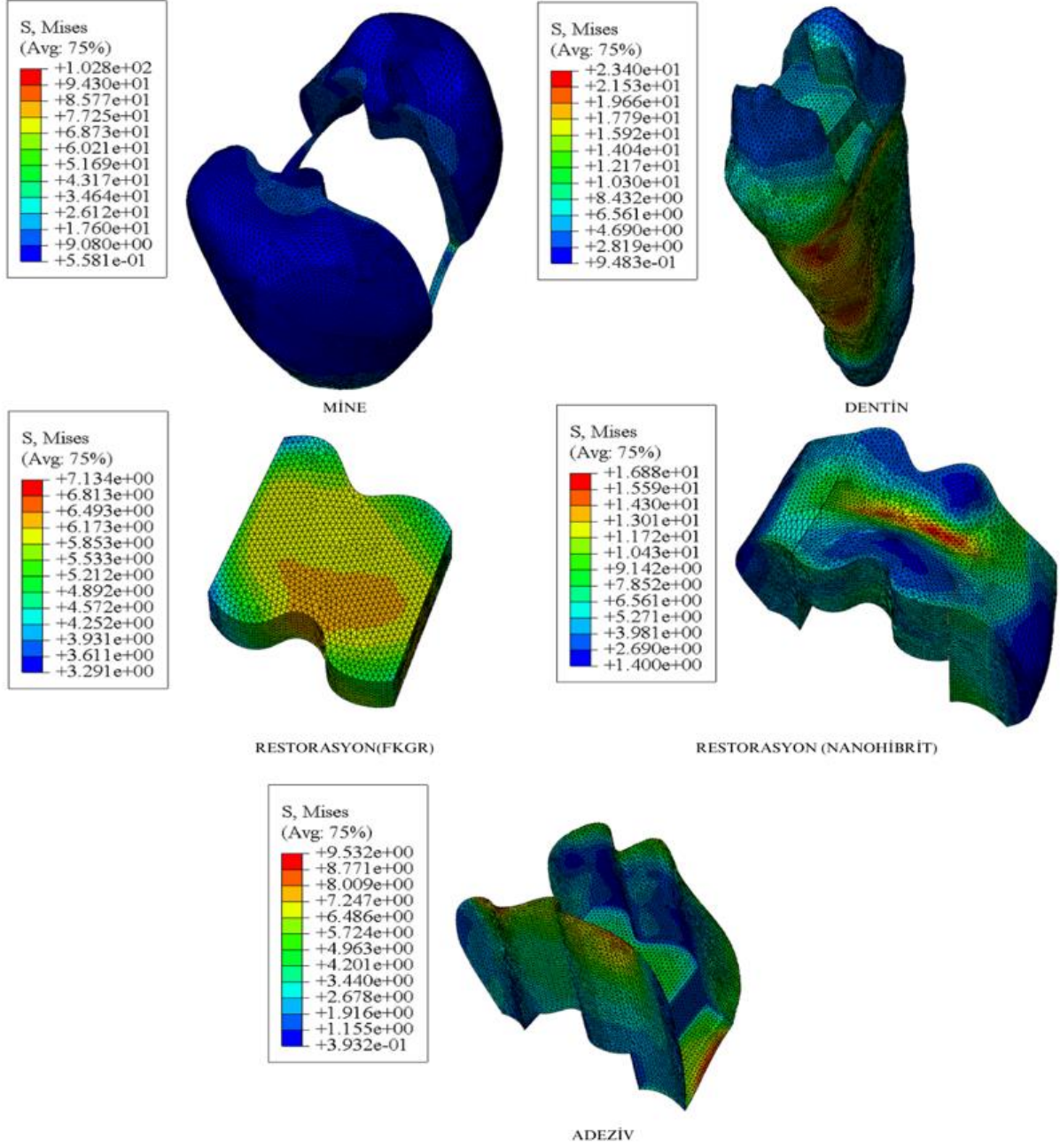
Maksiller 1.premolar diş modellerine ait stres dağılım bölgeleri ise aşağıdaki şekillerde (Şekil 17,18,19,20) gösterilmiştir. Şekillerdeki stres değerleri büyükten küçüğe doğru şu renklerle gösterilmiştir; koyu kırmızı, turuncu, sarı, açık yeşil, yeşil, turkuaz, açık mavi, koyu mavi.



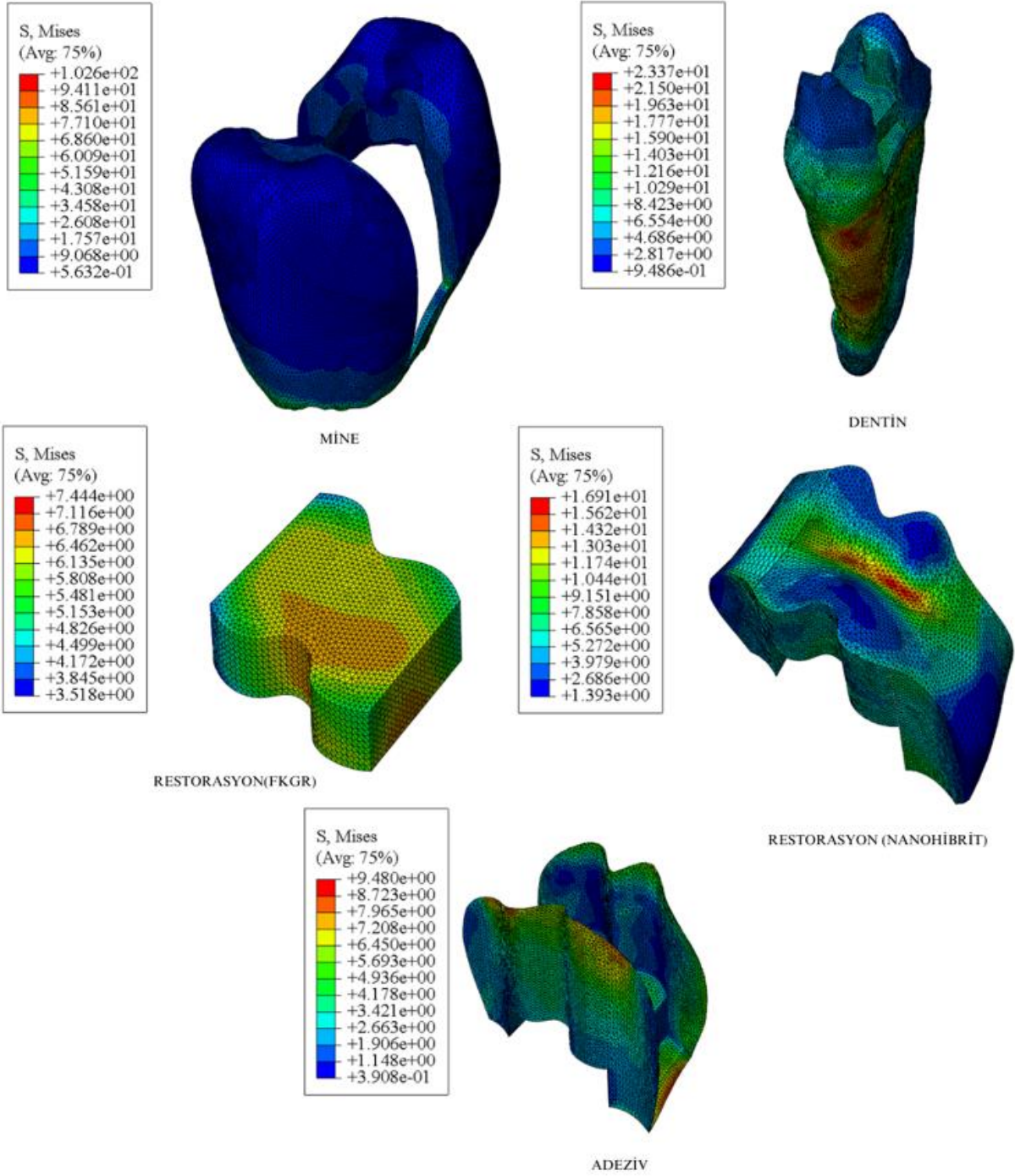
**Şekil 17.** Nanohibrit kompozit rezin kullanılan maksiller 1. premolar diş ait stres dağılım bölgeleri



**Şekil 18.** Bulk fill kompozit rezin kullanılan maksiller 1. premolar dişe ait stres dağılım bölgeleri



**Şekil 19.** Fiberle güçlendirilmiş akışkan kompozit rezin kullanılan maksiller 1. premolar diş ait stres dağılım bölgeleri



**Şekil 20.** Fiberle güçlendirilmiş tepilebilir kompozit rezin kullanılan maksiller 1. premolar dişe ait stres dağılım bölgeleri

#### 4.4. Maksiller 2. Premolar Diş Modeline Ait Bulgular

Maksiller 2. premolar dişte hazırlanan sınıf 2 mod kaviteler; nanohibrit kompozit rezin, bulk fill kompozit rezin ve fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinlerle restore edilmiştir. Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinlerin kullanılacağı kaviteler öncelikle nanohibrit kompozit rezinle sınıf 1 kaviteye dönüştürülmüş, okluzalde bulunan kavitenin tabanına önce fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin yerleştirilmiş, sonrasında ise üzeri nanohibrit kompozit rezinle örtülmüştür. Restore edilen bu diş modeline ait restorasyonlardaki ve diş dokularındaki stres değerleri aşağıdaki tablolarda verilmiştir (Tablo 9,10)

**Tablo 9.** Maksiller 2. premolar diş modeline ait diş dokularında ve nanohibrit ve bulk fill kompozit restorasyonlarda oluşan stres değerleri

	Bulk fill kompozit rezin (MPa)	Nanohibrit kompozit rezin (MPa)
Mine	51,38	51,18
Dentin	15,61	15,55
Restorasyon	12,93	13,68
Adeziv materyal	9,554	7,919

**Tablo 10.** Maksiller 2. premolar diş modeline ait diş dokularında ve FGKR kullanılan restorasyonlarda oluşan stres değerleri

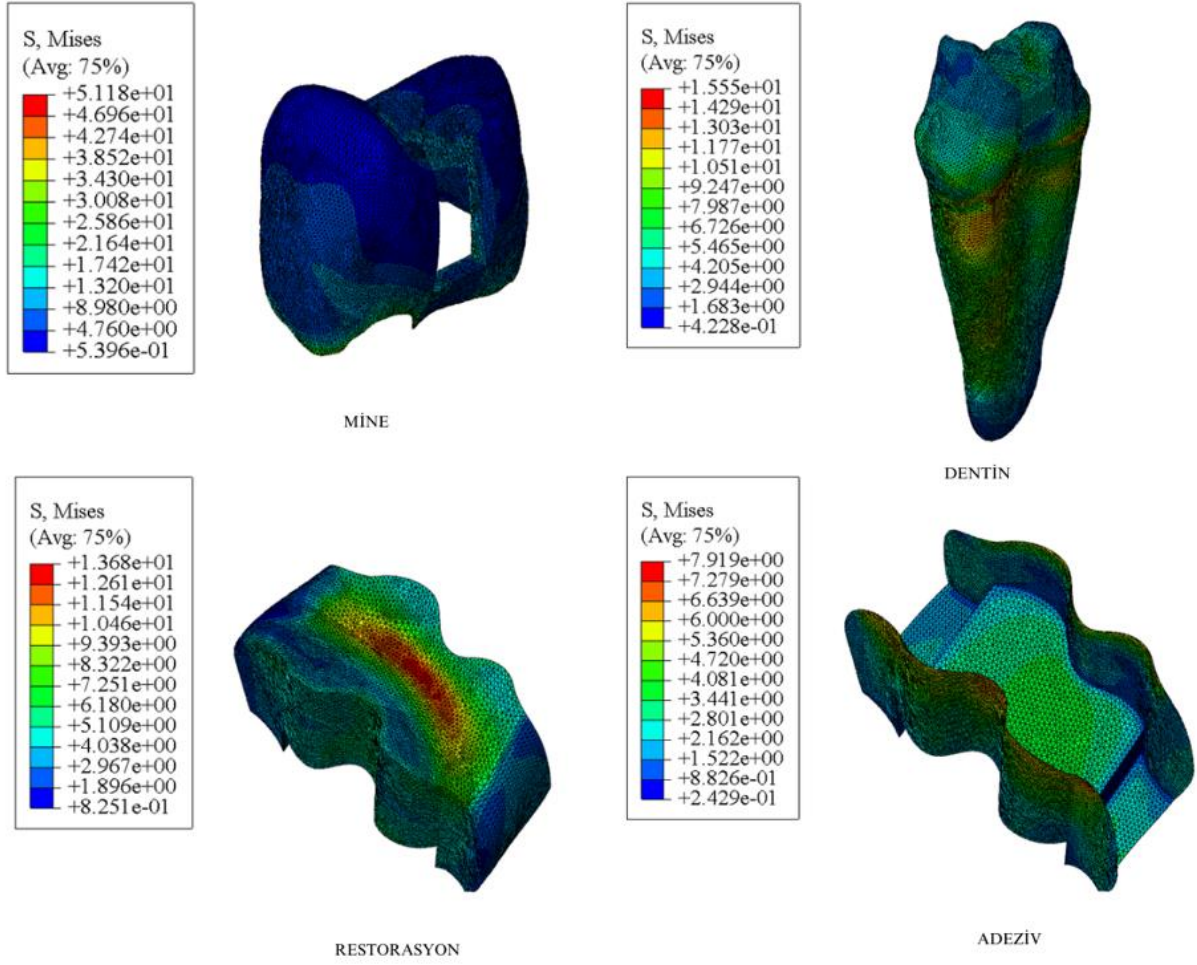
	Fiberle güçlendirilmiş akışkan kompozit rezin (MPa)	Fiberle güçlendirilmiş tepilebilir kompozit rezin (MPa)
Mine	72,44	72,27
Dentin	21,31	21,29
Restorasyon (Nanohibrit kompozit rezin kısım)	14,14	14,10
Restorasyon (Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin kısım)	5,67	5,90
Adeziv materyal	7,966	7,930

Tablolardaki değerleri incelediğimizde; mine dokusunda biriken stres değerleri iki farklı fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin kullanılan modelde de bulk fill ve yalnızca nanohibrit kompozit rezin kullanılan modellere göre yüksek bulunmuştur. Dentin dokusu için de değerler mine dokusuna göre düşük olsa da aynı şekilde bulunmuştur. Restorasyonda biriken stres değerleri karşılaştırıldığında ise; bulk fill, yalnızca nanohibrit ve fiberle güçlendirilmiş kompozit rezini örtmek için kullanılan nanohibrit kompozit rezin kullanılan modellerde değerler birbirine yakın bulunmuştur; buna karşılık fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin kısımda değerler daha az bulunmuştur. Adeziv materyalde biriken stres değerleri

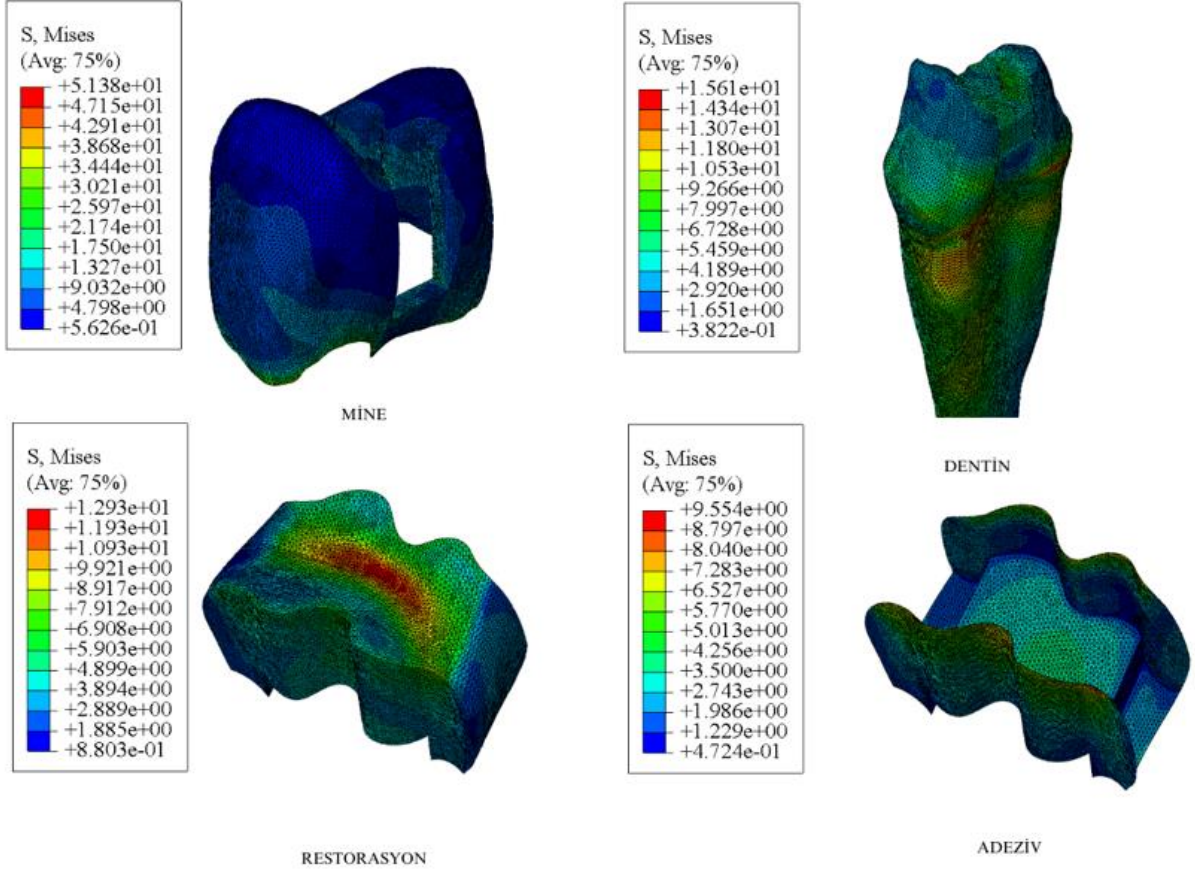
karşılaştırıldığında; bütün modellerde değerler birbirine yakın bulunsa da bulk fill kompozit rezin kullanılan modelde daha yüksek bulunmuştur.

Maksiller 2. premolar diş modellerine ait stres dağılım bölgeleri ise aşağıdaki şekillerde (Şekil 21,22,23,24) gösterilmiştir. Şekillerdeki stres değerleri büyükten küçüğe doğru şu renklerle gösterilmiştir; koyu kırmızı, turuncu, sarı, açık yeşil, yeşil, turkuaz, açık mavi, koyu mavi.

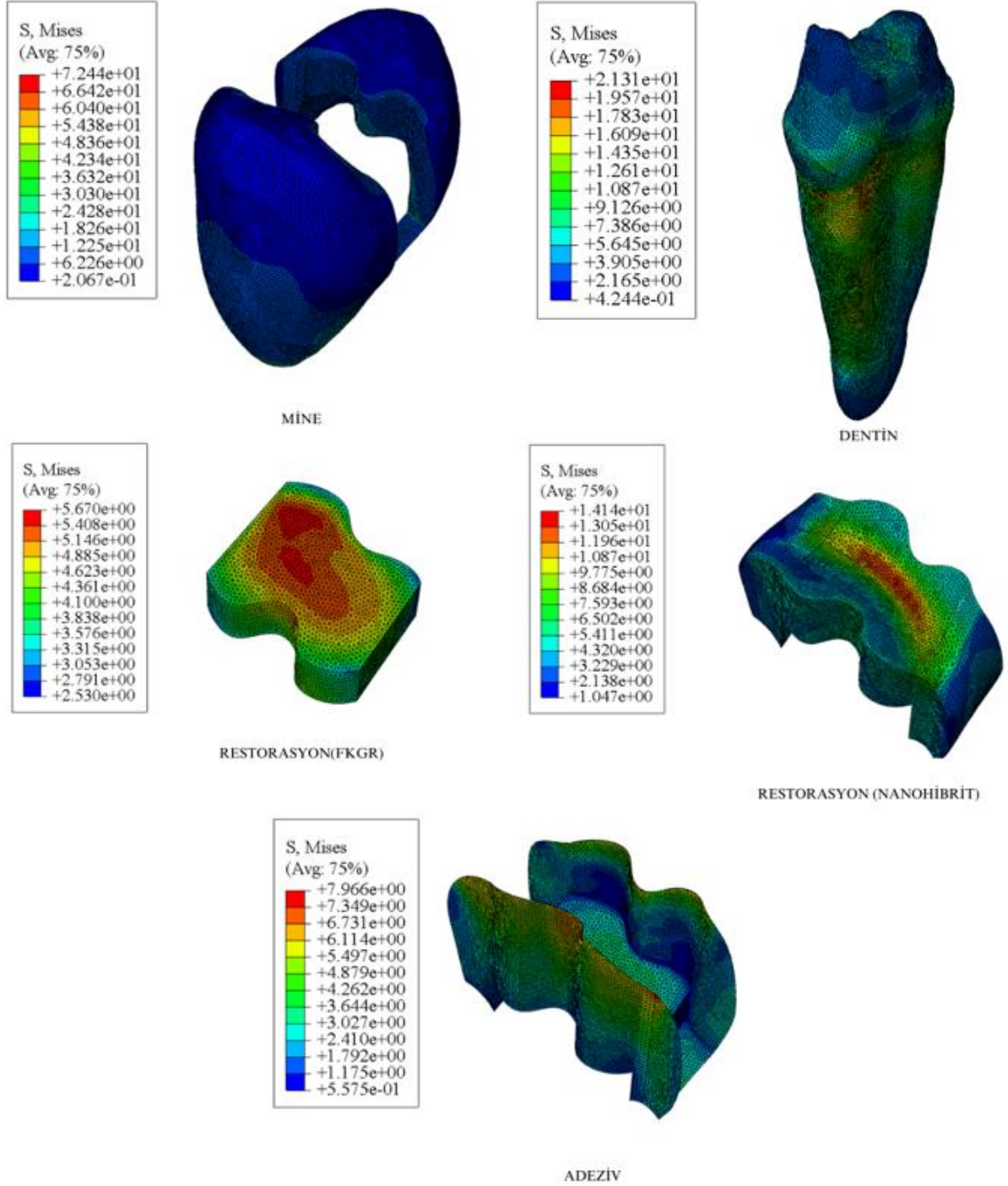




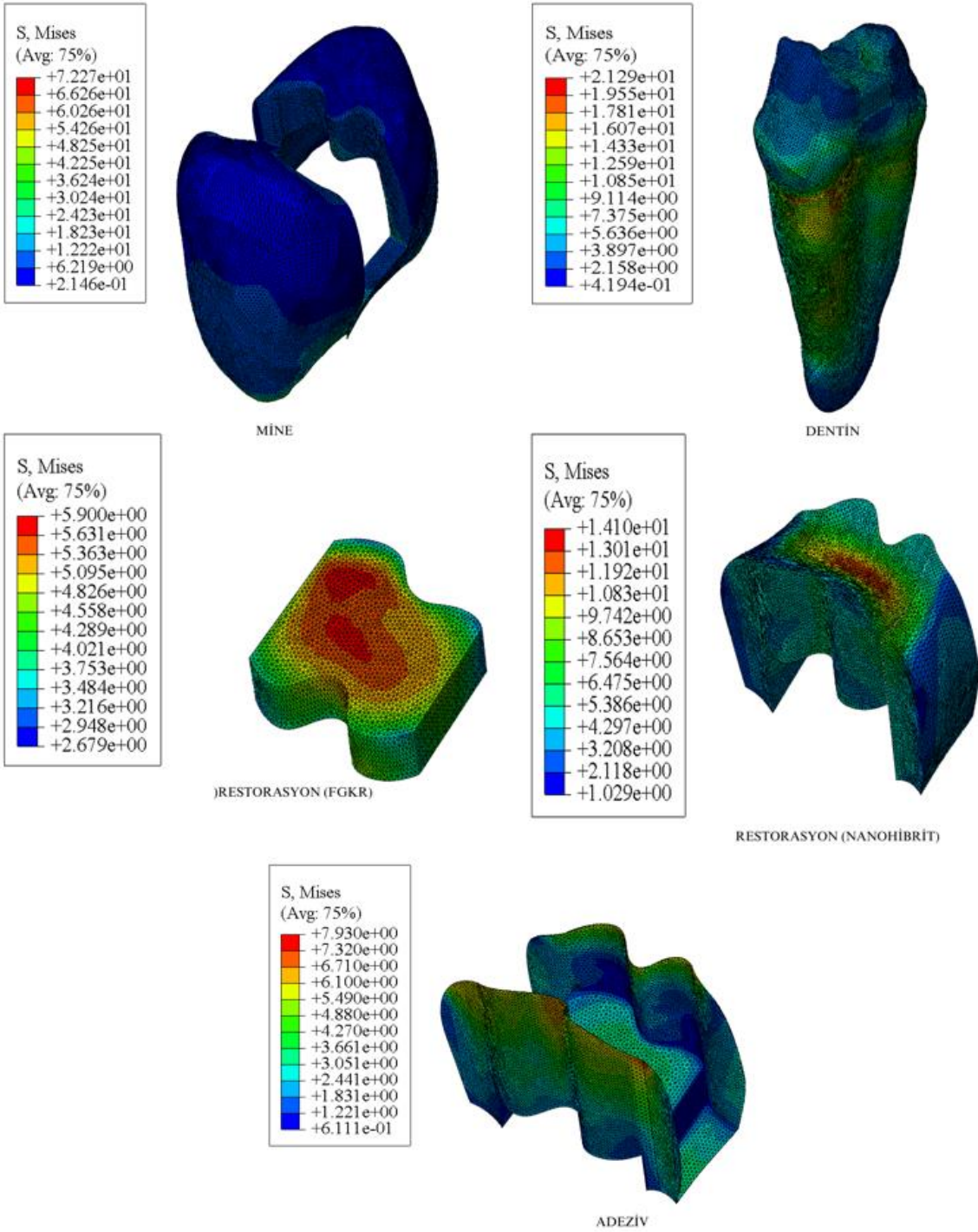
**Şekil 21.** Nanohibrit kompozit rezin kullanılan maksiller 2. premolar dişe ait stres dağılım bölgeleri



Şekil 22. Bulk fill kompozit rezin kullanılan maksiller 2. premolar dişe ait stres dağılım bölgeleri



Şekil 23. Fiberle güçlendirilmiş akışkan kompozit rezin kullanılan maksiller 2. premolar diş ait stres dağılım bölgeleri



**Şekil 24.** Fiberle güçlendirilmiş tepilebilir kompozit rezin kullanılan maksiller 2. premolar dişe ait stres dağılım bölgeleri

## 5. TARTIŞMA

Klinik ortamda sıklıkla travma, çürük veya kavite preparasyonu nedeniyle yapısını büyük ölçüde kaybetmiş ve bu sebeple kırılmaya karşı dirençleri oldukça azalmış dişler ile karşılaşmaktadır. Diş hekimine başvuran hastalarda genellikle plak birikimi, oral hijyen yetersizliği vb. sebeplerden kaynaklı premolar dişlerde çürükler görülmektedir. Aproksimal yüzeylerde oluşan çürükler, ağızda okluzal çürüklerden sonra en sık görülen çürüklerde ikinci sırada yer almaktadır. Premolar dişlerdeki çürükler temizlendikten sonra elde edilen sınıf 2 mod kaviteler, marjinal sırtlardaki kayıplar kalan diş dokusunu oldukça zayıflattığı, okluzal streslere karşı dayanıksız hale getirdiği ve kırılma direncini önemli ölçüde azalttığı için restoratif diş tedavisindeki en zorlu restorasyonlardan biri olarak kabul edilmektedir (Ahmed & Ahmed, 2022). Bu bilgilerden yola çıkarak yaptığımız çalışmada maksiller 1. ve 2. premolar ve mandibular 1. ve 2. premolar dişler, sınıf 2 mod kavite preparasyonu oluşturulup daha sonrasında farklı restoratif materyaller ile restore edilmesi tercih edilmiştir.

Kompozit rezinler, posterior dişlerin strese maruz kalan bölgelerinde amalgama uygun bir alternatif olup, amalgamdan farklı olarak diş yapısına kimyasal olarak bağlanma avantajına sahiptirler. Kavite duvarlarına kimyasal olarak bağlanan kompozit rezinler, kalan diş yapısını güçlendirerek, dişin strese karşı direncini arttırmaktadırlar (Dayangaç, 2000). Tıp, mühendislik vb. alanlarda olduğu gibi diş hekimliğinde de nanoteknoloji kullanılmaya başlanmıştır ve nanodolduruculu kompozit rezinler üretilmeye başlanmıştır. Bu kompozit rezinler, yapılarında inorganik dolduruculara ek olarak nanopartiküller içermektedir. Organik yapıları diğer kompozitlere benzese de inorganik yapıyı oluşturan partiküller nanodoldurucular ve nanopartiküller olmak üzere iki kısımdan oluşmaktadır. Üretildikleri zamandan itibaren rutinde oldukça yaygın kullanılmaya başlanılan nanohibrit kompozit rezinler; estetik olarak mikrofil kompozit rezinlere, dayanıklılık açısından ise hibrit kompozitlere benzemektedirler (Alzraikat ve ark., 2018). Bütün kavite tiplerinde kullanılabilen bu kompozit rezinler, rutinde oldukça sıklıkla kullanıldığı için stres dağılımını değerlendirilmek üzere yaptığımız çalışmadaki materyallerden biri olarak seçilmiştir.

Posterior dişlerin restorasyonu için geliştirilen kompozit rezinlerin mekanik dayanım, aşınma direnci ve estetik uyum gibi özelliklerinde sağlanan iyileştirmeler, bu materyallerin klinik kullanımını yaygınlaştırmıştır. Bunun sonucunda, materyallere restoratif işlemlerde uygulama kolaylığı sağlanması da geliştirilmesi gereken bir konu haline gelmiştir. Kompozit rezinlerin yapısındaki monomerlerin polimerlere dönüşümü polimerizasyon olarak, bu

dönüşümün miktarları ise polimerizasyon derecesi olarak adlandırılmaktadır. Polimerizasyon derecesinin miktarı aynı zamanda polimerizasyon büzülmesini de etkilemektedir. Bu büzülmeyi azaltmak için kompozit rezinlerin tabakalı (inkremental) teknikle uygulanması gerekmektedir (Aydın ve ark., 2019). Tabakalı (inkremental) teknik, kavite derinleştikçe uygulama süresini ve ışık uygulama sayısını arttırmaktadır. Bu sebeple kompozit rezinlerin daha fazla miktar ve kalınlıkta uygulanmasını sağlamak amacıyla “bulk fill” kompozit rezinler geliştirilmiştir. Bu materyallerin sağladığı uygulama kolaylığı, kavite duvarlarına adaptasyonun daha iyi sağlanması, tabakalar arasında boşluk oluşumunun en az indirgenmesi ve çiğneme kuvvetlerine karşı yüksek aşınma direnci göstermesi gibi avantajları sayesinde rutinde kullanılmaya başlanan bir materyal haline gelmiştir (Van Ende ve ark., 2017). Bu özellikleri sebebiyle, bulk fill kompozit rezinler yaptığımız çalışmaya dahil edilmiştir.

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin dayanıklılığını arttırmak amacıyla uzun yıllardır çalışmalar yapılmaktadır. En sık kullanılan materyal olan kompozit rezinlerin mekanik dayanıklılığını arttırmak ve performanslarını iyileştirmek amacıyla inorganik doldurucular farklı materyaller ile modifiye edilmiştir. Fiberler bu amaçla son teknolojik çalışmalarda kullanılan materyaller olmuştur. Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler, yapı itibarıyla geleneksel kompozit rezinlere benzerlik göstermekte ve inorganik doldurucular ile organik matriksten oluşmaktadır. İnorganik doldurucu faz organik matrikse eklenen farklı boyut, çap, yapı ve yönlerdeki fiberlerden oluşmaktadır. Bu kompozit rezinlerin yapısına rutinde en fazla kısa cam fiberler eklenmektedir. Kısa cam fiber takviyeli kompozit rezinler olarak da adlandırılan bu kompozit rezinler, yüksek mekanik dayanım ve çatlak ilerlemesini engelleyici özelliklere sahiptir. Fiberlerin rastgele ve homojen bir şekilde dağılımı streslerin daha geniş bir alana yayılmasını sağlayarak çatlak oluşumunu ve ilerlemesini sınırlamaktadır. Özellikle posterior dişlerin restorasyonlarında kullanılan bu materyaller, dentine benzer elastik modüle sahiptir ve restorasyonlar sırasında diş yapısına uyumlu bir stres dağılımı sağlamada önemli bir rol oynamaktadır (Tsujiimoto ve ark., 2016). Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinlerin bu özellikleri sebebiyle, 3 boyutlu sonlu elemanlar analiziyle diş, diş dokuları ve restorasyonlarda oluşan stres dağılımlarını incelediğimiz çalışmamıza dahil edilmiştir.

Kompozit restorasyonların uzun vadeli başarısı, dişlerin sahip olduğu karmaşık sistemin strese ve deformasyona karşı direncine bağlıdır. Restorasyonlardaki uygunsuz stres dağılımı, sekonder çürük, pulpa iltihabı, nekroz, postoperatif diş hassasiyetine, çatlaklar ve restorasyon/dişte kırılmalara neden olabilir (Ferracane, 2011). Bu nedenle, restoratif materyalin mekanik özellikleri ve diş dokularıyla olan uyumu büyük önem taşır. Dişin elastik modülü

(Young modülü), materyalin elastik deformasyona karşı direncini belirleyen önemli bir faktördür ve restorasyonun stres dağılımına doğrudan etki eder. Diş dokularının elastik modülü dentin ve mine için farklılık gösterir; mine daha sert ve kırılğan bir yapıya sahipken, dentin daha elastik bir yapıya sahiptir. Dişin doğal elastik modülü ile restoratif materyalin elastik modülü arasındaki uyum, restorasyonun başarısını etkileyen kritik bir faktördür. Eğer kullanılan restoratif materyal, diş dokularına kıyasla çok daha sert veya daha esnekse restorasyon ve diş dokusu arasındaki mekanik uyumsuzluk, stresin belirli bölgelerde yoğunlaşmasına neden olabilir (Chung ve ark., 2004).

Yaptığımız çalışmada; maksiller 1. ve 2. premolar ve mandibular 1. ve 2. premolar dişlerde oluşturduğumuz Sınıf 2 mod kavite ler oluşturulup, bu kavite ler 4 farklı restoratif materyalle restore edildikten sonra çiğneme kuvvetini taklit etmek amacıyla bu dişlere okluzal düzleme dik olacak şekilde 225 N kuvvet uygulandı. Daha sonra, diş ve diş dokularına ve restorasyonlarında meydana gelen stres değerleri ve bölgeleri karşılaştırıldı. Restoratif materyal olarak; rutinde sıklıkla kullanılan nanohibrit kompozit rezin, günümüzde oldukça yaygınlaşan bulk fill kompozit rezin ve güncel restoratif diş hekimliğinde yeni yer almaya başlayan fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler kullanıldı.

Diş hekimliğinde sonlu elemanlar analizi, restoratif materyallerin ve diş yapılarının mekanik davranışlarını incelemek için yaygın olarak kullanılan bir hesaplamalı mühendislik yöntemidir. Bu analiz, farklı yükleme koşulları altında diş ve restorasyon sistemlerinin stres dağılımlarını ve deformasyonlarını belirlemeye olanak tanır. 2 boyutlu sonlu elemanlar analizi, modelleme sürecini basitleştirerek daha hızlı simülasyonlar yapmayı mümkün kılar ve düşük hesaplama gücü gerektirdiğinden özellikle temel mekanik analizler için avantajlıdır. Ancak; diş yapısının karmaşık anatomik formu, çiğneme kuvvetlerinin üç boyutlu dağılımı ve restoratif materyallerin anizotropik özellikleri göz önünde bulundurulduğunda, 2 boyutlu modellerin sınırlı olduğu ve gerçekçi klinik senaryoları tam olarak yansıtamayabileceği görülmektedir. Buna karşın; 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi, diş ve çevre dokuların hacimsel yapısını ayrıntılı olarak modelleyerek biyomekanik analizlerin daha doğru ve güvenilir sonuçlar vermesini sağlar (Magne ve ark., 2012). Üç boyutlu modelleme; mine, dentin, pulpa, periodontal ligament ve restoratif materyaller gibi farklı bileşenlerin mekanik özelliklerinin daha gerçekçi bir şekilde tanımlanmasına olanak tanırken, çiğneme kuvvetlerinin farklı açılardan uygulanarak stres dağılımlarının incelenmesini mümkün kılar.

Xavier ve ark. 2013 yılında kesme ve mikro kesme bağlanma dayanımı analizlerini test etmek amacıyla sonlu elemanlar analizi yapmıştır. Bu çalışmada sonlu elemanlar analizinde hem 2 boyutlu hem 3 boyutlu modelleri kullanmışlardır. 2 boyutlu modellerin dentin-adeziv ara yüzeyi boyunca stres dağılımlarını yeterli derecede gösterdiğini belirtse de çalışmanın sonucunda 3 boyutlu modellerin 2 boyutlu modellere göre daha güvenilir olduğunu ve önemli parametreler analiz edilirken 3 boyutlu modellerin kullanılması gerektiği sonucuna ulaşmışlardır (Xavier ve ark.). Poiate ve ark. 2011 yılında yaptıkları çalışmada bilgisayarlı tomografide elde ettikleri santral diş görüntülerini 2 boyutlu ve 3 boyutlu sonlu elemanlar analizinde kullanmışlardır. Çalışmanın sonucunda, sonlu elemanlar analizinde doğru bir değerlendirme yapmak ve yeterli sonuçlar alabilmek için yüksek kalitede modeller olması gerektiği ve bu nedenle 3 boyutlu modellerin kullanılması gerektiği sonucuna varmışlardır (Poiate ve ark., 2011). Bu çalışmalardan yola çıkarak; diş, diş dokuları ve restoratif materyallerde biriken stresleri daha iyi değerlendirebilmek ve daha kaliteli modellemeler elde edilebilmek için yaptığımız çalışmada 2 boyutlu sonlu elemanlar analizi yerine 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi tercih edilmiştir.

Valian ve ark. 2014 yılında yaptıkları çalışmada maksiller premolar dişler kullanarak bilgisayar ortamında hazırladıkları sekiz farklı sınıf 2 kaviteye sahip modellere 200 N çiğneme kuvveti uygulamışlardır. Kavite tasarımının biyomekanik etkilerini incelemek amacıyla yaptıkları bu 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi çalışmasında mod kavite bulunan dişlerde en yüksek stres birikiminin mine marjinde ve mine- dentin birleşiminde olduğunu göstermişlerdir. Diğer Sınıf 2 kaviteye sahip modellere bakıldığında, kavitenin meziodistal genişliği arttıkça minede biriken stres konsantrasyonunun arttığını ancak dentin üzerinde belirgin bir stres artışı olmadığı sonucuna ulaşmışlardır (Valian ve ark., 2014). Yaptığımız çalışmada da benzer sonuçlar ortaya çıkmıştır. Elde ettiğimiz sonuçlara bakıldığında, 4 farklı premolar dişte de kullanılan materyal farketmeksizin bütün gruplarda en fazla stres konsantrasyonu mine dokusunda gözlenmiştir.

Ausiello ve ark. 2017 yılında yaptıkları 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi çalışmasında mandibular molar dişi kullanmışlardır. İki farklı bulk fill kompozit rezin ile restore edilen Sınıf 2 mod kavitelere 600 N çiğneme kuvveti uygulanmıştır. Değerlendirmeler sonucunda, en yüksek stres birikiminin mine dokusu, mine dentin birleşimi ve bulk fill kompozit rezin materyali üzerinde yoğunlaştığını gözlemlemişlerdir. Kullanılan iki farklı bulk fill kompozit rezin materyalinden daha düşük elastik modülüne sahip olan daha düşük stres seviyeleri göstermiştir ve daha iyi mekanik performans sergiledikleri sonucuna ulaşmışlardır (Auisello ve

ark., 2017). Bizim çalışmamızın sonuçları da bu çalışmaya benzerdir; bulk fill kompozit rezinle restore edilen grupta mine dokusunda biriken stres konsantrasyonu daha yüksek bulunmuştur.

Bareto ve ark.'nın 2015 yılında fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin kullanarak yaptıkları çalışmada mandibular premolar dişlerin lingual kuspları indirgenerek kaviteler oluşturulmuştur. Daha sonra bu kaviteler kısa fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin+ nanohibrit kompozit rezin kullanılarak ve yalnızca nanohibrit kompozit rezin kullanılarak restore edilmişlerdir. Yalnızca nanohibrit kompozit rezin kullanılan modellerde stres birikimini fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin kullanılan modellerden daha fazla bulmuşlardır. Okluzal düzleme dik gelen kuvvetin 45 ° açıyla gelen kuvvete göre dokularda daha eşit stres dağılımı sağladığı ve diş dokusuna daha iyi absorbe olduğu sonucuna ulaşmışlardır (Bareto ve ark., 2015). Bizim çalışmamızda da bu çalışmaya benzer olarak fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin kullanılan grupta biriken stres konsantrasyonunun yalnızca nanohibrit kompozit rezin kullanılan gruptan daha az olduğu sonucuna ulaşılmıştır.

Brozek ve ark. 2024 yılında yaptıkları çalışmada bizim çalışmamızda kullandığımız fiberle güçlendirilmiş akışkan kompozit rezini başka bir akışkan kompozit rezinle karşılaştırmıştır. Fiberle güçlendirilmiş akışkan kompozit rezinin yüksek doldurucu oranına ve cam fiber içeriğine sahip olmasının daha iyi yük taşıma kapasitesine ve daha homojen bir stres dağılımına sahip olduğu sonucuna ulaşmışlardır (Brozek ve ark., 2024). Bizim çalışmamızda da elastik modülü diğer kullanılan materyallerden düşük olan fiberle güçlendirilmiş akışkan kompozitin kendi içinde stres birikiminin az olduğu, üzerini örtmek için kullanılan nanohibrit kompozit rezinde stres konsantrasyonunun daha yüksek olduğu görülmüştür. Bu sonuç, FGKR materyalinin üzerine gelen stresi absorbe ettiği ve homojen bir şekilde dağıttığını göstermektedir.

Eraslan ve ark. 2010 yılında aşırı madde kaybına uğramış endodontik tedavi geçirmiş premolar dişlerde yaptıkları 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi çalışmasında direkt kompozit rezin restorasyon, fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin restorasyon ve fiber post kullanmışlardır. Her bir modelin okluzal yüzeyinin merkezine dik bir şekilde 300 N'luk kuvvet uygulanmıştır. Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin kullandıkları modeldeki stres dağılımının, işlem görmemiş sağlam bir dişteki stres dağılımına yakın olduğu sonucuna ulaşmışlardır. Post kullanımının kök dentin dokusunda stresleri arttırdığını, buna karşılık fiberle güçlendirilmiş kompozit restorasyon kullanımının stres iletimini azalttığını göstermişlerdir. Bizim

çalışmamıza paralel olarak, fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinlerin gelen kuvveti ve stresi homojen bir şekilde dağıttıkları sonucuna ulaşmışlardır (Eraslan ve ark., 2010).

Gönder ve ark.'nın 2023 yılında yaptıkları 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi çalışmasında üst molar dişte bulunan sınıf 2 kavitelemi bulkfill ve geleneksel kompozit rezinle restore etmişlerdir. 600 N kuvvet dişin okluzaline uygulanmış ve stres dağılımına bakılmıştır. Bizim çalışmamızla benzer sonuçlara ulaşmışlardır. Elastik modülü daha düşük olan bulkfill kompozit rezinin mine dokusunda daha fazla stres konsantrasyonuna sahip olduğunu göstermişlerdir (Gönder ve ark., 2023).

Ausiello ve ark. 2001 yılında yaptıkları çalışmada maksiller premolar dişlerde hazırlanan sınıf 2 mod kavitelemi bilgisayar ortamında hazırlamış ve restore etmişlerdir. Restorasyon materyali olarak bir yüksek elastik modüle sahip kompozit rezin, bir de düşük elastik modüle sahip kompozit rezin kullanmışlardır. Yüksek elastik modüle sahip olan kompozit rezin, mine-dentin birleşim bölgesinde ve kompozit-diş ara yüzeyinde daha fazla stres birikimine sebep olmuştur (Ausiello ve ark., 2001). Bizim çalışmamızda da yüksek elastik modüle sahip nanohibrit kompozit rezin kullanılan grupta hem mine ve dentin dokusunda hem de restorasyon üzerinde fazla stres birikimine sebep olmuştur.

#### **Çalışmanın limitasyonları:**

Bu çalışmanın bazı sınırlamaları bulunmaktadır:

- Sonlu elemanlar analizi (FEA) kullanılarak yapılan değerlendirmeler, gerçek klinik ortamı tam olarak yansıtmayabilir ve elde edilen sonuçlar, in vivo koşullardaki biyolojik değişkenlerden bağımsızdır.
- Analizde kullanılan malzeme özellikleri ideal koşullara göre modellenmiş olup, ağız içi ortamda görülen sıcaklık değişimleri, nem, mekanik yorgunluk ve uzun vadeli kimyasal etkileşimler gibi faktörler dikkate alınmamıştır.
- Çalışma bireysel hasta farklılıklarını, örneğin çiğneme kuvvetlerindeki değişkenliği ve biyolojik adaptasyonu içermediğinden, sonuçlar genelleştirilirken dikkatli olunmalıdır. Çalışmamız yalnızca okluzal yüzeye dik gelen kuvvetin oluşturduğu stres değerlerini göstermektedir, lateral kuvvetler değerlendirilmemiştir.
- Adeziv bağlanma mekanizmasının zaman içindeki değişimi ve restorasyonların uzun süreli performansı doğrudan değerlendirilememektedir.

Bu nedenle, elde edilen bulguların klinik uygulanabilirliğini doğrulamak için in vitro ve in vivo çalışmalarla desteklenmesi gerekmektedir.

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Yaptığımız çalışmada, farklı restoratif materyallerin premolar dişlerde diş, diş dokusu ve restorasyonda biriken stres değerlerinin dağılımları incelenmiş ve aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır.

- İncelediğimiz bütün dişlerde ve materyallerde en fazla stres birikimi mine dokusunda görülmüştür. Mine dokusunun elastik modülü dentine göre çok daha yüksektir, bu da minenin daha sert ve kırılabilir bir yapıda olduğunu göstermektedir. Bu sebeple gelen kuvvet mine dokusunda daha fazla stres birikmesine sebep olduğu düşünülmektedir.

- Mandibular 1. ve 2. premolar ve maksiller 1. premolar dişlerin mine dokusunda, bulk fill kompozit rezin kullanılan grupta stres konsantrasyonu en fazla görülürken, maksiller 2. premolar dişte ise mine dokusundaki stres birikimi fiberle güçlendirilmiş akışkan kompozit rezin kullanılan grupta en fazla görülmüştür. Bulk fill kompozit rezinler rijit yapıya sahip oldukları için gelen kuvveti absorbe etmek yerine doğrudan mine ve dentine ilettiği ve stresin lokalize olduğu düşünülmektedir. Fiberle güçlendirilmiş akışkan kompozit rezin kullanılan grupta maksiller 2. premolar dişin mine dokusunda daha fazla stres birikme sebebinin, bu dişlerin farklı anatomik yapıya, daha büyük pulpa odasına ve bu sebeple farklı yük taşıma dinamiklerine sahip olmasından kaynaklı olduğu düşünülmektedir.

- Çalışmada kullanılan bütün gruplarda restorasyonlar üzerinde biriken streslere bakıldığında en az stres birikiminin elastik modülü düşük olan fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin materyali üzerinde olduğu bulunmuştur. Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinlerin ağız ortamıyla ilişkide olmaması gerekmektedir. Bu sebeple FGKR'ler aşınma direnci yüksek ve cilalanabilir bir kompozit rezinle örtülmelidir. Bunlara örnek olarak; nanohibrit, hibrit veya bulk fill kompozit rezinler verilebilir. Bizim çalışmamızda FGKR'lerin ağız ortamıyla ilişkisinin olmaması için üzerleri nanohibrit kompozit rezinle örtülmüştür. Restorasyon üzerinde biriken stres miktarı, elastik modülü yüksek olan nanohibrit kompozit rezinlerde daha fazla görülmüştür. Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinlerin elastik modülü düşük olduğu için daha esnek olup, kuvveti daha iyi absorbe ettiği ve homojen bir şekilde dağıttığı düşünülmektedir. Bu materyalin kullanıldığı grupta mine dokusunda biriken stres miktarının dentin dokusundan daha fazla olduğu görülmüştür. Aynı şekilde fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinin örtülmesi için kullanılan nanohibrit kompozit rezinde biriken stres miktarının, fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin üzerinde biriken stres miktarından daha fazla olduğu

bulunmuştur. Bunun sonucunda FGKR materyalinin dentin dokusu gibi davrandığı ve kuvvetin daha homojen yayılmasına yardımcı olduğu düşünülmektedir.

- Fiberle güçlendirilmiş kompozit rezin kullanılan grupta biriken stres miktarlarının, akışkan formda olan FGKR kullanılan grupta biriken stres miktarından daha az olduğu görülmüştür. Bu materyallerde fiberin homojen dağılımı, stresin dengeli yayılmasını sağlar. Ancak akışkan formda olanda fiber konsantrasyonu genellikle daha düşüktür, bu sebeple yük dağılımı etkisinin daha sınırlı olduğu düşünülmektedir.

- Stres dağılımı bölgelerini gösteren şekiller incelendiğinde en fazla stres birikiminin çiğneme kuvvetinin okluzal yüzeye dik olarak uygulandığı bölgenin merkezinde olduğu görülmüştür. Bu durumun kuvvetlerin doğrudan temas ettiği bölgede en yüksek gerilimi oluşturması ve gerilimin çevre dokulara yeterince yayılmadan lokal olarak birikmesi kaynaklı olduğu düşünülmektedir.

Elde ettiğimiz veriler ve sonuçlar doğrultusunda, en fazla bulk fill kompozit rezinlerin mine dokusunda stres birikimine sebep olduğu bulunmuştur. Bu durum, bulk fill kompozit rezinlerin elastisite modülü nedeniyle mine dokusu arasındaki stres geçişinin yeterince homojen olmamasından kaynaklanmaktadır. Klinik açıdan değerlendirildiğinde, premolar dişlerde bulk fill kompozit rezinlerin kullanımı sırasında, özellikle derin kavitelerde stres birikiminin restorasyonun marjinal adaptasyonunu ve uzun dönem başarısını olumsuz etkileyebileceği göz önünde bulundurulmalıdır. Öte yandan, fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinlerin elastik modülü sayesinde restorasyon üzerindeki stresleri azaltmada etkili olduğu görülmüştür. Fiber içeriğinin varlığı, özellikle çiğneme kuvvetlerinin restorasyon boyunca daha homojen yayılmasını sağlamakta ve kırılma riskini azaltmaktadır. Bu materyallerin özellikleri incelendiğinde, elastisite modülü ve stres dağılımı açısından dentin dokusuna benzer bir davranış sergileyebileceği gözlemlenmiştir. Bu nedenle klinik uygulamada fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinler, restorasyonun dentin benzeri bir destek yapısı oluşturmasını sağlayarak doğal diş yapısıyla daha uyumlu bir stres transferi gerçekleştirebileceği düşünülmektedir. Ayrıca fiberle güçlendirilmiş kompozit rezinlerin ağız ortamıyla doğrudan temas etmemesi gerektiğinden, restorasyonların fonksiyonel ve estetik gereklilikleri karşılaması için üzerinin mutlaka nanohibrit, hibrit veya bulk fill kompozit rezinler gibi aşınma direnci yüksek ve cilalanabilir özellikte bir kompozit rezin materyalle örtülmesi gerekmektedir. Bu uygulama, fiberle güçlendirilmiş kompozitin dentin benzeri davranışını destekleyerek yük taşıma kapasitesini artırırken, mine ile uyumlu bir restoratif yüzey elde edilmesini de sağlayacaktır.

Çalışmamızda ayrıca, stres birikiminin çiğneme kuvvetlerinin uygulandığı bölgenin merkezinde yoğunlaştığı görülmüştür. Klinik olarak bu tip restorasyonlar sonrası premolar bölgedeki stres yoğunluğunu azaltmak için dikkatli okluzal uyumlamalar yapılmalı, erken temas noktaları ve aşırı yüklenmeyi önleyecek ayarlamalar yapılmalıdır. Özellikle yük dağılımını optimize etmek için uygun yüzey morfolojisi oluşturulmalı, gerektiğinde selektif aşındırmalar uygulanmalıdır. Restorasyonlar sonrası hastaya çiğneme alışkanlıkları, parafonksiyonel alışkanlıklar ve okluzal kuvvet dengesizlikleri konusunda bilgilendirme yapılmalı ve gerektiğinde koruyucu önlemler alınmalıdır.

Yaptığımız çalışmanın sonuçları doğrultusunda; diş, diş dokuları ve restoratif materyaller üzerinde biriken stres değerlerinin, restorasyonda kullanılan materyallerin elastisite modüllerine bağlı olarak değişeceği hipotezimiz doğrulanmıştır. Gelecek çalışmalarda farklı çiğneme kuvvetleri, sıcaklık değişimleri ve uzun süreli mekanik yorgunluk testleri ile bu bulguların klinik ortamlardaki geçerliliği artırılmalıdır. Ayrıca, fiber içerikli kompozit rezinlerin klinik içi kullanımı, ilgili restorasyonların yük dağılımını homojen olarak sağlayarak, restorasyonların dayanıklılığını artırabileceği ve ömrünü uzatabileceği düşünülmektedir. Bu nedenle klinik kullanımda tercih edilmesinin faydalı olabileceği ön görülmektedir. Farklı restoratif teknikler ve materyal kombinasyonları incelenerek stres dağılımı üzerindeki etkileri araştırılmalıdır.

## 7. KAYNAKLAR

- Ahmed, R., & Ahmed, H. (2022). Fracture resistance of mod cavities in maxillary premolar teeth restored with different restorative protocols: an in-vitro study. *Egyptian Dental Journal*, 68(2), 1907-1916.
- Akbaş, M., Akbulut, M. B., & Belli, S. (2021). Sonlu Elemanlar Stres Analizi ve Endodontide Kullanımı. *European Journal of Research in Dentistry*, 5(2), 99-108.
- Aktürk, H., Gür, G., & Baltacıoğlu, İ. H. (2014). Kompozit rezinin yüzey sertlik değerleri üzerine farklı ışık cihazlarının etkisi. *European Annals of Dental Sciences*, 41(3), 139-149.
- Alrahlah, A., Silikas, N., & Watts, D. C. (2014). Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. *Dental materials*, 30(2), 149-154.
- Altun, C. (2005). Kompozit dolgu materyallerinde son gelişmeler. *Gülhane Tıp Dergisi*, 47(1), 77-82.
- Alzraikat, H., Burrow, M. F., Maghaireh, G. A., & Taha, N. A. (2018). Nanofilled resin composite properties and clinical performance: a review. *Operative dentistry*, 43(4), E173-E190.
- Ausiello, P., Apicella, A., Davidson, C. L., & Rengo, S. (2001). 3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites. *Journal of biomechanics*, 34(10), 1269-1277.
- Ausiello, P., Ciaramella, S., Garcia-Godoy, F., Martorelli, M., Sorrentino, R., & Gloria, A. (2017). Stress distribution of bulk-fill resin composite in class II restorations. *Am. J. Dent*, 30, 227-232.
- Aydın, N., Karaoğlanoğlu, S., Oktay, E. A., Topçu, F. T., & Demir, F. (2019). Diş hekimliğinde bulk fill kompozit rezinler. *Selcuk Dental Journal*, 6(2), 229-238.
- Barreto, B. C. F., Van Ende, A., Lise, D. P., Noritomi, P. Y., Jaecques, S., Sloten, J. V., ... & Van Meerbeek, B. (2016). S hort fibre-reinforced composite for extensive direct restorations: a laboratory and computational assessment. *Clinical oral investigations*, 20, 959-966.
- Bayne, S. C., Heymann, H. O., & Swift Jr, E. J. (1994). Update on dental composite restorations. *Journal of the American Dental Association* (1939), 125(6), 687-701.
- Baysal, N., & Ayyıldız, S. (2014). Sabit Bölümlü Protezlerde Fiberle Güçlendirilmiş Kompozit Rezin Kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24(2), 315-325.
- Bowen, R. L. (1965). U.S. Patent No. 3,179,623. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.
- Braden, M. (1988). Denture base poly (methyl methacrylate) reinforced with ultra-high modulus polyethylene fibers. *Br Dent J*, 164, 109-113.
- Brown, D. (2000). Fiber-reinforced materials. *Dental update*, 27(9), 442-448.
- Candan, Ü., & Eronat, N. (2008). Fiberle güçlendirilmiş rezin kompozitler.

- Chojnacka-Brożek, A., Liber-Kneć, A., & Łagan, S. (2024). Compression Behavior of Dental Flowable Composites—Digital Image Correlation and Numerical Analysis. *Materials*, 17(23), 5853.
- Chung, S. M., Yap, A. U. J., Koh, W. K., Tsai, K. T., & Lim, C. T. (2004). Measurement of Poisson's ratio of dental composite restorative materials. *Biomaterials*, 25(13), 2455-2460.
- Çalikkocaoğlu S. Dişsiz hastaların protetik tedavisi. 5 Basım. Quintessence Yayıncılık, 2010, s:1-63
- Çelik, Ç. (2017). Güncel kompozit rezin sistemler. *Türkiye Klinikleri J Restor Dent-Special Topics*, 3(3), 128-137.
- Dayangaç, B. (2000). Kompozit Resin Restorasyonlar (pp. 74–84). Güneş Kitabevi LTD. Şti.
- Demir, N. (2017). Diş Hekimliğinde Yeni Bir Materyal: Giomerler. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 8(2), 1543-1548.
- Desai SR, Shinde HH. Finite Element Analysis: Basics And Its Applications In Dentistry. *Indian J Dent Sci*.2012; 4(1):60-5.
- Eraslan, Ö., Eraslan, O., Eskitaşcıoğlu, G., & Belli, S. (2011). Conservative restoration of severely damaged endodontically treated premolar teeth: a FEM study. *Clinical Oral Investigations*, 15, 403-408.
- Featherstone JD: the caries balance: the basis for caries management by risk assessment. *Oral Health Prev Dent* 2(Suppl 1):259–264, 2004.
- Ferracane, J. L. (2011). Resin composite—state of the art. *Dental materials*, 27(1), 29-38.
- Freilich, M. A., Karmaker, A. C., Burstone, C. J., & Goldberg, A. J. (1998). Development and clinical applications of a light-polymerized fiber-reinforced composite. *The Journal of prosthetic dentistry*, 80(3), 311-318.
- Furuse, A. Y., Gordon, K., Rodrigues, F. P., Silikas, N., & Watts, D. C. (2008). Colour-stability and gloss-retention of silorane and dimethacrylate composites with accelerated aging. *Journal of dentistry*, 36(11), 945-952.
- Ganesh, M., & Tandon, S. (2006). Versatility of ribbond in contemporary dental practice. *Trends Biomater Artif Organs*, 20(1), 53-58.
- Gao J, Xu W, Ding Z. 3D finite element mesh generation of complicated tooth model based on CT slices. *Comput Methods Programs Biomed*. 2006; 82(2): 97-105.
- Garoushi, S., Gargoum, A., Vallittu, P. K., & Lassila, L. (2018). Short fiber-reinforced composite restorations: a review of the current literature. *Journal of investigative and clinical dentistry*, 9(3), e12330.
- Gönder, H. Y., & Öz, C. (2020). Bulk-Fill Kompozit Rezinler. *Necmettin Erbakan Üniversitesi Diş Hekimliği Dergisi*, 2(3), 117-123.

- Gönder, H. Y., Mohammadi, R., Harmankaya, A., Yüksel, İ. B., Fidancıoğlu, Y. D., & Karabekiroğlu, S. (2023). 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*, 15(7), 1637.
- Hammond, D., & Whitty, J. (2015). Finite element analysis and dentistry. *Faculty dental journal*, 6(3), 134-139.
- Imazato, S. (2003). Antibacterial properties of resin composites and dentin bonding systems. *Dental materials*, 19(6), 449-457.
- Jackson, R. D., & Morgan, M. (2000). The new posterior resins and: a simplified placement technique. *The Journal of the American Dental Association*, 131(3), 375-383.
- Jagger, D. C., Harrison, A., & Jandt, K. D. (1999). The reinforcement of dentures. *Journal of oral rehabilitation*, 26(3), 185-194.
- Kaleem, M., Satterthwaite, J. D., & Watts, D. C. (2009). Effect of filler particle size and morphology on force/work parameters for stickiness of unset resin-composites. *dental materials*, 25(12), 1585-1592.
- Kandekar, S., & Talikoti, R. (2018). Strength and Durability Study of Aramid Fibers in Retrofitting of Reinforced Concrete Structure.
- Kurt, D. E. Ç., Özdoğan, D. M. S., & Yılmaz, H. (2006). Seromerler ve fiberle güçlendirilmiş kompozitler. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2006(2), 52-60.
- Levent, H., & Karağaçlıoğlu, L. (2004). Protez kaide rezinlerinin güçlendirilmesi. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 21(2), 135-142.
- Li, X., Pongprueksa, P., Van Meerbeek, B., & De Munck, J. (2015). Curing profile of bulk-fill resin-based composites. *Journal of dentistry*, 43(6), 664-672.
- Lung, C. Y. K., Sarfraz, Z., Habib, A., Khan, A. S., & Matinlinna, J. P. (2016). Effect of silanization of hydroxyapatite fillers on physical and mechanical properties of a bis-GMA based resin composite. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 54, 283-294.
- Lutz, F., & Phillips, R. W. (1983). A classification and evaluation of composite resin systems. *The Journal of prosthetic dentistry*, 50(4), 480-488.
- Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dent Mater*.2007; 23(5): 539-48.
- Magne P, Stanley K, Schlichting LH. Modeling of ultrathin occlusal veneers. *Dent Mater* 2012; 28:777-82
- Martignon, S., Ekstrand, K. R., & Ellwood, R. (2006). Efficacy of sealing proximal early active lesions: an 18-month clinical study evaluated by conventional and subtraction radiography. *Caries research*, 40(5), 382-388.
- Mesquita, R. V., Axmann, D., & Geis-Gerstorfer, J. (2006). Dynamic visco-elastic properties of dental composite resins. *Dental Materials*, 22(3), 258-267.

Mosharraf, R., & Torkan, S. (2012). Fracture resistance of composite fixed partial dentures reinforced with pre-impregnated and non-impregnated fibers. *Journal of Dental Research, dental clinics, dental prospects*, 6(1), 12.

Önal, B. (2004). Restoratif diş hekimliğinde maddeler ve uygulamaları. Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, İzmir.

Poiate, I. A., Vasconcellos, A. B., Mori, M., & Poiate Jr, E. (2011). 2D and 3D finite element analysis of central incisor generated by computerized tomography. *Computer methods and programs in biomedicine*, 104(2), 292-299.

Rao, S. S. (2010). *The finite element method in engineering*. Elsevier.

Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's restorative dental materials-e-book: Elsevier Health Sciences*; 2012.

Saxena, A., & Chandak, M. (2016). Finite Element Analysis (FEA) as a Decisive Tool for Study of Force Distribution in Dentistry. *Scholars Journal of Dental Sciences*, 3(10), 278-283.

Schwendicke, F., Splieth, C., Breschi, L., Banerjee, A., Fontana, M., Paris, S., ... & Manton, D. J. (2019). When to intervene in the caries process? An expert Delphi consensus statement. *Clinical oral investigations*, 23, 3691-3703.

Selwitz, R. H., Ismail, A. I., & Pitts, N. B. (2007). Dental caries. *The Lancet*, 369(9555), 51-59.

Soares, C. J., Versluis, A., Valdivia, A. D. C. M., Bicalho, A. A., Veríssimo, C., Barreto, B. D. C. F., & Roscoe, M. G. (2012). Finite element analysis in dentistry-improving the quality of oral health care. *Moratal D. Finite Element Analysis-From Biomedical Applications to Industrial Developments*. Intech, 25-56.

Sung, S. J., Baik, H. S., Moon, Y. S., Yu, H. S., & Cho, Y. S. (2003). A comparative evaluation of different compensating curves in the lingual and labial techniques using 3D FEM. *American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics*, 123(4), 441-450.

Szabó, B., & Babuška, I. (2021). *Finite element analysis: Method, verification and validation*.

Takahashi N, Nyvad B: the role of bacteria in the caries process: ecological perspectives. *J Dent Res* 90(3):294–303, 2011.

Taşkınsel, E., & Gümüş, H. (2014). Sonlu elemanlar stres analizi ve restoratif diş hekimliğinde kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24(Supplement 8), 131-135.

Tsujimoto, A., Barkmeier, W. W., Takamizawa, T., Latta, M. A., & Miyazaki, M. (2016). Mechanical properties, volumetric shrinkage and depth of cure of short fiber-reinforced resin composite. *Dental materials journal*, 35(3), 418-424.

Tuloglu, N., Bayrak, S., & Tunc, E. S. (2009). Different clinical applications of bondable reinforcement ribbond in pediatric dentistry. *European journal of dentistry*, 3(04), 329-334.

Tunçdemir, A. R., Gönder, H. Y., & Yüksel, İ. B. *Diş Hekimliğinde Sonlu Eleman Analizi. Sağlık Bilimleri Alanında*, 9.

- Valian, A., Moravej-Salehi, E., Geramy, A., & Faramarzi, E. (2015). Effect of extension and type of composite-restored class II cavities on biomechanical properties of teeth: a three dimensional Finite Element Analysis. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran)*, 12(2), 140.
- Van Ende, A., De Munck, J., Lise, D. P., Van Meerbeek, B., & Ermis, B. (2017). Bulk-fill composites: a review of the current literature. *Journal of Adhesive Dentistry*, 19(2), 95-109.
- Vallittu, P. K. (1997). Curing of a silane coupling agent and its effect on the transverse strength of autopolymerizing polymethylmethacrylate—glass fibre composite. *Journal of Oral Rehabilitation*, 24(2), 124-130.
- Vallittu, P. K. (1998). Compositional and weave pattern analyses of glass fibers in dental polymer fiber composites. *Journal of Prosthodontics*, 7(3), 170-176.
- Veiga, N. J., Aires, D., Douglas, F., Pereira, M., Vaz, A., Rama, L., ... & Bexiga, F. (2016). Dental caries: A review. *Journal of dental and oral health*, 2(5), 1-3.
- Wojcik-Checinska, I., Mojsym, A., Loj-Maczulska, A., & Chalas, R. (2015). Specifics of proximal caries and their diagnostics in posterior teeth. *Current Issues in Pharmacy and Medical Sciences*, 28(2), 92-96.
- Xavier, T. A., & Ballester, R. Y. (2013). A comparison between the capacity of 2D and 3D finite element models in analyzing the stress distribution in shear and microshear bond strength tests. *Journal of Research in Dentistry*, 1(1), 41-54.

## 8. EKLER

### EK-1: Etik Kurulu Kararı



T.C.

NECMETTİN ERBAKAN ÜNİVERSİTESİ DIŞ HEKİMLİĞİ  
İLAÇ VE TIBBİ CİHAZ DIŞI ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU

Toplantı Sayısı: 46	Toplantı Tarihi: 28.11.2024
---------------------	-----------------------------

**Karar Sayısı:2024/517:** (Başvuru ID: 22052) N.E.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Bilimler Bölümü Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Doç. Dr. Hakan Yasin GÖNDER'in "Sınıf 2 Mod Kaviteelerde Fiber Destekli ve Bulkfill Kompozit Restorasyonların Stres Dağılımlarının Karşılaştırılması" başlıklı uzmanlık tez çalışması ile ilgili başvurusu görüşüldü. Arş. Gör. Sinem ALKURT KAPLAN'ın uzmanlık tez çalışmasının N.E.Ü Diş Hekimliği Fakültesi Klinik Bilimler Bölümü Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Doç. Dr. Hakan Yasin GÖNDER'in sorumluluğunda yürütülmesinin uygun olduğuna oyçokluğu ile karar verilmiştir.

**Not:** Çalışma ile ilgili gerekli izin ve yasal sorumluluk araştırmacıya aittir.

**Sorumlu Araştırmacı:** Doç. Dr. Hakan Yasin GÖNDER  
**Yardımcı Araştırmacılar:** Arş. Gör. Sinem ALKURT KAPLAN

ASLI GİBİDİR  
28.11.2024

## EK-2: Benzerlik Raporu

### Sınıf 2 Mod Kavitelerde Fiber Destekli ve Bulk Fill Kompozit Restorasyonların Stres Dağılımlarının Karşılaştırılması

#### ORJİNALLİK RAPORU

% <b>14</b>	% <b>14</b>	% <b>7</b>	%
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

#### BİRİNCİL KAYNAKLAR

<b>1</b>	<b>acikbilim.yok.gov.tr</b> İnternet Kaynağı	% <b>5</b>
<b>2</b>	<b>www.duvaryayinlari.com</b> İnternet Kaynağı	% <b>2</b>
<b>3</b>	<b>nek.istanbul.edu.tr:4444</b> İnternet Kaynağı	% <b>1</b>
<b>4</b>	<b>docplayer.biz.tr</b> İnternet Kaynağı	% <b>1</b>
<b>5</b>	<b>dergipark.org.tr</b> İnternet Kaynağı	% <b>1</b>
<b>6</b>	<b>acikerisim.erbakan.edu.tr</b> İnternet Kaynağı	% <b>1</b>
<b>7</b>	<b>docs.neu.edu.tr</b> İnternet Kaynağı	% <b>1</b>
<b>8</b>	<b>dspace.kocaeli.edu.tr:8080</b> İnternet Kaynağı	<% <b>1</b>
<b>9</b>	<b>hdl.handle.net</b> İnternet Kaynağı	<% <b>1</b>
<b>10</b>	<b>acikerisim.dicle.edu.tr</b> İnternet Kaynağı	<% <b>1</b>
<b>11</b>	<b>www.mdpi.com</b> İnternet Kaynağı	<% <b>1</b>